

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ENDODONTİK TEDAVİ SONRASI FARKLI MATERYAL VE
TEKNİKLERLE YAPILAN RESTORASYONLARIN DİŞİN KIRILMA
DAYANIMINA ETKİSİ : İN VİTRO ÇALIŞMA**

Ali Kamuran ÖZKAN

UZMANLIK TEZİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman
Prof. Dr. Ali Rıza ÇETİN

KONYA-2023

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ENDODONTİK TEDAVİ SONRASI FARKLI MATERYAL VE
TEKNİKLERLE YAPILAN RESTORASYONLARIN DİŞİN KIRILMA
DAYANIMINA ETKİSİ : İN VİTRO ÇALIŞMA**

Ali Kamuran ÖZKAN

UZMANLIK TEZİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman
Prof. Dr. Ali Rıza ÇETİN

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü
tarafından 22132008 proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA-2023

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca ve tez çalışmamın her aşamasında bilgi ve tecrübesini sabır ve anlayışla paylaşarak bana her zaman yol gösteren kendisinden hayata dair pek çok şey öğrendiğim öğrencisi olduğum her günden gurur duyduğum çok değerli tez danışmanım ve Anabilim Dalı Başkanımız sayın Prof. Dr. Ali Rıza ÇETİN'e,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın çok değerli öğretim üyeleri; Prof. Dr. Nimet ÜNLÜ, Prof. Dr. H. Esra ÜLKER, Prof. Dr. Nevin ÇOBANOĞLU, Dr. Öğr. Üy. Merve GÜRSES, Dr. Öğr. Üy. Fatma SAĞ GÜNGÖR' e,

Birlikte mesai yaptığım maddi ve manevi destekleriyle her zaman yanımda olan sevgili arkadaşlarım Uzm. Dt. Ahmet EROL, Uzm. Dt. Elçim ÇOBAN, Uzm. Dt. Elif Reyhan DURAK, Uzm. Dt. İrem KAYA, Uzm. Dt. Hande CENGİZ, Uzm. Dt. Ezgi KESKİN, Uzm. Dt. Elif Can BALABAN, Dt. Ayşegül YALÇINER, Dt. Berna SADIOĞLU, Dt. Murat Can ERŞEN, Dt. Merve YİĞİT 'e ve adını sayamadığım diğer bütün asistan arkadaşlarım ve bölüm personellerine,

Çalışma hayatımda değerli arkadaşlıklarını esirgemeyen ve özveriyle mesleklerini icra eden Arş. Gör. Dt. Alpaslan Can ÇELİK ile Arş. Gör. Dt. Furkan KOZAKOĞLU'na,

Hayatıma girdikleri andan itibaren dostluklarıyla kendimi ayrıcalıklı hissettiren Hüsnü ŞAHİN, Bilgehan KOTTAŞ ve Birol ERİŞMİŞ'e

Beni bugünlere büyük bir özveri ve emekle getiren, öğrenim hayatım boyunca beni her konuda anlayışla karşılayıp kararlarımın arkasında duran canımdan öte annem, babam, ablam ve kardeşime

Sevgi, saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

SİMGELER VE KISALTMALAR	v
--------------------------------------	----------

ÖZET.....	vii
------------------	------------

SUMMARY	viii
----------------------	-------------

1.GİRİŞ	1
----------------------	----------

1.1. Dental Kompozit Rezin Materyaller	3
--	---

1.1.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı	3
---	---

1.1.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması.....	9
---	---

1.2. Endodontik Tedavi Sonrası Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler	26
---	----

1.3. Endodontik Tedavi Görmüş Dişlerin Restorasyon Seçenekleri	28
--	----

1.3.1. Direkt Kompozit Uygulamaları	29
---	----

1.3.2. İnley/Onley - Endokuron	30
--------------------------------------	----

1.3.3 CAD-CAM Sistemleri	35
--------------------------------	----

1.4. Kompozit Restorasyonların Başarısını Etkileyen Faktörler	37
---	----

1.4.1. Polimerizasyon Büzülmesi	37
---------------------------------------	----

1.4.2. Mikrosızıntı.....	38
--------------------------	----

1.4.3. Aşınma Direnci	39
-----------------------------	----

1.4.4. Su Emilimi	39
-------------------------	----

1.4.5. Yüzey Pürüzlülüğü	40
--------------------------------	----

1.4.6 Renk Değişikliği	40
------------------------------	----

1.4.7. Çekme ve Kırılma Dayanımı	41
--	----

1.5. Dental Kompozitlerde Yaşlandırma	42
---	----

1.6. Kırılma Dayanımı Testi.....	43
----------------------------------	----

1.7. Amaç ve Hipotez	44
----------------------------	----

2.GEREÇ VE YÖNTEM.....	46
-------------------------------	-----------

2.1 Dişlerin Toplanması ve Hazırlanması	46
---	----

2.2 Kavite Preparasyonu ve Kanal Tedavisi İşlemleri	46
---	----

2.3 Örneklerin Gruplandırılması ve Restorasyon Aşamaları	47
--	----

2.4 Grupların / Örneklerin Yaşlandırılması.....	51
---	----

2.5 Kırılma Dayanımı Testi.....	52
---------------------------------	----

2.6 Verilerin İstatistiksel Değerlendirilmesi	54
---	----

3.BULGULAR	55
-------------------------	-----------

4.TARTIŞMA	59
-------------------------	-----------

5.SONUÇ VE ÖNERİLER.....	74
6.KAYNAKLAR	75
7.EKLER.....	96
EK-A: Etik Kurulu	96
8.TURNİTİN RAPORU.....	98
9.ÖZGEÇMİŞ.....	99



SİMGELER VE KISALTMALAR

°C	:Santigrat derece
3D	:Uc Boyutlu
4-MET	:4-metakriloksietil trimellitik asit
Bis-GMA	:Bisfenol-a-glisidil metakrilat
CAD/CAM	:Computer aided design and computer aided manufacturing (Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim)
CEREC	:CEramic REConstruction (Seramik Rekonstruksiyon)
CİS	:Cam İyomer Siman
CMP	:Clearfil Majesty™ Posterior
CQ	:Kamforokinon
D3MA	:Dekandiol dimetakrilat
dk	:Dakika
EU	:Essentia Üniversal Kompozit
EXF	:EverX Flow
EXP	:verX BulkFill Posterior Kompozit
FGK	:Fiberle guclendirilmiş kompozit
GPa	:Gigapaskal
H2O	:Su
HEMA	:Hidroksietil metakrilat
KFGK	:Kısa fiberle guclendirilmiş kompozit
KR	:Kompozit rezin
LED	:Light emitting diode (ışık yayan diyot)
MDP	:Metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat
ml	:Mililitre
mm	:Milimetre
mm ²	:Milimetre kare
MO	:Mezyo-okluzal
MOD	:Mezio-okluzo-distal
MPa	:Megapaskal
µm	:Mikrometre
N	:Newton
NaOCl	:Sodyum hipoklorit

NCH	: Nova Compo HS
nm	:Nanometre
OBF	:3M™ Filtek™ One Bulk Fill
OD	:kluzo-distal
PMMA	:Polimetil metakrilat
PRG	:Pre Reacted Glass
Sn	:Saniye
TEGDMA	:Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	:Uretan dimetakrilat
Ultraviyole	:UV



ÖZET

T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ENDODONTİK TEDAVİ SONRASI FARKLI MATERYAL VE TEKNİKLERLE YAPILAN RESTORASYONLARIN DIŞIN KIRILMA DAYANIMINA ETKİSİ : İN VİTRO ÇALIŞMA

Ali Kamuran ÖZKAN

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

UZMANLIK TEZİ / KONYA - 2023

Bu çalışmanın amacı: endodontik tedavi görmüş MOD kaviteli molar dişlerin farklı materyal ve teknik kullanılarak yapılan restorasyonlarının kırılma dayanımlarını ve tiplerini karşılaştırmaktır.

84 adet çekilmiş sağlam mandibular azı dişi rastgele 7 gruba (n = 12) ayrıldı. Grup 1'e herhangi bir preparasyon veya restorasyon yapılmadı. Grup 2-7 arasındaki dişlere MOD kavite preparasyonu , ve giriş kavitesi açılarak tek kon tekniği kullanılarak kök kanal tedavisi uygulandı. Restorasyon yapılacak gruplardaki dişlere aynı universal adeziv sistem kullanılarak restorasyona hazırlandı. Grup 2, Grup 3 ve Grup 5'teki dişler sırasıyla nano-hibrit kompozit (Clearfil Majesty™ posterior), mikro-hibrit kompozit(Nova Compo HS) ve mikro-hibrit kompozit (Essentia Universal) kullanılarak tabakalama tekniği ile restore edildi. Grup 4'teki dişler, bulk fill kompozit (3M™ Filtek One Bulk Fill) kullanılarak tek tabaka restore edildi. Grup 6 ve Grup 7'deki dişler, pulpa odasına ve dentin yerine fiberle güçlendirilmiş kompozit (everX Posterior) veya kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit (everX Flow) onların üzerine de mine yerine mikro-hibrit kompozit (Essentia Universal) kullanılarak restore edildi. Bitim ve parlatma işlemlerinden sonra, her gruba 1 yıl yaşlandırmaya denk olan termal döngü ile yaşlandırma işlemi uygulandı. Daha sonra her dişe kırılıncaya kadar, universal kırma testi cihazında, oklüzal yüzeyine dik 5 mm çaplı bilye uçlu aparat kullanarak ve baş hızı 1 mm/dk olacak şekilde kuvvet uygulandı. Kırılma dayanımı verileri Newton cinsinden kaydedildi ve sonuçlar istatistiksel olarak SPSS 22 programında Friedman'nın İki Yönlü Varyans Analizi Testi kullanılarak değerlendirildi.

Kırılma dayanımı değerlerinin ortalaması: Grup 1: 2854,9 ± 906,9 N, Grup 2: 1917,3 ± 277,4 N, Grup 3: 2216,7 ± 500,5 N, Grup 4: 2062 ± 405,3 N, Grup 5: 2124,6 ± 592,9 N, Grup 6: 12164,1 ± 591,7 N, Grup 7: 2049,5 ± 381,8 N olarak bulundu. Grup 1 en yüksek ve Grup 2 en düşük kırılma dayanım değeri gösterdi. Grup 1 ile, Grup 3 hariç diğer Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu gözlemlendi. Grup 3 ise, sadece Grup 2'den istatistiksel olarak anlamlı daha yüksek kırılma dayanım değeri gösterdi (p> 0.05).

Bu çalışmadaki hiçbir restorasyon grubu sağlam dişlerin kırılma değerini geri kazandıramadı. Bununla birlikte, Grup 3 (Nova Compo HS) kırılma dayanımı değerlerini en çok artıran grup olduğu için endodontik tedavi görmüş dişlerde restorasyon materyali olarak kullanımı önerilebilir. Bu çalışmada fiberle güçlendirilmiş kompozitlerde meydana gelen kırıkların diğer kompozit gruplarına göre daha kolay restore edilebilir kırıklar olduğu görüldü.

Anahtar Kelimeler: Bulk fill kompozit; Direkt kompozit; Fiberle güçlendirilmiş kompozit; Kırılma dayanımı

SUMMARY

REPUBLIC of TURKEY

SELÇUK UNIVERSITY

HEALTH SCIENCES INSTITUTE

THE EFFECT OF RESTORATIONS MADE WITH DIFFERENT MATERIALS AND TECHNIQUES AFTER ENDODONTIC TREATMENT ON FRACTURE STRENGTH: IN VITRO STUDY

FACULTY OF DENTISTRY

Ali Kamuran ÖZKAN

Department of Restorative Dentistry

THESIS / KONYA - 2023

The aim of this study is to compare the fracture strength and types of restorations of endodontically treated MOD cavity molars using different materials and techniques.

84 extracted intact mandibular molars were randomly divided into 7 groups (n = 12). Group 1 did not undergo any preparation or restoration. Root canal treatment was applied to the teeth in groups 2-7 using MOD cavity preparation and single cone technique by opening the access cavity. The teeth in the groups to be restored were prepared for restoration using the same universal adhesive system. The teeth in Group 2, Group 3 and Group 5 were restored by layering technique using nano-hybrid composite (Clearfil Majesty™ posterior), micro-hybrid composite (Nova Compo HS) and micro-hybrid composite (Essentia Universal), respectively. The teeth in group 4 were restored in a single layer using bulk fill composite (3M™ Filtek One Bulk Fill). Fiber reinforced composite (everX Posterior) or short fiber reinforced composite (everX Flow) was applied to the pulp chamber and dentin instead of teeth in Group 6 and Group 7. On these composites, micro-hybrid composite (Essentia Universal) was used instead of enamel. After finishing and polishing, aging was applied to each group by thermal cycling, which is equivalent to aging for 1 year. Then, force was applied to each tooth until it broke, using smashing head with a ball tip with a diameter of 5 mm perpendicular to the occlusal surface in a universal fracture test device, with a cross-head speed of 1 mm/min. Fracture strength data were recorded in Newtons and the results were statistically evaluated using Friedman's Two-Way Analysis of Variance Test in SPSS 22 program.

Mean breaking strength values: Group 1: 2854.9 ± 906.9 N, Group 2: 1917.3 ± 277.4 N, Group 3: 2216.7 ± 500.5 N, Group 4: 2062 ± 405.3 N, Group 5: 2124.6 ± 592.9 N, Group 6: 12164.1 ± 591.7 N, Group 7: 2049.5 ± 381.8 N. Group 1 showed the highest and Group 2 showed the lowest breaking strength value. It was observed that there was a statistically significant difference between Group 1 and the other Groups except Group 3. Group 3, on the other hand, showed a statistically significantly higher fracture strength value than only Group 2 ($p > 0.05$).

Non- restored group in this study was able to restore the fracture value of intact teeth. However, since Group 3 (Nova Compo HS) is the group that increases the fracture strength values the most, it can be recommended to be used as a restoration material in endodontically treated teeth. In this study, it was observed that fractures in fiber reinforced composites were more repairable than other composite groups.

Keywords: Bulk fill composite; Direct composite; Fiber reinforced composite; Fracture strength

1. GİRİŞ

Modern dünyada sağlık sektöründeki gelişmeler sayesinde insan ömrü uzamaktadır. Hastaların hekimlerden beklentisi, sahip oldukları doğal dişlerin mümkün olan en uzun süreyle ağızda kalması yönündedir (Tanalp ve ark 2013). Endodontik tedavinin uzun dönemli klinik başarısı birçok faktöre bağlıdır. Diş kaybıyla sonuçlanan başarısızlıkların genellikle endodontik tedavinin başarısızlığından değil, yetersiz restoratif tedavi veya periodontal sebeplerden kaynaklandığı bildirilmiştir (Van Meerbeek ve ark 2001).

Endodontik tedavi görmüş dişlerde, diş yapısının (tüberküller, sırtlar ve pulpa odasının kemerli çatısı gibi) kaybı nedeniyle fiziksel özelliklerinde azalma ve yapısal olarak zayıflama gerçekleşmektedir (Trope ve ark 1986). Bu yapısal kayıp genellikle çürük, travma, giriş kavitesi preparasyonu ve kök kanal şekillendirme operasyonun bir sonucudur. Endodontik tedavi görmüş dişler diğer sağlıklı dişlere göre kırılmaya daha yatkındır. Kimyasalların ve kanal içi medikamentlerin dişe olan etkisi gibi bazı iyatrojenik faktörler ile tekrarlayan patoloji öyküsü, dişlerin anatomik konumu ve yaşlanmanın dentin dokuları üzerindeki etkisi gibi bazı iyatrojenik olmayan faktörler de endodontik tedavi görmüş dişlerin kırılmasına neden olabilir (Maxwell ve ark 1986). Çalışmalar, endodontik tedavi görmüş dişlerde pulpanın yokluğu sebebiyle baskı önleme düzeyinin azaldığını (Loewenstein ve Rathkamp 1955, Randow ve Glantz 1986) dolayısıyla normal koruyucu refleksin bozulduğunu göstermiştir. Kanal tedavisi görmüş dişlerin uzun sağ kalım süresi, sadece endodontik tedavinin başarısına değil, aynı zamanda kalan dentin kalınlığına ve endodontik tedavi sonrası restorasyona da bağlıdır (Nagasiri ve Chitmongkolsuk 2005).

Klinik olarak başarı değerlendirilirken kanal tedavisinin ardından yapılan restorasyon da en az kanal tedavisi prosedürleri aşamalarındaki işlemler gibi önemlidir. Restoratif uygulamanın niteliği ile kanal tedavisi olmuş bir dişin klinik olarak başarısında bu ikilinin birbirinden ayıramaz bir ilişkiye sahip olduğu gösterilmiştir (Gillen ve ark 2011). Aksi durumda restoratif tedavinin yetersizliği nedeniyle birçok endodontik tedavili diş kaybedilmektedir. Bu sebeple endodontik tedavi görmüş dişlere uygulanan final restorasyonların kalitesi; kullanılan materyalin özellikleri, uygulama tekniği, hekimin kabiliyeti ve çevresindeki dokularla uyumlu olmasıyla ilişkilidir (Demarco ve ark 2012).

Endodontik tedavi görmüş dişlerde kalan madde miktarındaki kayıp fazla olduğunda restoratif protokolün nasıl uygulanacağına karar vermek operatörler için zor olmaktadır. Bu tür dişler için kuronlar (post yerleştirilen veya post olmadan), onley/inleyler ve direkt rezin bazlı restoratif malzemeler gibi birçok farklı direkt ve indirekt tedavi seçeneği vardır (Ploumaki ve ark 2013).

Endodontik tedavi görmüş dişlerde direkt kompozit restorasyonlar yapılırken polimerizasyon büzülme stresini minimuma indirmek ve ideal polimerizasyon derinliğini elde etmek adına tabakalı yerleştirme tekniği kullanılmaktadır (Do ve ark 2014, Flury ve ark 2012).

Bulk fill rezin kompozitleri, direkt kompozit restorasyonların yerleştirilmesini basitleştirmek için geliştirilmiş yenilikçi bir dental rezin kompozit malzeme sınıfıdır (Tarle ve ark 2015). Üreticilere göre, 4-5 mm derinliğe kadar verimli bir şekilde ışıkla sertleştirilebilir ve aynı zamanda düşük polimerizasyon büzülme gerilimine neden olabilirler (Ilie ve ark 2013, Furness ve ark 2014).

Endodontik olarak tedavi edilmiş dişlerin restorasyonunda kullanılabilecek diğer bir teknik ve malzeme de fiberle güçlendirilmiş dental kompozitlerdir. Nispeten daha yeni olan fiberle güçlendirilmiş kompozit malzemeler, diş yapısının mukavemetini artırması ile yapısal ve kimyasal olarak zayıflamış endodontik tedavi görmüş dişleri güçlendirilebilir (Eskitascioglu ve ark 2002, Belli ve ark 2005). Polietilen ve cam gibi fiberler kompozit materyaller içerisinde kullanıldığında, sadece kompozit rezinlerde stres giderici olarak hareket etmekle kalmaz (Belli ve ark 2006), aynı zamanda kırılma ve esneme modülüne karşı artan bir direnç göstermesini sağlar (S. I. Khan ve ark 2013, P. K. Vallittu 1998).

Son yıllarda baryum cam doldurucu içeren fiberle güçlendirilmiş bir kompozit malzeme olan everX posterior piyasaya sürüldü. Üreticiler, bu kısa fiberli kompozitin, post-endo restorasyonun başarısızlığının ana nedeni olan çatlak (crack) oluşumunu önleyerek restorasyonu güçlendirdiğini iddia etmektedir (Garlapati ve ark 2017).

Endodontik tedavili dişlerin restorasyonlarında direkt veya indirekt farklı kompozit restorasyonlar sıklıkla kullanılmaktadır. Bu tez çalışması piyasaya yeni sürülen fiberle güçlendirilmiş iki farklı kompozitle yapılan restorasyonların farklı

hibrit ve bulkfill kompozitlerle yapılan restorasyonlarla kıyaslanması amacıyla planlandı.

1.1. Dental Kompozit Rezin Materyaller

Bis-GMA monomerini formülize ederek sentezleyip dental kompozit rezinleri Dr. Rafeel Bowen'nin geliştirmiştir. Kompozitler iki ya da ikiden fazla ürünün karışımıyla elde edilmektedir. Birleşimi oluşturan komponentler kompozitin bütün karakterine katkı sağlamaktadır (Bowen RL 1962). Organik bir matriks yapısına dağılan inorganik doldurucuları ve bu doldurucuların organik matrikste durabilmesine yarayan bağlayıcı bileşenlerden oluşan dolgu materyalleri olarak tanımlanmaktadır (Craig 2006). İlk ortaya çıktığında yalnız kimyasal yolla sertleşen iki komponentli rezin kompozit materyalleri mevcutken fotopolimerizasyon sistemlerinin gelişmesiyle UV ile sertleşen kompozitler tanımlanmış ve 1970'li yılların sonlarına doğru görünür mavi ışıkla sertleşen yeni dental kompozit materyaller piyasaya sunulmuştur (Bassiouny ve Grant 1978).

1998 senesinde dental kompozitlere fiber parçacıkları dahil edilerek fiberle güçlendirilmiş dental kompozitlerin geliştirilmesinin yanı sıra remineralizasyonu artırmak için iyon salabilen dental kompozit rezinler de geliştirilmiştir. Yine aynı yıl içinde dental kompozitin muhtevasına seramikler dahil edilerek Ormoserler (organik modifiye seramik) piyasaya sürülmüştür (Pehlivan ve Karacaer 2014, Skinner Phillips 1982). 2002 yılına gelindiğinde nanofil kompozit gruplarının Restoratif Diş Hekimliğine girmesiyle Diş Hekimliği sektöründe önemli bir ilerleme yaşanmıştır (Ferracane 2011).

1.1.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Kompozitlerin esas bileşenleri: organik rezin matriks yapı ve bunun içine dağılmış inorganik doldurucu ve birlikte tutmayı amaçlayan ara bağlayıcı ajandan oluşmaktadır.

A. Organik Rezin Matriks

Kompozit rezin materyallerin kimyasal yolla aktif olan parçasıdır. Polimerizasyon tepkimesi neticesinde sert bir polimer haline gelir. Organik matriks, kompozitlerin dayanıklılık ve aşınma direncinin en zayıf olduğu faz olmasından dolayı

su emilimi, boyanma ve renklenme gösterebilir. Bu nedenle üretici firmaların hedefi, dental kompozit materyallerin organik matriks oranını azaltılıp doldurucu içeriğinin artırılmasıyla mekanik özellikleri geliştirmektir (Craig ve Powers 2002).

a. Monomer ve ko-monomerler

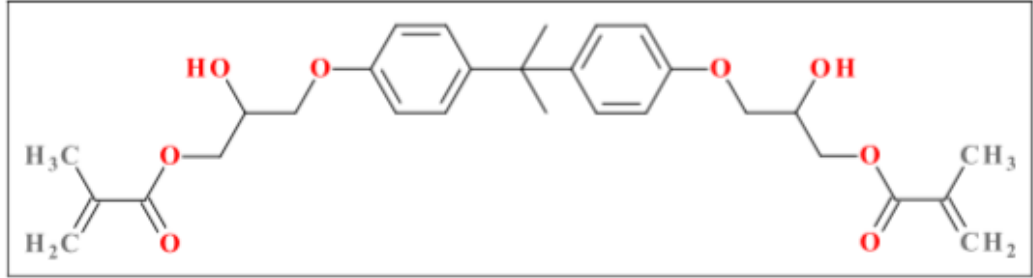
Diş hekimliğinde kullanılan organik faz monomerleri genellikle, organik matris metakrilat kimyasına dayanırken, özellikle ‘Bis-GMA’ (Şekil 1.1), etoksillenmiş Bis-GMA;(EBPDMA)(Şekil 1.4), ‘UDMA’ (Şekil 1.2), dodekandiol dimetakrilat ;(D3MA)(Şekil 1.4) veya trietilenglikol dimetakrilat ;(TEGDMA)(Şekil 1.3) gibi çapraz bağlanan dimetakrilatlar, kullanılır(Peutzfeldt 1997, Ruyter ve Oysaet 1987)

Diş hekimliği alanında tercih edilen monomerler daha çok sıvı formdadır ve polimerizasyon aşamasında katı form kazanırlar. Bis-GMA en çok kullanılan monomer yapısıdır. Polimerize olurken iki adet metil metakrilat molekülünün karbon(C)-(C)karbon arasında ikili bağı meydana gelir (Floyd ve Dickens 2006). Resinin yüksek viskoziteli olması, saf bir sentez elde edilememesi gibi olumsuz özelliklerinden dolayı renklenmeye karşı dirençli ve adezyonu daha yüksek bir monomer olan uretan dimetakrilat (UDMA) geliştirilmiştir (Van Noort 2013).

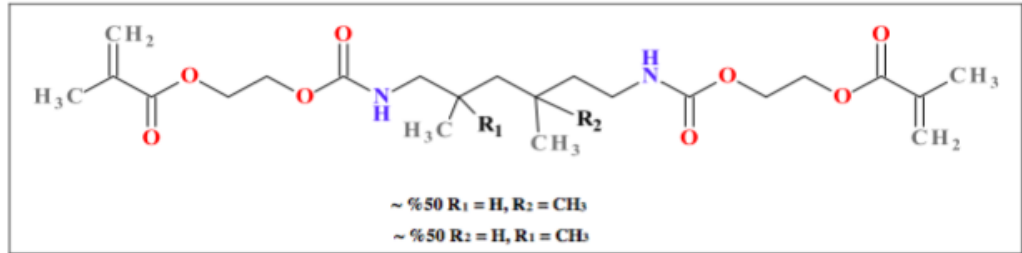
UDMA monomerinin farkı, bisfenol-A iskelet yapısının yerine lineer izosiyonat molekül grubu kullanılmıştır (Kenneth J. Anusavice ve ark 2012). UDMA, molekül ağırlığı olarak Bis-GMA molekülüne yakın bir ağırlığı olsa da daha akıcı formdadır (Ferracane 2001). Ayrıca, uretan yapının bağlarının daha esnek olması dayanıklılığını da artırır. Yaygın olarak kullanılan monomerlerin fazla olan viskozitelerinin seyreltilebilmesi için daha az viskozite özelliğinde komonomerler ilave edilirler. Bu özelliği elde edebilmek için daha çok trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) tercih edilmektedir (Peutzfeldt, 1997, Söderholm ve Mariotti 1999). TEGDMA’nın, büzülmesi ve hidrofilik olmasından dolayı alternatif olarak etoksilenmiş bisfenol A glikol dimetakrilat (EBPDMA) tercih edilen monomerlerdendir (Fróes-Salgado ve ark 2015).

Üretici firmalar, kompozit rezinlerde kullanılan monomerleri geliştirme çabalarını günümüzde de sürdürmektedir. Üretandimetakrilat kimyasını baz alan DX-511 monomeri bunlardandır (Şekil 1.5). Bu monomerin en önemli özelliklerinden birisi kompozit rezinlerin ve bağlayıcı sistemlerin çoğuyla uyumlu olmasıdır. DX-511 oldukça uzun ancak esner olmayan bir çekirdekten ve tepkimeye girmeye hazır

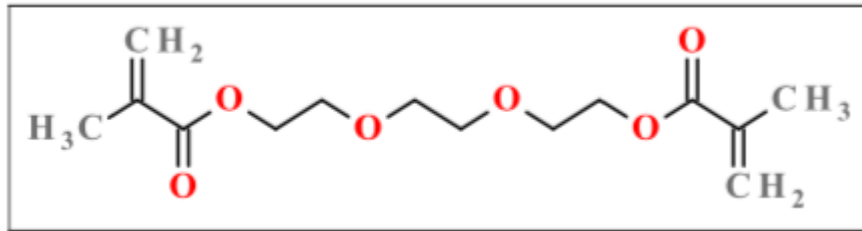
uzantı şeklinde esner yapılardan meydana gelmektedir. Uzun monomer zincirlerinden kaynaklanan reaksiyona girememe problemi esnek uzantılar aracılığıyla çözüme ulaşır (Boaro ve ark 2010).



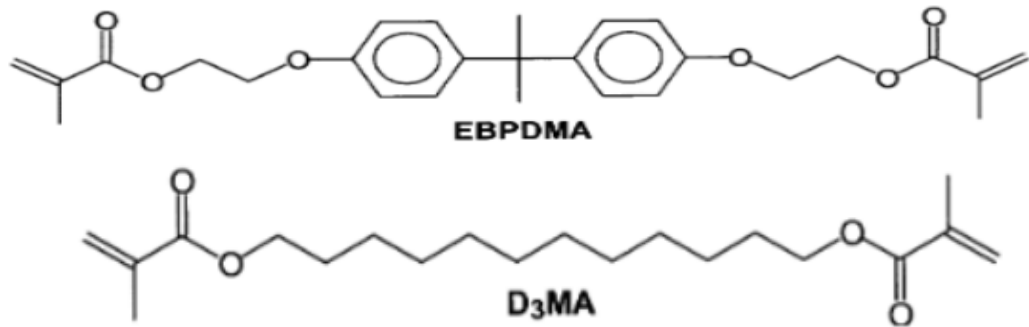
Şekil 1.1. BisGMA' nın kimyasal yapısının molekül formülü



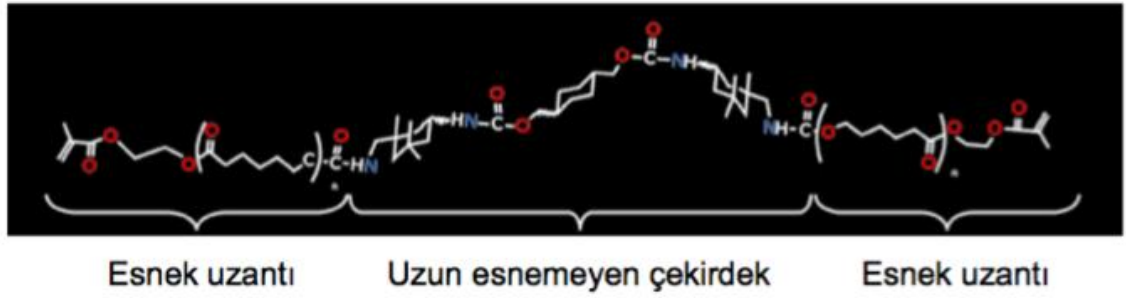
Şekil 1.2.UDMA' nın kimyasal yapısının molekül formülü



Şekil 1.3. TEGDMA' nın kimyasal yapısının molekül formülü



Şekil 1.4. EBPDMA VE D3MA monomerinin kimyasal formülü



Şekil 1.5. DX-511 monomerinin kimyasal formülü

Monomerlerden düşük molekül ağırlığına sahip olanlar, yüksek molekül ağırlıklı olanlara göre monomerlere göre polimerize olurken daha fazla büzülmektedir (Wei ve ark 2011).

TCD-DI-HEA üretan monomer içeren dental kompozitlerin, düşük polimerizasyon büzülmesi iddiasıyla pazarlanan kompozitlere göre daha düşük polimerizasyon büzülme gerilimi ürettiği gösterilmiştir(Marchesi ve ark 2010).

Dimer asit monomerleri nispeten yüksek moleküler ağırlığa, yani 673-849 g/mol'e sahiptir ve Bis-GMA tabanlı sistemlere göre daha düşük polimerizasyon büzülmesine maruz kalırken yüksek karbon çift bağ dönüşümüne sahip oldukları gösterilmiştir (Bracho-Troconis ve ark 2010, Lu ve ark 2010).

Adeziv monomer içeren akıcı kompozitlerin gelişimindeki son trend, formülasyonlarında geleneksel metakrilat sistemlerin yanında dentin adezivlerin içeriğinde de kullanılan gliserolfosfat dimetakrilat (GPDM) gibi asidik monomerler kullanmaktır. Böylece kompozit diş yapısıyla mekanik ve muhtemelen kimyasal bağlantı sağlayabilir. Bu materyaller şu anda astar ve küçük restorasyonlar için tavsiye edilmektedir ve universal self-adeziv kompozitler için başlangıç noktası olarak görülmektedir (Ferracane 2011).

b. İnhibitörler

Monomerlerin kendi kendine polimerize olmasının önüne geçebilmek için rezinlerin yapısına dahil edilirler. İnhibitör grubun, serbest radikallerle tepkimeye girme becerisi monomerlere kıyasla çok daha iyidir. Kompozit gün ışığı gördüğünde monomerlerden önce inhibitör grubu serbest radikal gruplarla tepkimeye başlar. İnhibitör gruplar temelde fenol türevli moleküllerdir. En sık 4—metoksi-fenol ve 2, 4,

6 –tersiyer- bütıl-fenol kullanılır. İnhibitör gruplar hem kompozitlerin raf ömrünü uzatır, hem de ideal çalışma süresinin sağlanmasına yardımcı olurlar (Kenneth J. Anusavice ve ark 2012).

c.Polimerizasyon başlatıcıları (İnitiatörler)

Kompozit rezinlerin polimerizasyon sürecinin başlaması sertleşme reaksiyonunun gerçekleşmesi için gereklidir. Organik rezin matrikste yer alan başlatıcılar, kimyasal yolla ve/veya fiziksel yolla aktive olması aracılığıyla serbest radikallerin oluşmasına neden olurken polimer zincirlerinin oluşmasını sağlar (Ferracane 2001). Kompozitlerin polimerizasyonu için görünür dalga boyunda 450-500 nm dalga boyu aralığındaki ışık soğuran başlatıcı gruplar tercih edilmektedir. Bir alfa-diketon olan kamforokinon (CQ) en sık kullanılan polimerizasyon başlatıcıdır. Işığa maruz kalan kamforokinon amin molekülü ile tepkimeye girerek serbest radikaller yapmaktır (Moszner ve Salz 2001). Kamforokinona alternatif olarak yapısına aldehit ve keton dahil edilmiş fenil propanodin (PPD), propion aldehit (PA), butanediol (BD) polimerizasyon başlatıcıları bulunmaktadır. Kamforokinonun dışında fosfinoksid esaslı, bisilfosfin oksit (BAP) ve triaıl fosfin oksit (TPO) vb gibi iniatörler de kompozitlerde kullanılmaktadır (Rastelli ve ark 2012). Polimerizasyon başlatıcının (benzoyl peroksit ya da kamforokinonun olması) tepkime üretme becerisi polimerizasyonun derecesiyle çift bağı polimerlerin dönüşüm oranını etkilemektedir (Peutzfeldt 1997). Ayrıca yapılan çalışmalarda ümit vaad eden sonuçlar gösteren OPPY (p-oktiloksifenil-feniliodonyum hekzafloroantimonat) gibi ek foto başlatıcıların kullanımı önerilmiştir (Shin ve Rawls 2009).

d. Ultraviyole (UV) stabilizatörleri

Kendiliğinden polimerizasyonu tamamlanan kompozit grupları polimerize olduktan sonra tepkimeye girmeyen fazla moleküller ultraviyole ışığıyla parçalanıp kahverengi renklere yol açabilirler. Renklenmeyi önlemek için kompozitlerin organik rezin matriksine ultraviyole stabilizatörleri (2-hidroksi-4-metoksibenzofenon) eklenmektedir (Uluakay ve ark 2011).

B. Ara Bağlayıcı Ajan

Kompozitlerde organik matriksiyle inorganik doldurucuların arayüzündeki adeziv ilişki, yapının fiziksel niteliğinin başarısı ve kimyasal formülünün

sürekliliğinin devamı için olmazsa olmazdır. Bir organo-silan olan 3-(metakriloksi) propil-trimetoksisilan ile bu arayüz bağlantısı kurulur (Hickel ve ark 1998). Silan bağlayabilen ajan grubu ikili fonksiyona sahiptir. Bir ucunda hidroksil gruplarıyla inorganik doldurucu partiküllerine, diğer ucundaki metakrilat grupları aracılığıyla da karbon çift bağları oluşturarak rezin matrise bağlanır (Park ve ark 1999). Organik matriks yapı ile inorganik doldurucular arasında oluşan bağlanmanın kuvveti ne kadar fazla ise fiziksel ve mekanik özellikleri o derece artar. Böylece rezin ile inorganik partikül ara yüzü boyunca su geçişi önlenir, bu sayede rezinin çözünürlüğünün ve su absorpsiyonunun önüne geçilir (Craig 2006).

C. İnorganik Doldurucular

Organik rezin matris içerisine dağılmış farklı şekil ve büyüklükteki cam partiküller, kuartz, alüminyumsilikat, lityumsilikat ve borosilikat gibi partiküllerden oluşur. Ayrıca aşınmaya dirençli radyoopak görüntü veren stronsiyum (Sr), baryum (Ba), çinko (Zn), zirkonyum (Zr) ve silisyum (Si) gibi elementler inorganik doldurucu olarak kullanılmaktadır (Kenneth J. Anusavice ve ark 2012). Silika parçacıklar yapının mekanik niteliğine ve alt tabakalara kadar ışık dağılımına katkıda bulunur. Bu sayede kompozitin mineye benzer görünüme sahip olarak estetik özelliklerini artırır (Dayangaç 2000).

Gelişimine devam etmekte olan kompozitlerin inorganik doldurucularının partikül büyüklükleri, ağırlıkça oranı, yüzey formu ve içerikleri ile ilk çıkan kompozit rezinlerden epey farklıdır (Kenneth J. Anusavice ve ark 2012).

Kompozitlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini etkileyen inorganik doldurucuların yapı içindeki oranının artmasıyla ısısal genleşme katsayısı, su emilimi ve polimerizasyon büzülmesi azaltırken, dayanıklılığı artırır, estetiğine katkı sağlar ve radyoopaklık kazandırır (Labella ve ark 1999).

Son geliştirmelerle, yüksek yoğunlukta, önceden polimerize edilmiş radyoopak doldurucu partiküller kullanıma girmeye başlamıştır. Bu doldurucu partiküllerin boyutları 400 nm modifiye edilmiş stronsiyum cam ve 100 nm lantanoid florid içermektedirler. Bu doldurucularla kompozitlerin dayanıklılıklarının arttığı ve yüzey sertliğinin geliştiği, daha iyi cilalanabilir özellik kazandırdığı öne sürülmektedir (Uluakay ve ark 2011). Nano olarak adlandırılan materyaller, 100 nm (1×10^{-7} m) ya da daha küçüktür. Ortalama insan saçının çapı 50 μ m yani 1 nm'den 50 000 kat daha kalın

boyuttur. Diş hekimliği alanında nanoteknolojinin kullanılmaya başlanmasıyla, doldurucu büyüklüğü 20-75 nm olan nanofill kompozitler üretilmiştir.

Yakın tarihli bir derlemede, kompozitlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini iyileştirmeyi amaçlayan polimer nanofiberler, cam fiberler ve titania nanoparçacıklarının kompozit içeriğine eklenmesiyle doldurucu partikülleri modifiye etme çabasına dikkat çekilmiştir (M.H. Chen 2010).

Esas olarak büzülmeyi azaltan, ancak çok yüksek konsantrasyonda kullanıldığında mekanik özellikleri zayıflatan organik–inorganik bir hibrit molekül olan silsesquioxane içeren nanokompozitlerle ilgili çok ilginç çalışmalar da vardır (Soh ve ark 2007). Modifiye doldurucu partikül içeren, hem gelişmiş mekanik özellikler hem de kalsiyum ve fosfat salınımı sayesinde remineralizasyon potansiyeli bulunan kompozitlerdeki belki de en umut verici çalışma, fused silika whiskers ve dikalsiyum veya tetrakalsiyum fosfat nanoparçacıkları ile yapılan çalışma olmuştur (H. H. K. Xu ve ark 2006; H. H. K. Xu ve ark 2010).

1.1.2. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

Dental kompozitler özelliklerine göre dört ana başlıkta sınıflandırılır(Çizelge 1.1).

Çizelge 1.1 Dental kompozitlerin sınıflandırılması

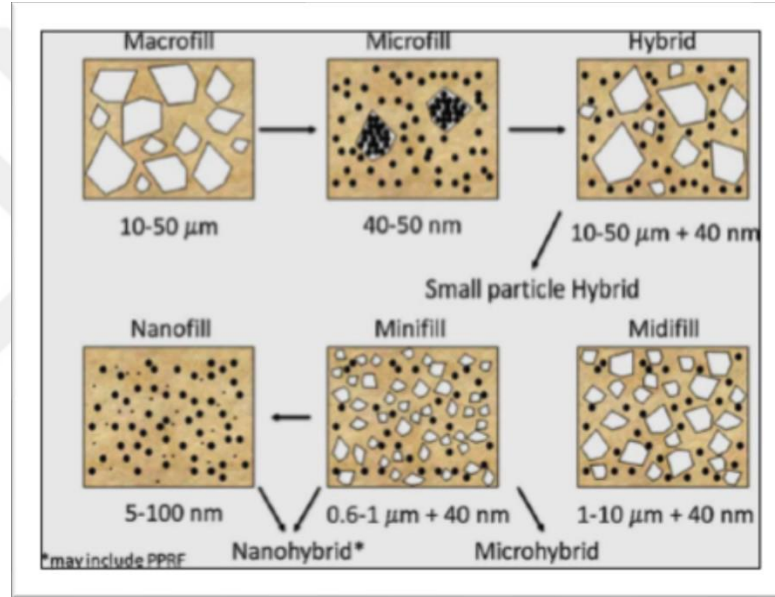
1. Kompozitte bulunan inorganik doldurucu partikül büyüklükleri		2.Polimerizasyon sistemleri	3.Viskozite	4. Farklı özelliklere sahip resinler
a) Homojen dolduruculu dental kompozitler	b) Heterojen dolduruculu dental kompozitler	a) Self-cured (Kimyasal yolla polimerize olan)	a) Packable (Kondanse olabilen)	a) Ormoser
i) Megafil dental kompozitler		b) Light-cured (Görünür ışıkla polimerize olan)	b) Flowable (Akışkan)	b) İyon salabilen kompozit
ii) Makrofil dental kompozitler				c) Giomer
iii) Midifil dental kompozitler		c) Dual- cured (hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan)		d) Bulk fill kompozit
iv) Minifil dental kompozitler				e) Fiber destekli kompozit
v) Mikrofil dental kompozitler				f) Self-adeziv kompozit
vi) Nanofil dental kompozitler				

A. İnorganik Doldurucuların Partikül Büyüklüğünü Esas Alan Kompozit Sınıflaması

a. Homojen Dolduruculu Kompozitler

Megafil Dental Kompozitler

50 ila 100 aralığında μm boyutuna sahip inorganik doldurucu partiküller içeren, yalnızca endikasyonu olan ender durumlarda tercih edilmesi gereken kompozit sınıfıdır (Şekil 1.6). Genellikle oklüzal temas alanlarında kullanımı tercih edilebilmektedir. Boyutlarından dolayı “İnsert” olarak adı geçen cam partiküller de “Megafil grubu” partikül sınıfında isimlendirilmektedir (Dayangaç 2000, Federlin ve ark 2000).



Şekil 1.6. Kompozit rezinlerin partikül büyüklüğüne göre sınıflaması (Ferracane 2011)

Makrofil Dental Kompozitler

1960’lı yıllarda geliştirilen makrofil kompozitlerin doldurucu partikülleri 10-100 μm arasındadır (Şekil 1.6). Bu kompozitler, geleneksel kompozitler veya büyük partiküllü kompozitler olarak adlandırılırlar (J. O. Burgess ve ark 2002). Kompozit içindeki inorganik doldurucunun ağırlık olarak %70-80, hacim olarak %60-70’ ini oluşturduğu ve 10 μm ile 100 μm arasında boyuta sahip kompozit çeşididir. Dental kompozitler tarihinde doldurucu olarak ilk defa küresel veya düzensiz şekilli makrofil dolduruculu kompozitler piyasaya sürülmüştür (Klapdohr ve Moszner 2005). Kırılma

dayanıklılığı yüksek, aşınmaya karşı dirençleri yüksek değildir. Aşınma direncindeki zayıflıkla bağlantılı olarak daha kolay plak birikimine ve renklenmesine sebep olur.

Makrofil kompozit sınıfının sınırlamalarından olan polisaj yetersizliği ve içeriğinde tersiyer amin barındırmasına bağlı olarak 18 ila 24 ay sonra renk değişikliği oluşur. Günümüzde, arka dişlerde aşınma direncinin düşük olması, ön dişlerde ise polisajının yetersiz olması ve opak görünümü nedenleriyle kullanımları tercih edilmemektedir. Bu kompozitler geleneksel dental kompozitler olarak da adlandırılır (Dayangaç 2000, Hatrick ve Stephan 2015).

Midifil Dental Kompozitler

Makrofil sınıfı kompozitlerin aşınma dayanımının az olması ve renklenmesi gibi dezavantaj oluşturan yönlerinden dolayı üretilmiş partikülleri 1-10 µm boyutlarında doldurucuya sahip dental kompozitler materyallerdir (Şekil 1.6). Renklenme ve aşınma direnci problemi makrofil dental kompozitler kadar olmasa da bu kompozitlerde de mevcuttur. Günümüzde kullanımından vazgeçilmiştir (Crumpler ve ark 1988). Makrofil kompozit ile Midifil kompozit grubu geleneksel kompozitler içerisinde yer almaktadır (Dayangaç 2000).

Minifil Dental Kompozitler

0.1-1 µm doldurucu partikül boyutuna sahip kompozitler ‘minifil’ veya ‘küçük partiküllü kompozitler’ olarak tanımlanmıştır (Şekil 1.6). Partikülleri ağırlıkça yüzdesi %75-85’e ulaşmıştır (Dayangaç 2000). Bu kompozitlerde inorganik doldurucuların organik matriksteki dağılımı büyük partiküllü kompozitlere kıyasla daha iyidir. Dolayısıyla yüzey özellikleri daha başarılı olduğu için daha az plak birikimi oluşur aynı zamanda daha yüksek aşınma direnci sahiptir. İçeriğinde kuartz yerine, baryum ile stronsiyum metalleri gibi doldurucular ilave edilmiş cam ile yoğunlu artırılmış partiküller bulunmaktadır. Bunun sayesinde radyoopasitesi artırılmıştır (Choi ve ark 2000). Çiğneme kuvvetlerine karşı direnci fazla olmamasına rağmen estetik açıdan daha başarılı sayılır (Roberson ve ark 2006).

Mikrofil Dental Kompozitler

Ortalama 0.04 µm boyutunda kolloidal silika partikülleri içeren kompozitlerdir. İnorganik doldurucu içeriği ağırlıkça %35-60, hacimce %20-55’ tir (Şekil 1.6). Partiküllerin küçük boyutlu olmasının yanında, doldurucuların ve organik matriks

aşınmasının aynı oranda gerçekleşmesi sebebiyle pürüzsüz bir yüzeye sahiptir ve mineye benzer düzgünlükte yüzey bitimlerine olanak sağlamaktadır. Mikrodolduruculu kompozit rezinlerin problemi düşük doldurucu oranlarıdır (Kenneth J. Anusavice ve ark 2012). Çok küçük partiküllü inorganik doldurucuların varlığı temas yüzey alanını artırır ve bu geniş yüzey alanı da doldurucu partiküllerin ıslatılmasında çok daha fazla rezin kullanılmasını gerekli kılar. Kompozitteki rezin içeriğinin de artmasıyla kompozitin termal genleşme katsayısı artması ve dayanıklılık azalmasıyla neticelenmektedir (Kenneth J. Anusavice ve ark 2012, Van Noort 2013). İnorganik doldurucu oranının azalması polimerizasyon büzülmesini artırmıştır (Braga ve ark 2005).

Hibrit Dolduruculu Dental Kompozitler

Dental kompozitler geliştirilirken, üreticiler daha dayanıklı, daha estetik ve ideal aşınma direncine sahip nitelikte kompozitler üretmeyi hedeflemektedir (Şekil 1.6). Farklı partikül büyüklüğünde inorganik doldurucular kullanılarak doldurucu oranının artırılması hedeflenmiş ve bu sayede daha güçlü kompozitler üretilmiştir. Bu dental kompozitler makro partiküllülere göre daha küçük partikül boyutuna sahipken, mikro partiküllülere göre daha yüksek oranda inorganik doldurucu içerir (Bayne ve ark 1998).

Bu tür dental kompozitler içeriğindeki büyük partiküle göre isimlendirilir. Örneğin hibrit kompozit rezin içerisindeki inorganik doldurucu partiküllerin büyük olanları 'midifil' ise dental kompozit 'midifil hibrit' adını alır. Doldurucu partikülleri oluşturan yapıların değişken boyutlarla birleşimiyle fiziksel özelliklerde gelişme sağlanırken bunun yanı sıra cila ve polisaj işleminin başarısını da yükseltmektedir (Ferracane ve ark 1998). Bu yeni gelişmelerin ışığında geleneksel hibrit kompozitler Sınıf III ve Sınıf IV kavitelerin dışında Sınıf I ve II gibi daha fazla yüke maruz kalan posterior dişlerin kavitelerine de uygulanabilir (J. O. Burgess ve ark 2002).

Doldurucularının oranları kompozitin %60-70'ini oluştururken submikron boyutlu küçük partiküller, kendinden büyük partiküller arasına rastgele dağıldığı için yüzey yapısı oldukça düzgündür. Bu nedenle ön bölge estetik uygulamalarda önerilmektedir (Roberson ve ark 2006).

Nanofil Dental Kompozitler

Nanoteknoloji terimi Taniguchi (1974) tarafından ilk kez "genel olarak materyallerin atom ya da moleküler boyutta işlenmesi, ayrılması, birleştirilmesi ve bozulmasıdır" ifadesiyle tanımlanmıştır. Nano, Yunancada “cüce” anlamındaki kelimeden(nannos) türetilmiş, fiziksel bir büyüklüğün milyarda biri olduğunu belirten bir ön ektir. 1 nanometre (nm), 1 metrenin milyarda birine denk gelir ve 2 veya 3 atom boyundadır (R. A. Freitas Jr 2000, Ingle ve Gopal 2011).

Nanodışhekimliği materyallerinin üretimi için yukarıdan aşağı “Top Down” ve aşağıdan yukarı “Bottom Up” olarak adlandırılan 2 teknik uygulanmaktadır. Yukarıdan aşağıya teknik uygulamasında malzemeye mekanik ve kimyasal müdahalelerde bulunarak dış ortamdan enerji verilir. Bu uygulama süreci neticesinde materyalin nanoölçek boyutlarına kadar ufaltılması amaçlanır. Mekanik öğütme ve aşındırma yukarıdan aşağıya üretim tekniğini kullanmaktadır. Bu tekniklerin uygulamasında geleneksel öğütme işlemlerine kıyasla enerji tüketimi epey fazla olmaktadır. Bu nedenle bu teknikler yüksek enerjili öğütme veya yüksek hız değirmenleri olarak tanımlanır (Subramani ve Ahmed 2017).

Nanopartiküller kompozit rezinlere tek başına veya nanoöbekler (nanocluster) şeklinde dahil edilmektedir. Geleneksel kompozitlerde kullanılan doldurucu partiküllerinin üretiminde büyük boyutlu partiküller öğütülerek boyutları küçültülür. Fakat doldurucu büyüklüğünü 100 nm’nin altına bu yöntemler indiremez (Jung ve ark 2007, Mitra ve ark 2003). Nanoteknoloji ile nanoboyutlu doldurucu partiküllerin üretilmesi ve kullanılması mümkün hale gelmiştir. Nanodoldurucuların üretim tekniğinde, geleneksel dolduruculardan farklı olarak yukarıdan aşağı “Top Down” yöntemi uygulanmaktadır. Bu yöntem sayesinde kompozitlerin matriksine miktarca daha çok doldurucu ilave edilmiştir (Jung ve ark 2007) (Şekil 1.6).

Nanofil dental kompozitler; nanomerler ve nano öbekler şeklinde iki farklı tip doldurucu içerir. Nanomerler 5-75nm boyutunda öbek halinde olmayan silika partikülleridir (Mitra ve ark 2003). Nano öbekler ise 2-20 nm zirkonyum ve 75 nm silika partikülleri içerirler. Ortalama boyutları 0,60-1,4 µm arasında değişen bu nano öbekler; çok miktarda nano parçacıktan oluşur. Dental kompozit içerisindeki bu nano öbekler büyük boyutlu partiküller gibi davranış göstererek gerekli olan organik matriksi azaltır bu sayede kompozitin polimerizasyon büzülmesi azalmaktadır.

İnorganik doldurucuların oranındaki iyileşmeden dolayı (%72-87 oranında inorganik doldurucu içerir) mekanik özellikler de artmaktadır (Duke 2003). Bu doldurucular aynı zamanda küçük partikül olma özelliğini koruyarak kompozite yüksek aşınma direnci ve uzun süre muhafaza edilebilen mükemmele yakın bitim ve polisajlanabilirlik yeteneği kazandırır (Mitra ve ark 2003, Ure ve Harris 2003).

b.Heterojen Dolduruculu Dental Kompozitler

Küçük partikül boyutu içeren kompozitlerde, organik matrikse doldurucu partiküller eklendiğinde viskozitede artış gözlemlenmektedir. Bu problemi aşabilmek amacıyla, dış ortamda polimerizasyon tamamlanmış mikrofil boyutlu kompozit kütlesi öğütülerek 1 µm ila 20 µm büyüklüğe sahip doldurucu partiküller elde edilir ve organik matrikse ilave edilir (Prepolimerizasyon). Bu sayede organik matriks miktarı da artırılmış olur ve polimerin matriksinde çok iyi özelliklere sahip adacıklar oluşur. Doldurucu partiküllere yapılan bu işlem nedeniyle buna benzer tipte olan kompozitlere heterojen dolduruculu kompozitler adı verilmektedir (Dayangaç 2000).

B.Dental Kompozitlerin Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması

a. Kimyasal Yolla Polimerize Olan Kompozitler

Bu yolu kullanan kompozitlerde, polimerizasyonun başlaması için pat-pat, pat-likit, toz-likit materyallerin karıştırılması gereklidir. ‘Otopolimerizan kompozitler’ olarak da adlandırılırlar. Kimyasal tepkimeyle polimerize olurlar ve benzoil peroksit başlatıcı, tersiyer amin aktivatördür (Combe ve Burke 2000).

Çalışma süresi ve rezinlerin oranı polimerizasyon büzülmesine tesir etmektedir. Kompozit kitlesinin bütün halinde sertleşme göstermesi, polimerizasyon büzülmesine ve marjinal bölgelerde streslere neden olmaktadır. Uygulama esnasında istenmeyen hava kabarcıklarının oluşması da kütle merkezine doğru büzülmeyi artırmaktadır. İçerdiği tersiyer aromatik amin gruplarının oral ortamda kimyasal olarak bozulmasıyla ‘amin renklenmesi’ meydana gelebilir. Amin renklenmesini; UV ışınları, nem ve oksidasyon hızlandırmaktadır. Bileşenleri hacimce yarı yarıya organik monomer ve inorganik doldurucu içermektedir (Dayangaç 2000, Kenneth J. Anusavice ve ark 2012, Ferracane 1995).

b. Görünür Işıkla Polimerize Olan Dental Kompozitler

İlk defa 1972 yılında piyasaya sunulan UV ışıkla polimerizasyonun (365 nm) hastaya ve hekime zarar verebileceği düşüncesi ve yetersiz polimerizasyon derinliği göz önüne alınarak günümüzde dental kompozit polimerizasyonunda görünür ışık kullanımına geçilmiştir (Rueggeberg ve ark 2017).

Görünür ışıkla polimerizasyonuna ‘fotopolimerizasyon’ adı verilen bu kompozitler fotobaşlatıcı ve akseleratör/katalist sistemi barındıran tek patlı kompozitlerdir (Goodis ve ark 1990). Fotobaşlatıcılar amin akseleratör/katalist mevcudiyetinde görünür ışık varlığında aktive olan kamforokinon gibi diketonlardır. Bu fotobaşlatıcılar, polimerizasyonu başlatan görünür ışığın enerjisini içine çekerler. Diketon/amin kompleksinin aktivasyonu dimetakrilat rezin monomerlerinin polimerizasyonunu başlatmaktadır (J. O. Burgess ve ark 2002). Kimyasal yolla sertleşen kompozitlere kıyasla amin akseleratör konsantrasyonları daha azdır. Bu sayede fotopolimerize kompozitler, kimyasal yolla sertleşen kompozitlere göre renklenmeye karşı daha stabildir (Dietschi ve ark 1994). Ortalama 450-490 nm dalga boyuna sahip görünür mavi ışık polimerizasyonu başlatır. Kamforokinon ise 460-480 nm dalga boyuna sahip görünür ışık absorpsiyonu yapabilen ve yaygın olarak kullanılan fotobaşlatıcıdır. Rezin bazlı kompozitler maksimum reaksiyona ulaşabilmesi için her birinin kendine özgü dalga boyu olan fotobaşlatıcıların çeşitli kombinasyonunu içerebilmektedir. Kamforokinonun absorpsiyon spektrumu en fazla 468 nm’dir (Stansbury 2000).

Görünür ışıkla polimerize olan kompozitlerin kimyasal yolla polimerize olan kompozitlere göre polimerizasyon dönüşüm oranları, renk stabilitesi, dayanıklılığı ve kırılma direnci oldukça başarılıdır. (J. O. Burgess ve ark 2002).

Görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinler; çalışma süresinin hekime bağlı olması, daha düzgün yüzeylere sahip olması, bitirme prosedürünün kısa sürede tamamlanabilmesi, kaviteye küçük parçalar halinde uygulanabildiğinden (inkremental teknik) daha az polimerizasyon büzülmesi göstermesi ve tam polimerizasyon sayesinde renk stabilizasyonu sağlaması gibi birçok avantaja sahiptir. Ancak polimerizasyonun etkisiyle rezin büzülmesinin ışık kaynağına doğru hareketi sonucu kenar uyumu problemleri gözlenmektedir. Rezin kavite tabanından özellikle de

gingival duvardan ayrılma eğilimine sahiptir. Asitle pürüzlendirme ve bonding uygulamaları sayesinde bu durum az da olsa önlenabilmektedir (Dayangaç 2000).

Gerekli penetrasyon derinliği olan 2'şer mm kalınlığında tabakalar halinde kavitelere uygulanma ihtiyacından dolayı geniş restorasyonların yapımı zaman almaktadır(Kenneth J. Anusavice ve ark 2012)

Bunların haricinde polimerizasyonla birlikte serbest radikallerin havadaki oksijenle etkileşime girmesi sonucunda rezinin en üst katmanında polimerize olmamış bağlanmaya katkısı tartışmalı olan oksijen inhibisyon tabakası oluşmaktadır. Bitirme ve polisaj işlemleri ile bu tabakanın yüzeyden kaldırılması gerektiği bildirilmiştir (Scheibe ve ark 2009, Schmidlin ve Göhring 2004).

c. Dual-Cured (Kimyasal ve Işıklı Polimerize Olabilen) Dental Kompozitler

Dual-cured kompozit türünün kimyasal yolla polimerizasyon hızı yavaştır, ancak fotokimyasal olarak resin materyalin polimerizasyonuna katkı sağlanmıştır. Polimerizasyon oranının tamamen gerçekleşmesinden şüphe duyulan her ortamda kullanılması önerilen bu tip rezinler derin kavite preparasyonlarında, 2 mm ve üstü tabaka kalınlığındaki kompozit yerleştirilmesinde, girişin zor olduğu interproksimal alanlarda başarılıdır (Manhart ve ark 2000b).

Hasta ve hekim açısından pek çok avantaja sahip kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi ve özellikle arka bölgede çiğneme kuvvetlerine karşı nispeten yetersiz olması gibi bazı önemli dezavantajları mevcuttur. Diş ile restorasyon arasında polimerizasyon büzülmesine bağlı oluşan boşluklar, mikrosızıntıya, postoperatif hassasiyete, sekonder çürüklere sebep olabilmektedir. Kompozit restorasyonların dezavantajlarını ortadan kaldırmak amacıyla ağız dışında ısıyla ve/veya basınç uygulanarak polimerizasyon derecesi artırılan indirekt hazırlanan inley ve/veya onley restorasyonları önerilmiş başarılı sonuçlara ulaşılabileceği bildirilmiştir (Uluakay ve ark 2011).

İndirekt dental kompozitler, laboratuvar kompozitleri de olarak adlandırılır. Bu kompozitlerin laboratuvar ortamında yüksek ışık, ısı ve basınç ile polimerizasyonları tamamlanır. Bu malzemeler geniş posterior restorasyonlar için estetik bir alternatif sunmaktadır. Günümüzde indirekt uygulamalar için üretilmiş çok sayıda yeni malzeme bulunmaktadır. Polimerizasyon oranını artırmak amacıyla üretilmişlerdir (Nandini,

2010). İndirekt dental kompozitlerin sahip olduğu inorganik doldurucu oranı geleneksel kompozitlere göre hacimce daha yüksek oranda olmasına bağlı olarak partikül büyüklüğü de genellikle daha fazladır. Bu durumun yansıması olarak materyalin barındırdığı organik matriks oranı da azalır. İnorganik kısmın oransal olarak yüksek olması materyali mekanik olarak kuvvetlendirmektedir(Touati, 1996).

C. Dental Kompozitlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması

a. Kondanse Edilebilen Dental Kompozitler (Packable Dental Kompozitler)

Geleneksel kompozitlerin inorganik doldurucu oranlarının artırılarak üretilen ve amalgam gibi kondanse edilerek yerleştirilen yoğun kıvamlı kompozitler piyasa sürülmüştür.

Amalgama benzer basınçta kuvvet uygulaması yapılarak düz yüzeyli el aletleri yardımıyla kavitelere yerleştirilebilir (Roberson ve ark 2006). Ancak ‘kondanse’ kelimesi; materyale basınç uygulandığında hacminin azaldığı anlamını da çağrıştırdığı için, bu dental kompozitleri ‘packable’ ifadesi daha doğru tanımlar. Partikül büyüklüğü 0.7-20 µm arasında değişmektedir. Hibrit kompozitlere kıyasla daha büyük boyutlu doldurucu partiküller içermesinden ötürü, daha çok aşınma ve bitirme/polisaj işlemleriyle pürüzlü yüzey oluşma ihtimali gözlemlenebilir. Uygulamaları amalgama benzer şekildedir. Restorasyonlarının komşu dişle temas noktaları ideale yakın konumlandırılabilmesi ve kaviteye basınçla uygulama yapılarak daha rahat yerleştirilebilir olmasından dolayı sınıf II kavitelerin restorasyonunda başarı göstermektedir. Kondanse olabilen kompozitler, yapışkan formda değildir dolayısıyla el aletleriyle tek seferde yerleştirilmesi ve anatomik form işlenmesi kolaydır, bu da final bitirme ve polisajını kolaylaştırır (Leinfelder ve ark 1998, Manhart ve ark 2000b).

b. Akışkan Dental Kompozitler

Üretici firmalar tarafından daha hızlı ve daha kolay uygulanması iddiası ile 1995’te sektöre girmiştir ve genellikle birçok üretici firmanın ürün seçeneği içerisinde yerini almıştır (Civelek ve ark 2003).

‘Akışkan kompozitler’ geleneksel kompozitlerden %20-25 daha az doldurucuya sahip olan düşük viskoziteli rezin kompozitlerdir (Bayne ve ark 1998). Partikül büyüklüğü 0.04-1 µm arasında değişmektedir. Kavite geometrisinin ideal şartlarda

müdahaleye izin vermediği preparasyonlarda geleneksel kompozitlerin altında kullanılır (Jackson ve Morgan 2000, Labella ve ark 1999).

Akışkan kompozitlerin partikül boyutları ile dağılımları hibrit kompozitlere benzerdir ve yoğunluğun azaltılması için doldurucu partikül miktarları azaltılmış ve rezin miktarları artırılmıştır. Doldurucu partikül miktarının az olmasına bağlı olarak aşınma dirençleri zayıftır, polimerizasyon büzülmesi ve ısısal genleşme katsayıları yüksektir. Uygulama yönteminin şırınga sistemi şeklinde olması kullanım kolaylığı sağlamaktadır. Işıkla polimerize olan bu kompozit rezinler düşük viskoziteleri sayesinde akıcı kıvamdadır ve bu özellikleri sayesinde kavitelerin ulaşımı zor alanlarına dahi kolaylıkla uygulanabilmektedir. Ancak akıcı kıvamlarının ve el aletlerine yapışmasının bir sonucu olarak uygulama esnasında kontrollü çalışılabilmesi ve manipülasyonları zor olmaktadır. (Hatrack ve Stephan Eakle 2015, Labella ve ark 1999, Korkmaz ve ark 2007). Genellikle ilk kuşak akışkan kompozitlerin mekanik özellikleri normal hibrit kompozitlerinkinden daha düşük seviyededir. Yeni nesil akışkan kompozitler, ilk kuşaktan daha fazla geleneksel üniversal kompozitlere göre daha düşük hacimde nano doldurucu partikül içermektedir. Daha yüksek doldurucu içeriğine sahip olmanın sonucunda bu kompozitler daha iyi mekanik özellikler sergilemektedir. Her sınıf restorasyonlarda kullanımı önerilmekte ve uygulama alanları giderek yaygınlaşmaktadır (Heymann ve ark 2014, Sakaguchi ve Powers 2012, Shaalan ve ark 2017).

D. Farklı Özelliklere Sahip Dental Kompozitler

a. Ormoser

1998 yılında restoratif diş hekimliğinin ürün yelpazesine giren bu materyal, geleneksel rezin kompozitlerde oluşan polimerizasyon büzülmesinin neden olduğu sorunların üstesinden gelmesi umuduyla geliştirilmiştir. Organik-modifikasyon-seramik kelimelerinin ilk heceleri kullanılarak materyale ormoser (ormocer) adı verilmiştir (Wolter ve ark 1994).

Ormoserler esas olarak organik ve inorganik bölümü ve polisiloksan olmak üzere üç bileşenden oluşurlar. Bu bileşenlerin oranı ürünün mekanik, termal ve optik özelliklerini değiştirmektedir.

1) Organik polimerler polarite, çapraz bağlanabilme, sertlik ve optik davranışları değiştirmektedir.

2) Cam ve seramik bileşenleri (inorganik içerik) termal genleşme ve kimyasal stabilitede rol oynar.

3) Polisiloksan, elastisite, arayüz özellikleri ve manipülasyonunu değiştirmektedir (Zimmerli ve ark 2010).

Seramik polisiloksan ve silanlanmış inorganik doldurucu bulunur. 1-1.5 µm doldurucu büyüklüğüne sahiptir. Ayrıca materyal 10.700 MP bir esneklik katsayısı gösterir ve inorganik doldurucu içeriği ağırlıkça %77-78, hacimce %61 oranındadır. Ormoserlerin polimerizasyon büzülmesi düşüktür ve aşınma direnci yüksektir. (Manhart ve ark 2000b).

Ormoserlerde inorganik-organik kopolimerleri çok fonksiyonlu üretan ve tioeter oligo metakrilat alkoksi silan oluşturur. İnorganik-organik polimerlerin üç boyutta çapraz bağlanarak oluşan ormoserlerin ısısal genleşme katsayısı doğal diş yapısına yakın değerdedir (Ilie ve Hickel 2011). Silanın alkoksisilil grupları hidrolisis ve polikondensasyon reaksiyonları ile inorganik Si-O-Si ağını, metakrilat grupları da fotokimyasal yolla organik polimerizasyonu gerçekleştirir.

Ormoserlerin kullanım avantajları arasında; mine ve dentine üstün adezyonu, biyoyumlu yapısı, uygulama rahatlığı, kondanse edilebilir ve kolay manipüle edilebilir olması uygun estetik görüntüsü ve oldukça düşük bir polimerizasyon büzülmesinin olması sayılabilir.

b. İyon Salabilen Dental Kompozit

Anti-bakteriyel ajanların ve remineralize edici ajanların dahil edildiği kompozitlerdir. Bakterileri yok etmek veya biyofilm oluşumunu engellemek için kompozitlere eklenen bileşenler arasında florür (H. H. K. Xu, Moreau ve ark 2010; H. H. K. Xu, Weir ve ark 2010), klorheksidin (Leung ve ark 2005), çinko oksit nanopartiküller (Aydın Sevinç ve Hanley 2010), kuaterner amonyum polietilenimin nanopartiküller (Beyth ve ark 2006) ve MDPB monomer (Ebi ve ark 2001) yer alır.

Eleştirel bir şekilde yapılan son derlemelerde florür salan çeşitli restoratif materyallerin etkinliği gözden geçirilmiş ve klinik sonuçların, kompozitler de dahil olmak üzere dental restoratif materyaller için kesin olmadığı sonucuna varılmıştır

(Wiegand ve ark 2007). Remineralizasyon, kalsiyum ve fosfat iyonlarının yavaş salınımı ve ardından yeni kalsiyum-fosfat mineralinin çökmesi ile sürdürülebilir (H. H. K. Xu, Moreau ve ark 2010, H. H. K. Xu, Weir ve ark 2010). Önceki yıllarda, çürük oluşumu sırasında meydana gelen asit atakları sonucunda bu iyonların “akıllı salınım” sergilediği iddiasıyla bir materyal geliştirilmiştir. Bu materyal, Ariston pHc, boyutsal stabilitesini ve mekanik özelliklerini büyük ölçüde etkileyecek kadar fazla su absorpsiyonu nedeniyle nihai olarak başarılı olamadı. Ancak, remineralize edici iyonlar veya anti-mikrobiyal ajanlar salabilen ve çevresine tepki veren "akıllı" bir malzeme fikri ilgi çekici bir araştırma konusu olmaya devam etmektedir (Ferracane 2011).

Antibakteriyal davranış gösteren kompozitler iki farklı şekilde üretilebilir:

1- Rezin matriks yapısına çözünebilir antimikrobiyaller eklenir, genellikle bu materyal klorheksidindir ve restorasyondan salınarak etkisi gösterir.

2- Antimikrobiyal ajanın, rezin matrikste stabil kalması sağlanarak üretilen rezin kompozitler bu gruba dahil edilebilir. 12-metasiriloiloksidodesil piridinium bromid (MDPB) adı verilen yeni bir tip monomer geliştirilmiştir. Matrikste sabit duran bu ajan dış ortama salınmaz, bakteri üremesini ve plak birikimini durdurucu bir etki gösterir (Imazato ve ark 1999, Gökce ve ark 2005)

c. Giomer

Giomerler, CİS'lerin flor salınımı ve floru yeniden yüklenebilme özellikleri ile kompozit rezinlerin estetik, cilalanabilme ve biyo uyumluluk özelliklerinin biraraya getirilerek üretildiği bir hibrid materyaldir (Arami ve ark 2017).

Giomerlerin içeriğinde; Bis-GMA, Trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), inorganik cam doldurucu, alüminyum oksit, silika, PRG (Pre Reacted Glass) doldurucu ve DL-kamforokinon bulunmaktadır (Manuja ve ark 2011). Bunun yanında, asitle pürüzlendirme ve yıkama işlemlerine gerek olmamasından dolayı bu işlemlerin uygulanmasında yaşanabilecek olumsuzlukları ortadan kaldırır ve özellikle çocuk hastalarda uygulama kolaylığı, klinik uygulama süresinin kısa olması gibi avantajları vardır (Güçyetmez Topal ve ark 2017, Özer ve ark 2015, Topal ve Kırcıoğlu 2016). Giomerler ışıqla sertleşmekte ve diş dokusuna adezyon için bağlayıcı sisteme gereksinim duymaktadır. Giomerlerin uzun vadeli florür salınımı sorgulanabilir olsa

da son yıllarda yürütülen bir araştırmada, giomerlerin CİS'e benzer tarzda demineralizasyonu inhibe etme özelliğine sahip olduğunu bildirmiştir (Shathi ve ark 2017). Giomerler, nanohibrit kompozitlere göre daha fazla su emilimi ve renklenme göstermesi nedeniyle, estetik olarak nano hibrit kompozitler kadar başarılı değildir (Gonulol ve ark 2015).

d. Bulk Fill Kompozit

Kompozit rezinlerde yaşanabilen tabakalar arasında kontaminasyon ve boşluk kalması riski, bazı özel kavitelere sınırlı erişim nedeniyle materyali yerleştirme problemi ve tabakalı şekilde uygulamada harcanan zamanın fazla olması gibi dezavantajların üstesinden gelebilmesi amacıyla “bulk fill” kompozitler geliştirilerek piyasaya sürülmüştür (Abbas ve ark 2003, Sarrett 2005).

Bulk fill kompozitlerin en önemli artısı en az 4 mm kalınlığında ve tek tabaka (bulk) şeklinde yerleştirilip polimerize edilmeleri sayesinde daha kısa süren tedavi süresi ve polimerizasyon büzülme değerlerinin iyi olmasıdır (El-Damanhoury ve Platt 2014).

Bulk fill kompozitlerin sahip olması gereken özellikleri şu şekilde sıralanabilir: (Garcia ve ark 2014).

1. Kavite adaptasyonu için uygun akıcı form
2. Fiziksel özellikleri gelişmiş olmalı
3. En az 4 mm' ye kadar sertleşme derinliğine sahip olmalı
4. Minimal polimerizasyon büzülmesi.

Bulk fill kompozitlerin tek tabaka uygulanabilmesi klinik çalışma süresini önemli ölçüde azalttığı ve hasta-hekim konforunu artırdığı bilinmektedir (El-Safty ve ark 2012, Lazarchik ve ark 2007). Hekime uygulamada konfor sağlaması, tek tabaka kompozit uygulanırken adaptasyonu daha iyi sağlayıp boşluksuz yapı elde edilmesi, çiğneme kuvvetlerine karşı üstün aşınma direnci göstermesi, radyografta uygun radyoopasitesi, yeterli yüzey özellikleri ve renk uyumunun hasta-heim için kabul edilebilir düzeyde olması avantajlarındandır (El-Damanhoury ve Platt 2014).

Bulk fill kompozitlerin içerdiği doldurucu türü geleneksel kompozitlerle benzer olmasına rağmen, bazı kompozit üreticileri, bulk fill kompozitlerin polimer

matriksindeki Bisfenol A-glisidilmetakrilat (Bis-GMA)'ı kullanmamış ve diğer farklı dimetakrilatları kullanma yolunu seçmişlerdir. Bu da rezin matrikste bulunan UDMA, TEGDMA (Triethylene glycol dimethacrylate) ve EBPDMA'nın (ethoxylated-bisphenol-A-dimethacrylate), Bis-GMA'ya göre daha esnek bir polimer yapı ve daha az viskoz bir yapı kazandırmıştır (Zaruba ve ark 2013).

Kompozitlerin doldurucu içeriğinin azaltılarak doldurucu çapının artırılması rezin-doldurucu partikül arayüzünü boyunca ışığın saçılma derecesini azaltır ve foto başlatıcıyı aktive eden ışığın etkisini artırır. Matriks ve doldurucuların ışığın kırılma indeksleri arasındaki eşleşme, doldurucu boyutundaki ve şeklindeki değişikliklerin tamamı, kompozitin ışık geçirgenliğini değiştirebilir.

Tetric EvoCeram Bulk fill, kullanılan foto başlatıcılarda bir takım farklılıklar yaparak ışığın ulaşma derinliğini artırır. Üreticiler, kamforokinon veya lucirinin gibi rutin kullanılan foto başlatıcılara kıyasla, reaktif bir foto başlatıcı olan germanyum esaslı Ivocerin' nin daha derin tabakaların polimerizasyonunda başarı sağladığını iddia etmektedir. Yüksek bir absorpsiyon katsayısına sahip Ivocerin, 370 ila 460 nm dalga boyu aralığında ışığı absorbe eder (Van Ende ve ark 2017). Bulk fill kompozit rezinlerin daha büyük tabakalarla uygulanabilmesi, bu kompozitlerin fotobaşlatıcı dinamiklerinin geliştirilmesi ve ışık geçirgenlik özelliklerinin artırılmasıyla izah edilmektedir (Alrahlah ve ark 2014, Par ve ark 2015).

Dikkate alınması gereken diğer bir faktör, farklı foto başlatıcı içerebilen bulk fill kompozitlerin polimerizasyonunda geniş dalga boylu güçlü ışık cihazları tercih edilmesi gereklidir (Tarle ve ark 2015).

Bulk fill kompozitler yoğunluğuna ve polimerizasyon tiplerine göre sınıflandırılmaktadır. Yoğunluğuna göre; düşük ve yüksek viskoziteli olmak üzere 2 gruba ayrılırlar. Akışkan bulk fill kompozit rezinler düşük viskoziteli grupta yer almaktadır (Chesterman ve ark 2017). Bu kompozitlerin esneklik potansiyelinin fazla olması ve fotoaktif grup olarak üreten dimetakrilat rezin içermesinden dolayı arka grup dişlerin geniş kavitelerinde, polimerizasyon büzülme stresini minimuma indirmek amacıyla liner olarak kullanımı önerilmektedir (Garcia ve ark 2014). Düşük viskoziteli bulk fill kompozit rezinlerin; yüzey sertlikleri daha düşük, su emilimi daha yüksek ve mekanik özellikleri yetersizdir. Bu durumdan dolayı üstte kalan tabakası 2 mm kalınlığında geleneksel kompozit rezinle kapatılması önerilmektedir (J. Burgess ve

Cakir 2010). Yüksek viskoziteli bulk fill kompozitler, rezin matrislerinde daha fazla oranda doldurucuya sahiptirler. Bu da kompozitin mekanik özelliğini geliştirerek arka dişlerin kavitelerinde tek başına uygulanarak tamamlanabilmesini sağlamıştır. Sonic olarak aktive olabilen Sonic Fill 2 (Kerr) kompozit, özel tasarlanmış el aleti ve sonik titreşim hareketleriyle yüksek viskoziteden daha düşük viskoziteli kompozite dönüşerek diğer yüksek viskoziteli kompozitlere göre farklılık göstermektedir. Bu özelliği sayesinde akıcı form kazanmış kompozit kaviteye daha kolay uygulanabilmektedir (Chesterman ve ark 2017).

Bulk fill tip kompozitler polimerizasyon yöntemlerine göre ise; kimyasal yolla, ışıkla ve dual-cure sertleşen şeklinde olmak üzere sınıflandırılırlar. Piyasada kullanımda olan iki adet dual-cure sertleşen bulk fill kompozit rezin vardır. Bu kompozitler hem kimyasal yolla hem de ışıkla polimerize olur. Kompozitin polimerizasyonu ışık ile başlar ve ışığın ulaşamayacağı en derin alanlar ise zaman geçtikçe kimyasal yolla polimerize olur. Bu yetenekleri sayesinde dual-cure sertleşen bulk fill kompozitler tek tabaka uygulamasında 10 mm ve üzerinde kullanılabildiği bildirilmiştir (Chesterman ve ark 2017).

e. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit (FGK)

Günümüz diş hekimliğinde kullanılan materyallerin biyouyumlu olması ve yapılan restorasyonların fonksiyonel, estetik, dayanıklı olması hedeflenmektedir. Bu hedeflere ulaşmak için doldurucu partiküller ve rezin kimyasındaki yeniliklerle fiziksel ve mekanik özellikleri geliştirilerek güncel dental kompozit rezinler üretilmiştir (Kurt ve ark 2006).

Geleneksel materyallerden farklı olarak bu tip kompozit materyallerin yapısal özellikleri değiştirilebilir. Bu sayede üreticiler fiberlerin oryantasyonunda, içeriğinde ve geometrisinde yapacağı değişikliklerle kompozitlerin özelliklerinde değişiklikler oluşturabilir. Otuz yılı aşkın süredir polimer yapıdaki içerikler, farklı tedavilerde kullanılmak amacıyla değişik tipte fiberlerle geliştirilmeye uğraşmıştır (Dyer ve ark 2004).

Fiberle güçlendirilmiş kompozitler (FGK), özellikle vital ya da kanal tedavisi görmüş madde kaybı fazla olan ve yüksek oklüzal stress gören azı dişlerin restorasyonlarında uygulanmaya başlanmıştır (S. Garoushi ve ark 2012).

FGK'ler 2 kompozit yapının birleştirilmesinden oluşturulur. Bunlar alt yapı görevi gören fiberler ile dış yapı olarak kullanılan hibrit veya mikro dolduruculu kompozit rezinlerdir (Freilich ve ark 2002).

Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerde kullanılan fiberler, matriks yapının içinde gömülü halde bulunmaktadır. Bu matriks, rezin veya polimer esaslı bir yapıya sahip olup cam, karbon veya polietilen yapıdaki fiberlerin çevresinde bir faz oluşturmaktadır. Matriks yapının esas görevi gelen kuvvetleri yapıdaki en güçlü bileşeni oluşturan fiberlere aktarmak ve içine gömülen fiberleri nem etkisinden korumaktır (Landel ve Nielsen 1993). Fiber ile güçlendirilen kompozitlerin restoratif diş hekimliğinde kullanım alanları; splint uygulamaları, endodontik tedavili dişlerin restorasyonu ve kron-köprü restorasyonları gibi oldukça geniş yelpazeli bir kullanım alanı bulunmaktadır (Freilich 2000).

1960-70'lerde polimetil metakrilat protezleri cam ve karbon fiber kullanılarak güçlendirilmesiyle diş hekimliğinde fiber kullanımı başlamıştır (Schreiber 1974, Smith 1962). 1980'lere gelindiğinde ise sabit protezlerde, implant üzeri protezlerde, ortodontik amaçlı tutucu ve diş splint uygulamaları için kullanılmaya başlanmıştır (P. K. Vallittu 1999).

FGK materyalleri aşağıdaki özelliklere göre 4 farklı şekilde sınıflandırılır (Behr ve ark 2000)

- Fiberin tipine göre (cam, karbon, polietilen, aramid)
- Fiberin oryantasyonuna göre (unidirectional(tek yönlü), bidirectional (çift yönlü), knitted (örgü), woven (tekstil dokuma), braided (şerit))
- Fiberin doyurulmasına göre (nonimpregnated-preimpregnated)
- Fiberin diş hekimi tarafından direkt uygulanması ve fiberin laboratuvar ortamında teknisyen tarafından şekillendirilmesi (indirekt yöntemle uygulanma)

FGK'lerin özelliklerini etkileyen faktörler (A. S. Khan ve ark 2015)

- Fiberin oryantasyonu
- Fiber miktarı (hacimsel oran)
- Yüzey işlemleri
- Fiberin doyurulması
- Fiberin polimer matrikse adezyonu

- Fiber ve polimer matriksin özellikleri
- Fiberin dağılımı
- Matriksin su absorpsiyonu

FGK'lerin avantajları (Butterworth ve ark 2003)

- Uygun tedavi maliyeti
- Tek seansta kayıp dişlerin replasmanı
- Geçici ve uzun süreli geçici restorasyon elde edilmesi
- Tamirinin kolay olması
- Kompozit veya akrilik protezin kırılan parçalarını bir arada tutabilme kabiliyeti
- Metal destek gerektirmeyen restorasyon
- Geliştirilmiş estetik
- Laboratuvar işlemleri gerektirmeden kolay bir şekilde üretilebilme
- Genellikle az veya hiç diş preperasyonu yapılmadan uygulanabilme
- Geleneksel metal-seramik restorasyonlara göre kapanıştaki dişlerde çok fazla aşınmaya sebep olmaması

FGK'lerin dezavantajları (Butterworth ve ark 2003)

- Belirgin parafonksiyonu olan hastalarda üzerindeki kompozitte aşınma oluşabilmesi
- Çok üyeli köprülerde yeterli rijiditeye sahip olmaması
- Adeziv teknik için nem kontrolünün sağlanması
- Posterior okluzal bölgede, metal yüzeylere kıyasla okluzalde (fiber ve üzerindeki kompozit için) daha fazla alan gereksinimi
- Ağızda kalma süresi ile ilgili kesin bilginin olmaması

FGK'lerin kullanım alanları (Butterworth ve ark 2003, Freilich 2000)

- Güçlendirilmiş direkt restorasyon
- İndirekt restorasyonlar (inlay, onlay, parsiyal/ tam veneer kronlar)
- Periodontal splint/travma splinti
- İmmediate geçici ve uzun vadeli geçici köprüler
- Anterior ve posterior sabit köprüler (basit kantilever, sabit-sabit, implant destekli)

- Hareketli protezlerin güçlendirilmesi veya onarılması
- Ortodontik retainerlar
- Ortodontik apareylerin maksiller ve mandibular ark bölgelerinin güçlendirilmesi
- Endodontik tedavili dişlerin güçlendirilmesi

f. Self-Adeziv Kompozit

Self adeziv kompozitler, yapılarında “gliserol fosfat dimetakrilat” (GPDM), 10-MDP ve “karboksilik metakrilat” (4-MET) gibi asidik monomerler içerirler. Asidik monomerler smear tabakasını modifiye ederek, submikron kalınlıkta hibrit tabaka oluşumunu sağlarlar (Vichi ve ark 2013). Kompozitin içerdiği “hidroksi etil metakrilat” (HEMA) ise materyalin ıslanabilirliğini artırır (Van Landuyt ve ark 2007). Böylece bu kompozitler diş dokularıyla mikro mekanik ve muhtemel kimyasal adezyon sağlayabilir. Self-adeziv kompozitlerin dezavantajları: asidik monomerlerin dekalsifiye edebilmelerine rağmen dentinle olan etkileşimlerinin sınırlı olması ve yapısındaki doldurucu nedeniyle yüksek viskozite göstermesi sonucu kollajen fiber yapıya monomer difüzyonunu zorlaştırması ve substrat yüzeyinin ıslanmasını güçleştirmesidir (Miyazaki ve ark 1995). Self-adeziv kompozitler, geleneksel kompozitler ile karşılaştırıldığında yüzey pürüzlülüğü, parlaklığı, su emilimi ve genleşme özellikleri açısından yetersiz bulunmuştur (Malavasi ve ark 2015, Wei ve ark 2011).

1.2. Endodontik Tedavi Sonrası Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler

Restore edilmiş dişlerde meydana gelen kırılmaların uygulanan tedavilerin esas başarısızlık sebebi olmasının yanı sıra, diş kaybına da neden olmaktadır. Bu durum özellikle endodontik tedavi görmüş dişlerde sık rastlanır ve ciddi problemlere yol açmaktadır (Cobankara ve ark 2008).

Kök-kanal tedavisi olmuş dişler, canlı dişlere kıyasla önemli ölçüde değişen mekanik özelliklere sahiptir. Dişlerin biyomekanik özelliklerindeki ve yapısal bütünlüğündeki değişiklikler büyük olasılıkla sert dokuların hacimsel kaybına, çürük lezyonun kapsamına, kırık yayılımına, final kavite preparasyonuna ve ayrıca endodontik tedavi öncesi açılan giriş kavitesine bağlanmaktadır. (Dietschi ve ark 2008, Linn ve Messer 1994, Reeh ve ark 1989a, Reeh ve ark 1989b)

Daha önceki senelerde kök-kanal tedavisi görmüş diş sahip olduğu nemi kaybettiği ve bunun sonucunda kollajen çapraz bağlarda değişiklikler meydana gelmesinden dolayı canlı dişlerle karşılaştırıldığında kırılmalara daha açık olduğu kanaati yaygın olarak düşünülmüştür (Rivera ve Yamauchi, 1993). Dişin devitale dönmesine bağlı olarak su içeriğinde az da olsa değişiklik olduğu tespit edilmiştir (Gutmann 1992, Huang ve ark 1992). Yapılan çalışmalarla tek bir hastadan protetik tedavi amacıyla çekilmiş canlı ve kanal tedavili dişlerin içerdiği su miktarı incelendiğinde anlamlı bir farkın bulunmadığını ifade eden pek çok çalışma vardır (Papa ve ark 1994, Reeh ve ark 1989b).

Kanal tedavisi gören dişlerde; çürüğe, travmaya, eski restorasyonların kaybına veya kavite preparasyonu sırasında farklı oranlarda sağlam diş dokusu kaldırmaya bağlı olarak diş madde miktarında azalması söz konusudur (Assif ve Gorfil 1994). Yürütülen bir araştırma; kavite preparasyonu yapılırken okluzal genişliğin artmasıyla kırılma dayanımının azaldığı saptanmıştır (Larson ve ark 1981). Dişlerin marjinal yapılarının korunamaması ve isthmus bölgelerinin geniş olması gibi faktörler de kırılma yatkınlığını artıran nedenler arasındadır (Mondelli ve ark 1980, Wendt ve ark 1987). Endodontik tedavi görmüş sınıf I kaviteli dişlerin kırılma dayanımlarında %20 oranında azalma tespit edilirken, Sınıf II kaviteli dişlerde bu oranın %63'lere kadar ulaştığı bir çalışmada bildirilmiştir (Reeh ve ark 1989b).

Dentin sertliğini, fiziksel özellikleri olan elastikiyet modülü, gerilme dayanımı ve basınç dayanımı etkilemektedir. Dentin tübüllerinin sayısı ve çapına bağlı olarak dişte meydana gelen mineral yoğunluğunda görülen değişimler, dentinin bütünlüğünü de etkilemektedir. Dentin sertliğinin dentin tüberkül yoğunluğu ile ters orantılı olduğu saptanmıştır (D. Pashley ve ark 1985).

Kök kanallarının irrigasyon işleminde kullanılan sodyum hipoklorit, dentinin organik yapısını parçalayarak onun mekanik özelliklerini etkileyebilir. Uzun bir süre boyunca NaOCl etkisine maruz bırakılan dentinin elastikiyetini ve bükülme direncini önemli derecede kaybettiği ve bunun da kök kanal tedavisi yapılmış dişlerin kırılmasında önemli rol alabileceği bildirilmiştir (Bateman ve ark 2003, Dietschi ve ark 2008). Dentinin inorganik mineral içeriği de organik kollojen yapının korunmasında önemlidir. Smear tabakasının uzaklaştırılmasında kullanılan EDTA benzeri demineralize edici ajanlar, mineral yapının yıkılmasına ve bu nedenle sodyum hipokloritin dişin organik yapısına olan etkisinin yıkıcı hale gelmesine katkıda

bulunabilirler. Diğer bir ifadeyle sodyum hipokloritten önce kullanılan EDTA'nın, hipokloritin direkt yıkıcı etkisine maruz kalabilecek dentin kollogenlerini ortaya çıkaracağı bildirilmiştir (Nayyar ve ark 1980). Dolayısıyla kök kanal tedavisinde çoğunlukla ve vazgeçilmez olarak kullanılan endodontik irrigasyon solüsyonlarının dişlerin kırılmaya karşı direncini azaltabileceği dikkate alınmalıdır (Reeh ve ark 1989a, Robbins 2002).

Kanal tedavisi görmüş diş pulpasının uzaklaştırılmasına bağlı olarak nörosensör geri bildirim mekanizması zayıflayarak fonksiyon sırasında dişlerin korunma refleksi düşmektedir. Koruyucu refleksi azalan kök-kanal tedavisi görmüş dişlerin kuvvete maruz kalma potansiyeli artar. Bu durum dişin kırılma dayanımını doğrudan azaltma yönünde değiştirmektedir (Randow ve Glantz 1986).

1.3. Endodontik Tedavi Görmüş Dişlerin Restorasyon Seçenekleri

Kanal tedavisi sonrası restore edilen dişler zamanla, rezidüel çürükler, restoratif başarısızlıklar, onarılamayan tüberkül veya kron kırığı, dikey kök kırığı, periodontal hastalık veya diğer daha az görülen nedenlerden dolayı kaybedilebilmektedir. Kanal tedavili dişlerin tedavi sonrası başarısızlığı ile ilgili araştırmaların çoğu, endodontik hastalığın sürekliliğine ve ortaya çıkmasına neden olan faktörlere odaklanırken, çok sayıda çalışma restoratif tedavi komplikasyonlarının dişlerin çekilmesinin en yaygın nedeni olduğunu açıkça göstermiştir (Fuss ve ark 1999, Vire 1991).

Kanal tedavili bir diş en uygun şekilde restore etmek için birbiriyle ilişkili birkaç faktör dikkate alınmalıdır. En uygun restorasyona karar verirken aşağıdaki hedefler dikkate alınmalıdır (Bhuva ve ark 2021):

- Kök kanal sistemine mikrobiyal sızıntının önlenmesi
- Restorasyonun formu, oklüzal stabilite ve komşu dişlerle yeterli temas noktalarının oluşturulması
- Restorasyonda fonksiyonun sağlanması
- Rezidüel diş yapısının daha fazla (çürük ve çürük olmayan) sert doku kaybı ve kırılmasına karşı korunması
- Marjinal periodontal dokuların sağlığının korunması

- Optimal estetik oluşturulması

1.3.1. Direkt Kompozit Uygulamaları

Güncel yaklaşımda minimal yaklaşımda restorasyon uygulamasında kompozit rezin ve dental seramik materyalleri yaygın olarak kullanılan materyal seçeneklerindendir. Amalgam restorasyonların diş kimyasal yolla bağlanmasının olmaması ayrıca görünümünün estetik yönden yeterli görülmemesinden dolayı eskisi kadar kullanılmamaktadır (Ekstrand ve ark 2010).

Arka grup dişlerin küçük boyutlu kaviterlerin restorasyonları için direkt kompozit rezinler kullanılabilir. Ancak diş kronunun üçte birinden büyük kayıplarında direkt kompozit rezin restorasyonlar kontrendikedir. Bir diş direkt restorasyon uygulamasının yapılabilmesi için minimum 1,5 mm genişliğinde ve 3 ya da 4 mm yüksekliğe sahip bukkal ve linguallerinde sağlıklı diş yapısı bulunması önerilir (Roberson ve ark 2006).

Çalışmalar, endodontik tedavi görmüş dişlere açılan konservatif oklüzal giriş kavitesinin direkt kompozit rezin materyal ile restore edilebileceğini belirtirken, geniş MOD kaviteli dişlerde tüberkülleri içine alan (overley, endokuron, kuron) restorasyonların tercih edilmesi gerektiğini göstermektedir (Scotti ve ark 2015; Seow ve ark 2015).

Araştırmacılar protetik veya konservatif tedavi seçeneklerini değerlendirirken kalan diş dokusu miktarını sınıflandırma önerisinde bulunmuşlardır. Peroz ve ark (2005), geride kalan duvar sayısına göre dişleri beş sınıfa ayırmıştır. Bu sınıflamaya kalınlığı 1.5 mm'den ince, yüksekliği 3 mm'den az olan duvarlar hesaba katılmamıştır:

Sınıf I: Sadece giriş kavitesinin açıldığı ve dört duvarın sağlam olduğu dişler,

Sınıf II: Tek duvarın eksik olduğu dişler (MO ya da DO),

Sınıf III: İki duvarın kaybedildiği dişler (MOD),

Sınıf IV: Sadece bukkal ya da lingual tek duvarın kaldığı dişler,

Sınıf V: Koronal yapının bütünüyle kaybedildiği dişler olarak sınıflandırılır.

Restorasyon tercihlerinde Peroz ve ark yaptığı sınıflamada I, II ve III sınıfa giren dişlerde post uygulanmadan direkt adeziv restorasyon; sınıf IV e giren dişlerde post

uygulanmasını takiben kron veya onley restorasyon; sınıf V dişlerde ise post uygulanmasını takiben kron uygulanması tavsiye edilmiştir (Peroz ve ark 2005).

Endodontik tedavi görmüş posterior dişlere uygulanacak restorasyona karar verilirken kalan sağlam doku miktarı değerlendirilir çünkü maksimum doku kalınlığı ile yapılacak restorasyonun klinik başarısı doğru orantılıdır. Bu durum endodontik tedavili dişlerin restorasyon tipi (direkt-indirekt, post destekli-postsuz restorasyonlar, inley-onley-endokuron ve tam kuron), materyal seçimi (seramik, hibrit ve kompozit) ve preparasyon ilkeleri hakkında ideal karar verilebilmesi için literatüre eser miktarda çalışma kazandırmıştır (Faria ve ark 2011).

Dişler, fonksiyonları sırasında, lateral ve vertikal kuvvetlere maruz kalırlar. Bu okluzal kuvvetlerin derecesi ve yönü ise dişin arktaki konumuna, okluzyon tipine ve hastanın fonksiyonel durumuna göre değişmektedir.

Anterior dişlerin fonksiyonu esnasında (protrüzyon hareketi) posteriorda gerçekleşen diskluzyon sonucu, posterior dişler lateral kuvvetlerden korunurlar ve genellikle vertikal kuvvetleri karşılarlar. Ancak parafonksiyon varlığında, anterolateral rehberlik, dişlerin aşınması sonucu kaybedilir ve posterior dişler lateral kuvvetlere maruz kalmaya başlar.

Hastanın overbite mesafesinin fazla olduğu, maksiller anterior dişler normalden fazla protrüziv ve lateral kuvvetlere maruz kalırlar. Bu duruma sahip bireylerde, okluzal stres birikimi sonucu, diş ve restorasyon kırıklarına daha çok rastlanmaktadır. Bu nedenler değerlendirildiğinde, endodontik tedavi görmüş dişler restore edilirken restorasyon tekniği (direkt-indirekt) ve restorasyon materyali (kompozit, hibrit, seramik) tercihinde; dişin pozisyonu, oklüzal kuvvetler ve parafonksiyon mutlaka değerlendirilmelidir (Dietschi ve ark 2011, Faria ve ark 2011).

1.3.2. İnley/Onley - Endokuron

A. İnley-Onleyler

Klinik kronun sadece bir kısmını kaplayan direkt veya indirekt yöntemlerle uygulanan kron içi restorasyonlardır. Tüberküllerin hiçbirini 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 tedavisi uygulamasına göre daha az madde uzaklaştırılmasını gerektirir ve doğru işlemler uygulandığında uzun ömürlü restorasyon tipleridir (Meyer ve ark 2003).

a. Direkt İnley/Onley Restorasyonlar ve Klinik Uygulamaları

Direkt olarak hazırlanan inley restorasyon uygulamalarında ölçü alma zorunluluğu bulunmamaktadır. Ağız içinde hazırlanan kavite yüzeyine yapışmayı engelleyici bir seperatör sürülür ve kompozit rezin 2 mm kalınlıkta tabakalar halinde eklenir ve ışık ile polimerize edilir. Restorasyon tamamlanıp gerekli uyumlamalar yapıldıktan sonra kaviteden çıkarılır ve nihai polimerizasyon ışık veya ışık-ısı fırınlarında gerçekleştirilir.

b. İndirekt İnley/Onley Restorasyonlar ve Klinik Uygulamaları

Preparasyonu tamamlanan diştten 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.

İnley/onleyler, yapımında kullanılan materyallere göre, aşağıdaki şekilde sınıflandırılmaktadır (Kaytan ve ark 2005):

- Metal inley-onley restorasyonlar
- Seramik inley-onley restorasyonlar
- Kompozit inley-onley restorasyonlar

Metal İnley-Onleyler

Metal inley-onleylerin aşınma direncinin yüksek olması, polisajlanabilir olması, zararlı yan etkilerinin oluşturmaması ve fiziksel özelliklerini uzun zaman bozulmadan koruyabilmesi ayırt edici avantajlarındandır. Ancak estetik yeterliliğinin olmaması, preparasyonunda sağlam diş dokusunu koruyamamaları ve üretim sürecinde teknik hassasiyet gerektirmelerine bağlı hata yapılma ihtimalinin olması dezavantajlarındandır (Irie ve Suzuki, 2001, Kaytan ve ark 2005).

Seramik İnley-Onleyler

Seramik inley ve onley restorasyonların kullanımı ilk olarak 19.yy kadar dayanmaktadır. Fakat materyalin kırılabilirliği ve adeziv sistemlerin yetersizliğinden dolayı sıklıkla başarısızlıkla karşılaşmıştır (Jones 1985, Meyer ve ark 2003). 1980'li yıllarda seramik restorasyonların kompozit rezin simanlar ile yapıştırılması düşüncesiyle birlikte dental seramikler, tüm diş restorasyonlarında yaygın şekilde kullanılmaya başlanmıştır (Horn 1983).

Adeziv diş hekimliğindeki gelişmelerin katkısıyla hastaların estetik restorasyon beklentilerinin artması seramik inley-onleyleri popülerlik kazanmıştır. Seramik inley-onleylerin yüksek estetik başarısı, dayanıklı olması, aşındırıcı kuvvetlere karşı dirençli yapısı, biyouyum göstermesi ve dişe yakın ısısal genleşme göstermeleri gibi birçok avantajlı özelliği bulunmaktadır (Çizelge 1.2). Ancak preparasyonu için madde kaldırılması, karşıt dişte aşınmaya yol açmaları, üretim maliyetlerinin yüksek olması, laboratuvar işlemlerinin tecrübe gerektirmeleri, tedavi sürecinde kırılabilmesi ve tamir ihtiyacı olduğunda tamirinin zor olması gibi önemli dezavantajları bulunmaktadır (Morimoto ve ark 2009).

Gelişen teknolojiyle birlikte seramik yapısı ve üretim yöntemlerinde ilerleme kaydedilmiştir (J. W. van Dijken 1999). Uygulanan seramiklerin dayanıklılığı artmış, CAD/CAM sistemleri ile anatomik formu ve kenar uyumu daha iyi olan restorasyonlar yapılmaya başlanmıştır (Manhart ve ark 2001).

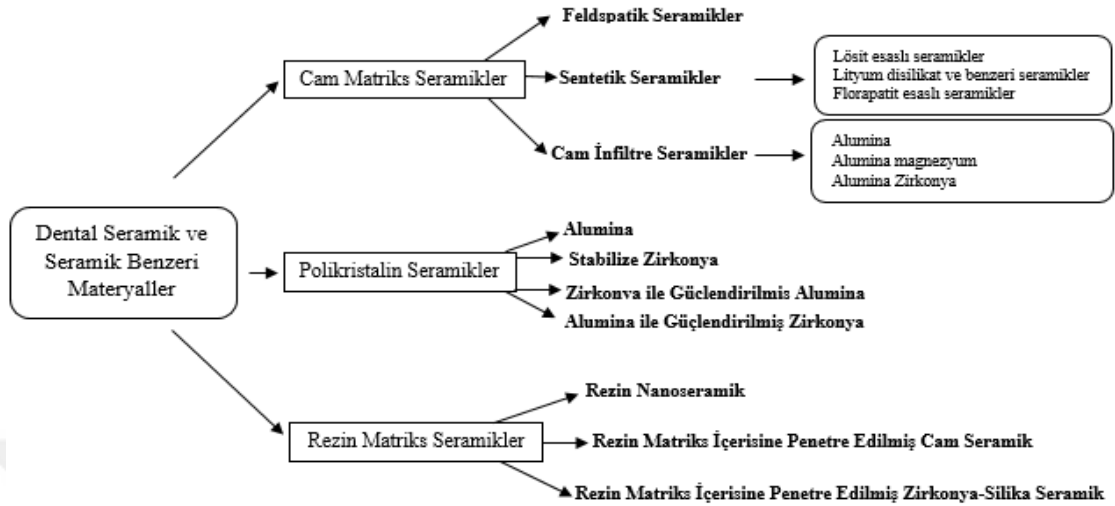
Seramik onleylerin endikasyonları:

- Endodontik tedavi görmüş dişler (Lin ve ark 2011, Magne ve Knezevic 2009)
- Tüberkül kırığı olan geniş MOD kavite
- 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 kavite

Seramik onleylerin kontrendikasyonları:

- Çürük insidansının yüksek olduğu bireyler (Trushkowsky ve Burgess 2002)
- Parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalar
- Nem kontrolünün sağlanamadığı durumlarda (E. J. Burke ve Qualtrough 1994)

Çizelge 1.2.Dental seramik ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması(Gracıs ve ark 2015)



Kompozit İnley-Onleyler

Güncel uygulamada kompozit inley-onleyler, madde kaybı fazla dişlerin restorasyonlarında başarıyla kullanılmaktadır. Bu restoratif tedavi yöntemi sayesinde diş estetiği kazandırılırken aynı zamanda restorasyonların temel hedeflerinden olan dişin bütünlüğü yeniden sağlanmaktadır (Karaarslan ve ark 2011)

Kompozit inley-onley restorasyonlar direkt veya indirekt yöntem ile üretilmektedir. Kompozit rezinlerin preparasyonu tamamlanmış diş üzerine ağız ortamında şekillendirilerek uygulanan yöntem direkt yöntem olarak adlandırılır. Işıklı ilk polimerizasyonu tamamlandıktan sonra restorasyon diştten ayrılır ve ardından üretici firmanın önerileri dikkate alınarak bitim polimerizasyonu uygulanır (Desai ve Das 2011).

İndirekt yöntemde prepare edilen diştten hassas ölçü materyalleriyle ölçüsü alınıp laboratuvarda restorasyon üretilir ve dişte kontrol edilir (Edelhoff ve ark 2001). İndirekt kompozit restorasyonların laboratuvar koşullarda ısı, ışık, basınç altında polimerizasyonları gerçekleştirilir. Daha sonra hasta ağızında uyumlaması yapılarak dual-cure rezin simanlarla yardımıyla dişe yapıştırılırlar. Bu sayede polimerizasyonda yetersizliklerin ve polimerizasyon büzülmesinin istenmeyen sonuçları engellenmeye çalışılır. İndirekt teknikte dişin anatomik morfolojisine ve mekanik özelliklerine

benzer şekilde restore edilmesi sağlanır. Kavite preparasyonuna uyumlu hazırlanıp adapte edilir, diş ile restorasyon arasında boşluk olsa bile bu boşluk siman ile giderilebilir. Bunun sonucunda yeni çürükler, pulpal enfeksiyonlar ve dentin hassasiyeti gibi olumsuzlukların önüne geçilir (Manhart, Neuerer ve ark 2000).

Bu teknikte polimerizasyon büzülmesi sadece rezin simanda oluşmaktadır. Polimerizasyonun ağız dışında gerçekleştirilmesiyle materyal içinde oluşacak streslerin azaltılmasına, fiziksel ve mekanik özelliklerin iyileştirilmesine katkıda bulunmaktadır (Tezvergil-Mutluay ve ark 2007). Işık, ısı ve/veya basınç ile kombine polimerizasyonuyla elde edilen restorasyonların elastiklik biyomekaniğinin sağlam diş ile benzerlik gösterdiği iddia edilmektedir (Ferreira ve Vieira 2008).

B. Endokuron

Daha önceki çalışmalarda post kullanımının, malzemenin türünden bağımsız olarak dişte katastrofik başarısızlıklara neden olabileceği tespit edilmiştir (Figueiredo ve ark 2015). Post preparasyonu için fazladan sağlam dokunun uzaklaştırılması gerekliliğinden, bazı çalışmalar endodontik tedavi görmüş dişlerin tedavisine alternatif olarak postsuz tedavilere odaklanmıştır (Belleflamme ve ark 2017, Rocca ve ark 2016b, Yang ve ark 2015). Bu alternatif tedavi, krondan pulpa odasına doğru uzanan ve endokuron olarak adlandırılan kullanımı içerir. Bu teknik, kuron ve kor yapımını "monoblok" olarak birleştirmeyi içerir (Pissis 1995). Endokuron, kron preparasyonu ile post-core build-upların çok adımlı uygulamasına kıyasla daha basit ve daha az invaziv bir hazırlık gerektirir, bu da tedavi süresinin ve maliyetlerinin azalmasına neden olur (Biacchi ve Basting 2012, Lander ve Dietschi 2008, Magne ve ark 2014, Rocca ve ark 2016a). Günümüzde endokuronlar, hasta başı CAD-CAM teknolojisi kullanılarak tek bir randevuda bile elde edilmektedir.

Endokronlar genellikle feldspatik porselen (Kanat-Ertürk ve ark 2018), lityum disilikat (Biacchi ve ark 2013, Dogui ve ark 2018) ve monolitik zirkonya (Zou ve ark 2018) bazlı seramikler kullanılarak üretilir. Cam seramikler ise mükemmel mekanik özellikler göstermesine rağmen sağlam dişlerin biyomekanik davranışına uymayan kırılğan özelliklere sahip rijit sistemlerdir (Bajraktarova-Valjakova ve ark 2018). Bundan dolayı köke kadar uzanan onarılamaz kırıklar oluşturarak restore edilen dişin ömrünü tehlikeye atmaktadır. Bu bilgilerin ışığında endokron üretiminde rezin bazlı kompozitler, polimer infiltre edilmiş seramikler ve rezin nano seramikler gibi diş ile

daha uyumlu farklı alternatif malzemeler de değerlendirilmiştir (Altier ve ark 2018, Belleflamme ve ark 2017, Tzimas ve ark 2018). Bu materyallerin rezin yapısı, restorasyonu biyomekanik olarak daha uygun hale getirerek, dentine benzer şok emici özellik, dayanıklılık ve elastikiyet modülü sergilemektedir (Altier ve ark 2018, Bajraktarova-Valjakova ve ark 2018).

Endokuron restorasyon uygulamalarının avantajları şunlardır: Kolay uygulanabilirlik, geleneksel seramik restorasyonlara göre daha düşük maliyetli olma, preparasyon için zamandan tasarruf sağlama, estetik avantajı (Dietschi ve ark 2008), konservatif ve minimal invaziv olma, biyouyumlu olma, periodontal dokularla uyumlu olma, farklı anatomik yapıya sahip kök kanallarında (eğimli, geniş, ince) uygulanabilirlik, post uygulamasının endike olmadığı kısa klinik kurona sahip dişlerde uygulanabilirlik, kalsifiye veya kısa kanallı olması dişlerde monoblok yapısı sayesinde yeterli malzeme kalınlığı elde edilmesi ve kök perforasyonu riski olmaması (Bindl ve ark 2005). Endokuron restorasyonlar geniş kaviteli dişlerde, ferrulenin yeterli olamayacağı ve interproksimal ya da interokluzal mesafe sonucu seramik kalınlığının yetersiz kalabileceği vakalarda da uygulanabilmektedir (Biacchi ve ark 2013, Chang ve ark 2009). Endodontik tedavi başarısız olur ise yeniden müdahaleyi kolaylaştıran konservatif bir durum sunmaktadır (D. H. Pashley ve ark 2011). Endokuron restorasyonlar, tam kuronlara göre, daha az bağlanma ara yüzeyi içerirler (Iqbal ve ark 2003). Restorasyon simante edilirken kullanılan rezin siman ile polimerizasyon daha iyi kontrol edilebilmektedir (Seow ve ark 2015).

1.3.3 CAD-CAM Sistemleri

Teknoloji alanında gerçekleşen ilerlemelerle diş hekimliği sektöründe yeni materyaller ve yüksek teknoloji içeren sistemler yerlerini almaya başlamıştır. Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim sistemlerde bu yeni teknolojik ürünlerden biridir (Liu 2005, Strub ve ark 2006)

CAD (Computer Aided Design/Bilgisayar Destekli Tasarım): bir nesnenin bilgisayar sistemleri aracılığıyla geliştirilmesi ve tasarlanabilmesi anlamını ifade etmektedir. Bu sistem sayesinde üç boyutlu modellerin tasarlanmasının bilgisayar yazılımlarıyla gerçekleştirilebilir. CAM (Computer Aided Manufacturing-Bilgisayar

Destekli Üretim) ise tasarlanan ve planlanan veriler bilgisayar desteğiyle üretim aşaması anlamını ifade etmektedir (Giordano 2006).

CAD/CAM' ler, üretimin gerçekleştirildiği konuma göre sınıflandırılmaktadır. Restorasyon klinik ortamda direkt olarak diş preparasyonu ile aynı seansta üretilirse buna hasta başı üretim (chair-side konsept), üretimi klinik ortamda olmayıp laboratuvarda gerçekleşenlere laboratuvar üretimi (lab-side konsept), model laboratuvarda tarandıktan sonra verilerin internet üzerinden ana merkeze gönderilip altyapı restorasyonunun ana merkezde üretilip üst yapısı için laboratuvara yeniden gönderildiği üretim tipi merkezi üretim olarak adlandırılmaktadır (Şekil 1.7) (E. J. Burke ve Qualtrough 1994, Hickel ve ark 1997).

Günümüz Diş Hekimliği alanında CAD/CAM sistemleri inley, onley, laminate veneer, bölümlü kron, tam kron ve köprü sistemleri (Fasbinder 2006, Giordano 2006, Raigrodski 2004, Sjögren ve ark 2004, Strub ve ark 2006) , hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları (Denissen ve ark 1999) , implant cerrahisinde kullanılan stentlerin tasarlanıp üretilmesi (Williams ve ark 2004) gibi geniş bir endikasyon alanını kapsamaktadır. Bu sistemler ayrıca maksillofasiyal protezlerin hazırlanmasında, implant destekli protezlerde dayanak olarak, kron-köprü ve hibrit protez alt yapı tasarımı ve üretiminde de kullanılmaktadır (L. H. Chen ve ark 1997, Drago ve Peterson 2007, Kupeyan ve ark 2006; Marchack 2007, Williams ve ark 2004, Yüzügüllü ve Avcı 2008).

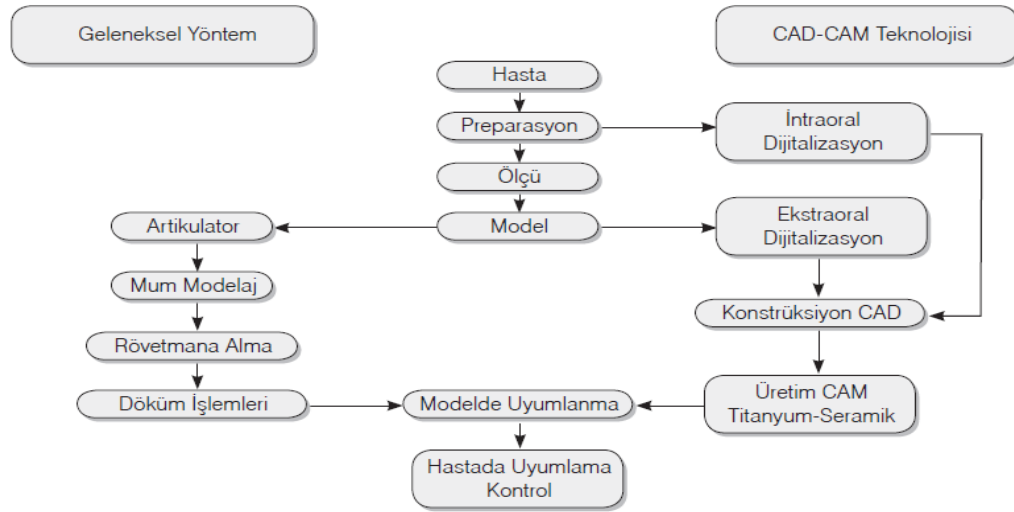
İnley, onley, kuron ve sabit parsiyel protezlerin yapımında kullanılmak üzere; CEREC ve Procera sistemleri sıklıkla kullanılır. Bunların dışında Cercon ve Cicero gibi farklı CAD/CAM sistemleri de geliştirilmiş ve piyasada yer almaktadır. Yaygın olarak kullanılan CEREC sistemleri hem klinik hem de laboratuvar şartlarına uygun sistemlerdir. Laboratuvarda teknisyenler tarafından kullanılan CAD/CAM sistemlerinden birkaçı DCS, Precident, CEREC inLab, Lava ve Procera'dır (Asmussen ve Peutzfeldt 1990)

Dental CAD/CAM sistemleri üç fonksiyonel elemandan oluşmaktadır:

1. Kavite preparasyonunun üç boyutlu geometrisini dijital ortama aktaran optik veya mekanik tarayıcı,

2. Üretimi amaçlanan ürüne ait verilerin girildiği, dental restorasyonun tasarımının yapıldığı yazılım programı,

3. Tasarlanması tamamlanan materyalin final restorasyon haline getiren frezeleme ünitesidir (Hickel ve ark 1997, Mehl ve Hickel 1999).



Şekil 1.7. Geleneksel yöntem ve CAD/CAM tekniğinin karşılaştırılması

1.4. Kompozit Restorasyonların Başarısını Etkileyen Faktörler

Kompozit restorasyonlarda görülebilen polimerizasyon büzülmesi, kenar sızıntısı, aşınma direnci, renklenme, çekme-basma kuvvetlerine gösterdiği direnç, kavitenin boyutu, lokalizasyonu, restorasyonun uygulanma tekniği, karşıt dişlerle olan teması ve materyallerin doğru teknikle kullanılması başarısını etkileyen faktörlerdendir (Garber ve Goldstein 1994, Monaco ve ark 2001).

1.4.1. Polimerizasyon Büzülmesi

Son yıllarda restoratif materyallerdeki yeni gelişmelere rağmen, kompozitlerin ve rezin simanların polimerizasyon büzülmesi halen klinik problemlere neden olmaktadır (Mantri ve Mantri 2013, Rosatto ve ark 2015, Soares ve ark 2016). Restoratif işlemler için kullanılan dental kompozitler, formülasyonlarına ve polimerizasyon koşullarına bağlı olarak genellikle % 1 ile % 6 oranında değişen hacimsel büzülme sergilemektedir (Mantri ve Mantri 2013, Rosatto ve ark 2015, Soares ve ark 2013). Resin simanlarda bu orana benzer ve hatta daha yüksek polimerizasyon büzülme değerleri gösterebilmektedir (Faria-e-Silva ve ark 2011, Soares ve ark 2016).

Kompozitler polimerize olduktan sonra kompozit ile diş arasında 5-15 MPa'lık bir büzülme gerilimi oluşturur. Bu da arayüzey bağlanmasını olumsuz etkileyerek debondinge, mikro boşluklara ve tüberkül eğilmesine yol açar (Feilzer ve ark 1987). Polimerizasyon büzülmesini değiştiren etkenler arasında; kavitenin genişliği, uygulama yöntemi, kavitenin tasarımı ve kompozit materyalin tipi bulunmaktadır. Konfigürasyon faktörü (C-faktörü), restorasyonun bağlandığı yüzeylerin, bağlanmayan yüzeylere oranı olarak tanımlanmaktadır. C-faktörü ne kadar yüksek olursa, materyalin akıcılığı da o kadar azalır ve polimerizasyon büzülme stresi artar. Düz okluzal dentin yüzeylerde C faktörü 1 dir, Sınıf II kavitlerde C faktörü 2 (4/2), kutu formundaki okluzal Sınıf I kavitelerin C faktörü ise 5 tir. C faktörü 5 olan bir kavitenin polimerizasyon büzülme stresleri yüksek olmaktadır. Bu yüzden kompozit rezinle restorasyon yapılırken kavitenin kutu formunda hazırlanmamasına dikkat edilmesi ve C faktörünün mümkün olduğunca azaltılması önerilmektedir (Rouhollahi ve ark 2012, Tamura ve ark 2013, Tarle ve ark 1998).

Kompozit rezinlerin polimerizasyonunda hacimsel büzülme yaşanması temelde iki faktöre bağlıdır. Bu faktörlerden biri polimerizasyon esnasında monomer molekülleri arasındaki Van Der Waals bağlanma kuvvetlerinin kovalent bağlanmayla yer değiştirmesi ikincisi monomer molekülleri arasındaki uzaklığın, polimerizasyon sonrası oluşan polimer zincirleri arasındaki intermoleküler uzaklıktan daha büyük olmasıdır (Fu ve ark 2014).

Diş dokularıyla kompozit restorasyon arasındaki bağlanma kuvveti yetersizse polimerizasyon büzülmesi sonucunda kompozit ile kavite duvarları arasındaki adaptasyon bozularak restorasyon kenarlarında mikrosızıntı, renklenme ve ikincil çürük oluşumu kaçınılmazdır (Ciucchi ve ark 1997). Diş yapılarıyla bağlanması daha iyiye, kompozitin büzülmesi diş yapısında strese neden olmaktadır (Davidson ve Feilzer 1997). Bunun sonucunda ise kasp kırıkları, kasp hareketi ve post-operatif hassasiyet gözlemlenmektedir (Sheth ve ark 1988).

1.4.2. Mikrosızıntı

Polimerizasyon büzülmesinin en büyük olumsuz yönlerinden biri de kavite duvarı ile kompozit arasında bir boşluk oluşup bunun da kenar sızıntısına yol açabilmesidir (Dayangaç 2000).

Mikrosızıntı; kavite duvarı ile kompozit materyal arasından bakterilerin, sıvıların, iyon ya da moleküllerin klinik olarak tespit edilemeyen geçişleridir (Kidd ve Beighton 1996).

Kompozit yerleştirme tekniklerinden oblik tabakalama tekniğinin bulk ya da diğer tabakalama yapılarak yerleştirme tekniklerine göre daha az mikrosızıntı gösterdiği rapor edilmiştir (Breschi ve ark 2008). Fakat hiç bir teknik mikro-aralanma oluşumuna bağlı gelişen mikrosızıntıyı tümüyle ortadan kaldıramamaktadır.

1.4.3. Aşınma Direnci

Dişlerin çiğneme fonksiyonundaki kuvvetlere bağlı aşınmasına benzer olarak restorasyonda kullanılan materyallerin de fonksiyon sırasında aşınması kaçınılmazdır. Kompozitlerin inorganik doldurucu partiküllerinin boyutu, şekli, miktarı, organik rezin matriksle ilişkisi ve polimerizasyon derecesi aşınma dirençlerini doğrudan ilgilendiren etkenlerdendir (Bashetty ve Joshi 2010, Roulet ve Noack 1991).

Kompozit restorasyonun genişliği ve dental arktaki konumu, bitim ve polisaj işlemlerine bağlı hatalar, hastanın okluzyonu, ağız hijyeni ve diş fırçalama tekniği de aşınmasını etkileyen faktörlerdendir (Dayangaç 2000).

1.4.4. Su Emilimi

Dental kompozitler ısı ve kimyasal değişkenliklere karşı yapısını korumalı, su emilimi olmamalıdır. Ancak, polimer yapıdan oluşan materyaller ağız ortamındaki sıvılardan olumsuz etkilenirler (Ferracane 2006). Kompozit rezinlerle yapılan restorasyonlar ağıza yerleştirilmelerinden itibaren ağız ortamındaki sıvılarla sürekli etkileşim halindedir (Ozer ve ark 2014). Moleküler su önce polimer ağ içine difüze olur ve polimer yapının zincirleri ile mikro boşluk aralığındaki serbest hacme sızar ve polimer matrikste plastikleşme ve şişmeye yol açarlar. Devamında, polimer zincirler birbirinden uzaklaşmaya başlar ve monomerin yapıdan ayrılmasıyla sonuçlanır (Curtis ve ark 2008, Ferracane 2006) .

Materyal içinde hidrolitik bozulmalara neden olan su emilimi, materyalin fiziksel ve kimyasal yapısını da değiştirerek mekanik özelliklerini zayıflatıcı etkisi bulunmaktadır. Su emilimi ayrıca kompozit rezinlerin hidrolitik stabilitesini bozarak renklenmesine de yol açmaktadır. Kompozit rezinlerin su emilimine bağlı olarak

aşınma direncinde azalma, hidrolitik degradasyon ve higroskopik ekspansiyon meydana geldiği bildirilmiştir (Ito 2005, Rüttermann 2007, Yiu 2004). Ayrıca su emilimine bağlı olarak higroskopik stres oluşmasıyla diş yapısında çatlaklara ve/veya tüberkül kırıklarına da yol açabileceği bildirilmektedir (Rüttermann ve ark 2007).

Kompozitlerde suyun emilimini ve çözünürlüğünü; bileşenleri, doldurucu partikül miktarı ve içeriği, rezin matriks ile doldurucu bağının dayanıklılığı, tepkimeye girmemiş monomerler ve sıvı/solventin yapısı doğrudan etkilemektedir. Ağız içinde asidik solüsyonların da kompozit rezinlerin polimer ağlarına doğru yayıldığı, polimer zincirlerin bağlantılarını zayıflatıp zincirleri birbirinden ayırdığı, materyalin hacmini değiştirdiği, su emilimi ve çözünürlüğünü artırdığı öne sürülmektedir (Benetti ve ark 2011, de Moraes Porto ve ark 2014, Yap ve ark 2003)

1.4.5. Yüzey Pürüzlülüğü

Dental kompozitlerde yüzey pürüzlülüğü, estetik problemlere, plak retansiyonuna, yüzey renklenmesine ve sekonder çürük oluşumuna neden olarak restorasyonun klinik ömrünü azaltmaktadır (Korkmaz ve ark 2008). Kompozit rezin restorasyonların içeriğindeki monomer tipi, doldurucuların şekli ve boyutu ve polimerizasyon derinliği yüzey pürüzlülüğünü etkileyen faktörlerdendir. Kompozit rezinlerin yüzey düzgünlüğünün geliştirilmesi adına doldurucu partiküllerin boyutlarının küçültülüp doldurucu miktarında artış hedeflenir (Jung ve ark 2007). Yüzey düzgünlüğünün sağlanamadığı restorasyonlarda sürtünme katsayısı ve aşınma oranında da artış görülmektedir. Bu koşullar dikkate alındığında restorasyonadüzgün bir yüzey kazandırmak , restorasyonun başarısını artıran en önemli etkenlerden biridir (Gedik ve ark 2005, Scheibe ve ark 2009, Schmidlin ve Göhring 2004).

1.4.6 Renk Değişikliği

Restorasyon kenarlarında görülen renklenmelerin en önemli gerekçesi kenar sızıntısına bağlı olmaktadır. Kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülme streslerine bağlı olarak restorasyon ile kavite kenarları arasında oluşan defektler kenar sızıntısına neden olmaktadır (Feilzer ve ark 1987).

Diş renginde rezin bazlı materyallerin renk değişikliği içsel ve dışsal faktörlere bağlı meydana gelmektedir. İçsel faktörler; rezin matriks ve matriks ile doldurucu

arayüzeyindeki değişiklik gibi rezin materyalin kendinden kaynaklanan renk değişikliğini içermektedir. Kimyasal renk değişikliği; amin akseleratörün oksidasyonu veya değişikliği, polimer matriksin yapısının oksidasyonu ve reaksiyona girmemiş pendant metakrilat gruplarının oksidasyonuyla oluşmaktadır. Dışsal faktörler; ekzojen kaynaklarla kontaminasyon sonucu pigmentlerin absorpsiyon ya da adsorpsiyonu aracılığıyla renklenmesini içermektedir. Ekzojen sebepli renk değişikliğinin derecesini hastanın oral hijyen durumu, yeme-içme alışkanlığı ve sigaraya maruziyeti etkilemektedir. Polimerik materyallerin dışsal renklenmesinin renkli solüsyonlar, çay, kahve ve nikotin gibi renklendiricilerin kullanımından kaynaklanabileceği bildirilmiştir. Bunların yanında kompozit yerleştirilirken tükürük izolasyonunun tam olarak sağlanamaması, yerleştirme sırasında kavitenin kan ile kontamine olması, kompozitin polimerizasyonunun yetersiz olması, bitim ve polisaj işlemlerine özen gösterilmemesi gibi yapılan bazı ihmaller de renklenmeyle sonuçlanabilir. Dışsal renklenmeleri minimuma indirebilmek için yüzey polisajının doğru yapılmasının haricinde, hastanın beslenme ve oral hijyen alışkanlıkları da göz önüne alınmalıdır (Blalock 2006, Catelan 2011, Yazici 2007).

1.4.7. Çekme ve Kırılma Dayanımı

Dental restoratif materyallerin çiğneme kuvvetlerinin etkisiyle kırılmadan idame edebilmesi özellikle arka bölge uygulamalarında çok önemlidir. Kaybedilen sağlam diş yapısının miktarı, kavite preparasyonunun tasarımı ve kompozit materyali oluşturan bileşenler yapılan restorasyonun dayanıklılığını belirleyen en önemli faktörlerdendir. Bir restoratif materyalin çiğneme kuvvetleri karşısında dirençli olması o materyalin aynı zamanda basma ve çekme kuvvetleri karşısında da dayanıklı olduğu anlamına gelmektedir. Diş hekimliğinde kullanılan materyaller hasta üzerinde uygulanmalarından önce mekanik özelliklerinin değerlendirildiği birçok testten geçmektedir. Biyomekanik testlerin ve analizlerin kullanılma amacı çiğneme kuvvetleri, dayanım seviyesi, ikincil çürük oluşması gibi değişkenlerin in vitro deneylerle tespiti yapılarak araştırılan malzeme in vivo uygunluğunu değerlendirmeye yardımcı olmaktır (Anusavice ve ark 2007).

Çiğneme kaslarından kaynaklı oluşan kuvvetler, temporomandibular eklemin hareketleri doğrultusunda dental arka aktarılmaktadır. Dişlerin dental arktaki konumu, bireyin yaşı, cinsiyeti, TME hastalıkları gibi birçok element okluzal kuvvet miktarını

değiştirmektedir. Bu okluzal kuvvet miktarının ölçülmesi amacıyla pek çok çalışma yapılmıştır (Koc ve ark 2010, Waltimo ve Könönen 1993). Genel olarak çalışmaların sonuçları farklılık gösterse de 150-800 N arasında çiğneme kuvvetinin değiştiği kabul edilmektedir. Çiğneme kuvvetinin şiddeti, TME en yakın diş grubu olan azılar bölgesinde fazla olmakla beraber kesiciler bölgesine doğru azalmaktadır. Küçük azı diş grubunda bu değerin ortalama olarak 300 N olduğu kabul görmüştür (Sakaguchi ve Powers 2012).

Mekanik testlerin gerçekleştirildiği yükleme koşulları; döngüsel, dinamik yada statik olabilir (Anusavice ve ark 2007). Mekanik testlerde uygulanan ek değişkenlerin etkisini inceleyebilme kolaylığı ve hızlı sonuç alınması uygulanan bu testlerin en büyük avantajıdır (Van Meerbeek ve ark 2010). Materyallere uygulanan mekanik test yöntemleri; basma, bükme, çekme ve makaslama testleridir. Bu test yöntemlerinin birçok avantajı ve sınırı olmasının haricinde test yöntemlerinden hangisinin kullanılması gerektiği hakkında henüz ortak bir görüş bulunmamaktadır (Anusavice ve ark 2007).

Okluzal kuvvetlerin etkisiyle diş ve restorasyon materyali arasında oluşan gerilimler neticesinde kırılma durumu meydana gelebilmektedir. Materyalde oluşabilecek üç çeşit stres mevcuttur: Çekme gerilimi (tensile stress), sıkışma gerilimi (compressive stress) ve makaslama gerilimi (shear stress) (Anusavice ve ark 2007).

1.5. Dental Kompozitlerde Yaşlandırma

Dental kompozitleri yaşlandırmak için kullanılan yöntemler ağız içi koşullarını uzun vadede benzer şekilde taklit etmeye çalışmaktadır (Ghavam ve ark 2010). Bu sayede dental restoratif materyallerin ağız içi ortamda. davranış karakteri tespit edilmeye çalışılmaktadır. Ağız içi ortamı, tükürük nedeniyle nemli bir ortamdır ve bu durum kompozit rezin materyallerde yapısal değişimlere ve erken dönem başarısızlıklara yol açabilmektedir. Bu nedenle kompozit rezin materyallerin ömrünü uzatmak, dayanıklılığını artırmak için mekanik performanslarını takip etmeye yarayan yaşlandırma teknikleri ile kapsamlı analizler ve araştırmalar yapılmıştır (Hampe ve ark 2018, Oskoe ve ark 2019). Bugün en yaygın kullanılan yaşlandırma yöntemleri; termal siklus (ısıl döngü), okluzal yükleme, suda bekletme ve NaOCl solüsyonunda bekletme yöntemleridir (Munck ve ark 2005).

Termal siklus ile yaşlandırma sonucu restorasyon ve dişte iki çeşit yıpranma gözlenir. Birincisi, sıcak su nedeni ile diş-restorasyon ara yüzündeki bileşenler hidrolize uğrar, su emilimi artar ve parçalanma ürünleri veya zayıf polimerize rezin oligomerleri açığa çıkar (Hashimoto ve ark 2000). İkincisi, doku farklılığından kaynaklanan farklı termal genleşme katsayısı sonucu diş-restorasyon ara yüzünde marjinal açıklık ve mikrosızıntı oluşur (Gale ve Darvell 1999).

Ağız ortamındaki sıcaklık değişimleri restorasyonları doğrudan etkilemektedir. Ağız ortamı değişmediği ve ortama ısısal bir yükleme yapılmadığı müddetçe normal ağız içi sıcaklığı ortalama 35  C olarak belirlenmiştir (Lloyd ve ark 1978). Tüketilen gıda ve içeceklerle bağlı olarak sıcaklık 0  C ile 60-65  C arasında değişkenlik göstermektedir.

Termal siklus testleri sıcaklık değerleri en az 5  C ve en yüksek 55  C aralığında olan ortamlarda ortalama 30 saniye bekletme süresiyle gerçekleştirilmektedir. Örnekler iki ayrı su tankına belirli zaman aralıklarında daldırılarak belirli bir süre bu sıcaklıklara maruz bırakılmaktadır (Gale ve Darvell, 1999). Ağız içerisinde günlük 20-50 siklus olabileceği tahmin edilerek 10.000 siklusun 1 yıllık klinik kullanıma denk gelebileceği düşünülmektedir (Beschnidt ve Strub 1999, Kheradmandan ve ark 2001).

1.6. Kırılma Dayanımı Testi

Dayanıklılık; materyalde kırılma ya da plastik deformasyon oluşturan maksimum stres olarak ifade edilmektedir (Guazzato ve ark 2005). Diş ile restoratif materyal arasında meydana gelen gerilimler neticesinde kırılmalar oluşmaktadır. Gerilimler ekme gerilimi (tensile stress), makaslama gerilimi (shear stress) ve sıkışma gerilimi (compressive stress) adı altında 3 grupta toplanır. Çekme gerilimi, germek ya da kütleyi uzatma hedefinde olan bir kuvvetin oluşturduğu deformasyona karşı koyan kuvvete denmektedir. Makaslama gerilimi bir kütleyi diğerinin üzerinden kaydırmaya ya da çevirme hareketine karşı meydana gelen gerilimdir. Sıkışma gerilimi ise kütlenin kendisini kısaltmaya zorlayan ya da sıkıştırmaya çalışan bir yüke karşı koyan iç kuvvetlerin oluşturduğu gerilimdir (Oh ve ark 2000).

Kırılma dayanımı, belirli bir kuvvet altındaki cismin kırıldığı andaki gerilim miktarıdır. Kırılma dayanımı testinde örnekler (köprü, kron, inley) uygulanan yük miktarı arttırıldığında materyal tamamen başarısızlığa uğrayana kadar görülen ilk çatlak kritik stres yoğunluk faktörü olarak tanımlanır (Saridag ve ark 2013). Daha sonra çatlak ilerlemeye devam ederek kırılma olayı oluşur. Kırılma dayanıklılığının değerlendirildiği cihazlarda uygulanan kuvvet restorasyona dik veya açılı olacak şekilde uygulanabilmektedir (Ausiello ve ark 1997, Keshvad ve ark 2011, Saridag ve ark 2013).

Kırılma dayanımı testinde, hazırlanan örnek yüzeyine taşıyabileceği en yüksek basınç kuvveti uygulanarak ölçülmektedir. Bu durum karşısında sınır değeri geçildiğinde ise örnek kırılmaktadır. Basınç kuvvetinin ölçümü, universal test cihazında değerlendirilmektedir. Test için hazırlanan örnekler, yerleştirildiği alt yuvaya uyumlu bir kalıp içine kuvvetin uygulandığı yüzey açıkta olacak formda gömülmektedir. Bu işlemlerden sonra, örnek test cihazına yerleştirilir, belirlenmiş bir ekseninde, kontrollü bir hızda (mm/dk) bir uç aracılığıyla kuvvet uygulanır (Stuart ve ark 2006, Wilkinson ve ark 2007). Kuvvet uygulaması için kullanılmakta olan uçlar; küt, bıçak sırtı veya keski şeklinde olabilir. Basınç kuvvetlerine dayanım testleri yapılan cihazlarda kuvvet restorasyona dik gelecek (compressive) şekilde (Keshvad ve ark 2011, Saridag ve ark 2013) veya açılı bir şekilde uygulanabilmektedir (Ausiello ve ark 1997, Wendt ve ark 1987).

Örneğin kırılmasına neden olan maksimum (kırılma oluşumuna neden olan) kuvvet, test cihazındaki yük hücresi yardımıyla ölçülerek, Newton (N) veya Megapascal (MPa) olarak kaydedilir (Hammad ve ark 2007).

1.7. Amaç ve Hipotez

Bu araştırma projesinin amacı: endodontik tedavi görmüş MOD kaviteli molar dişlerin farklı materyal ve teknik kullanılarak yapılan restorasyonlarının kırılma dayanımlarını ve tiplerini kendi içinde karşılaştırmaktır.

Bu araştırma projesinin hipotezi:

Endodontik tedavili dişlerin restorasyonlarında direkt kompozit restorasyonlar sıklıkla kullanılmaktadır. Herhangi bir preparasyon yapılmamış sağlam dişlerle

endodontik tedavi görmüş ve farklı direkt kompozit materyallerle restore edilmiş dişlerin kırılma dayanımı açısından fark yoktur.

Endodontik tedavi görmüş molar dişlerin restorasyonunda kullanılabilen piyasaya yeni sürülmüş fiberle güçlendirilmiş iki farklı kompozit, bulk fill kompozit ve diğer geleneksel dolduruculu kompozitlerle yapılan restorasyonlar arasında kırılma dayanımı açısından fark yoktur.



2. GEREÇ VE YÖNTEM

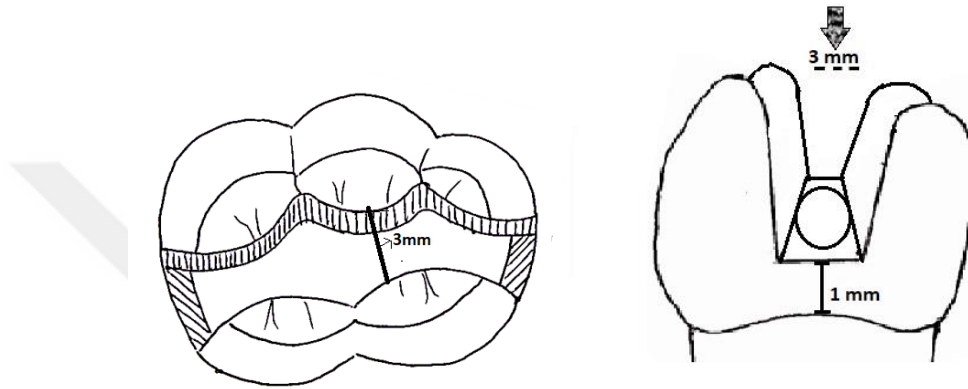
2.1 Dişlerin Toplanması ve Hazırlanması

Bu tez çalışmasında kullanılmak üzere periodontal hastalık kaynaklı çekilmiş 84 adet birbirine yakın boyuta sahip molar diş tercih edilmiştir. Çekilmiş dişler önce akan su altında yıkandı. Dişler %0,5' lik Kloramin T solüsyonunda bir hafta boyunca dezenfekte edildikten sonra. Ardından varsa yumuşak ve sert doku kalıntıları periodontal küret ve polisaj fırçaları yardımıyla temizlendi. Herhangi bir işleme başlamadan önce bütün dişler çatlak, kırık, abrazyon, erozyon ve rezorpsiyon açısından mercek altında incelendi. Herhangi bir çatlak, defekt, çürük, eski restorasyon barındıran dişler çalışmaya dahil edilmedi. Çalışma için ayrılan dişlerin benzer boyut ve morfolojiye sahip olmasına dikkat edildi. Bu işlemlerin ardından bütün dişler çalışma zamanına kadar oda sıcaklığında distile su içerisinde saklandı.

2.2 Kavite Preparasyonu ve Kanal Tedavisi İşlemleri

Çalışmada kullanılmak üzere seçilen alt-üst molar dişlere, su soğutması altında rond ve fissür elmas frezler (DIMEI, Piranha,Çin) kullanılarak sınıf II MOD kavite açıldı. Her 6 kavite preparasyonu sonrası frezler yenilendi. Standart kavite genişliği elde edebilmek için bütün dişlerin bukkal ve lingual duvarlar arasındaki mesafenin 3 mm olmasına dikkat edildi. Kavitenin aproksimal bölgesindeki gingival basamak, mine-sement sınırının 1 mm üzerinde olacak şekilde prepare edildi. Daha sonra pulpa tavanı kaldırılarak endodontik giriş kavitesi açıldı. Pulpa odasındaki doku artıkları karbit frez yardımıyla (Burplus,Wave Dental,Çin) temizlendi. Endodontik giriş kavitesinde kalan sarkık mine-dentin, aerotor frezleri yardımıyla kaldırılarak bütün kanal sistemini içine alacak şekilde kavite preparasyonu tamamlandı. Endodontik çalışma boyu, 10 numara K tipi paslanmaz çelik eğe (Mani Inc,Tochigi,Japonya) yardımıyla apikal foramen uzunluğundan 1 mm kısa olacak şekilde belirlendi (Şekil 2.1). Kök kanallarının şekillendirilmesi, döner alet nikel titanyum eğeleriyle (Endoart Smart Gold)(İnci Dental,İstanbul,Türkiye)(her bir eğe en fazla 3 dişte kullanıldı) apikal çap #30.04 olacak şekilde gerçekleştirildi. Şekillendirme sırasında her döner alet değişiminde kanalların irrigasyonu için 2 ml %2,5 sodyum hipoklorit (NaOCl) solüsyonu kullanıldı. Şekillendirmenin tamamlanmasının ardından son yıkama işlemi 2 ml %17'lik EDTA ile irrigasyonu takiben 2 ml serum fizyolojik uygulandı ve kanallar paper pointler aracılığıyla kurutuldu. Kurulanan kanallar kullanılan son

eğyle uyumlu açılı güta perka (Sure Dent, Sagimakgol-ro, Güney Kore) ve epoksi rezin içerikli kanal dolgu patı (Sealart, nc Dental, İstanbul, Türkiye) kullanılarak tek kon yöntemiyle dolduruldu. Pulpa odasındaki fazlalık güta perkalar ısıtılmış bir el aleti ile kaviteden uzaklaştırıldı ve kanal ağızlarından 1 mm indirildi. Kanal dolgusu patı artıkları alkollü pamuk kullanılarak temizlendi. Bu prosedürler tekrarlanarak, kontrol grubu dışında, tüm dişlerin preparasyon ve kanal tedavileri tamamlandı.



şekil 2.1. Molar dişlerde hazırlanan standart kavite preparasyonu

2.3 Örneklerin Gruplandırılması ve Restorasyon Aşamaları

Kavite hazırlığı ve kanal tedavileri tamamlanan alt-üst molar dişler, çalışma gruplarının oluşturulması amacıyla her grupta 12 (n=12) diş olacak şekilde tamamen rastgele 6 gruba dağıtılarak ayrıldı. Gruplara dişlerin dağıtılması sırasında her grupta eşit sayıda alt-üst molar diş olmasına ve benzer boyutlu dişlerin her grupta eşit sayıda bulunmasına dikkat edildi. Herhangi bir preparasyon yapılmayan 12 adet diş, kontrol grubu olarak distile su içinde oda sıcaklığında saklandı. Bunların haricinde herhangi bir alt grup bulunmamaktadır.

Oluşturulan her çalışma grubundaki kanal tedavisi yapılmış ve pulpa odası temizlenmiş dişler tekrar yıkayıp kurutulduktan sonra adeziv sistem uygulaması için hazır hale getirildi. Bütün gruplara aynı tek aşamalı niversal adeziv sistem Scotchbond Universal (3M Espe) retici firma talimatlarına uygun olarak kompozit ile restorasyonundan hemen önce ayrı ayrı selektif asitleme tekniği kullanılarak uygulandı. Bunun için önce mine üzerine 15 sn seçici olarak %35'lik ortofosforik asit(Panora 200,Imicryl,Türkiye) uygulandı ve ardından bol su ile yıkanıp hava ile tamamen kurutuldu. Scotchbond Universal (3M Espe) adeziv sistem, bir mikro

aplikatör aracılığıyla mine ve dentine 20 sn ovalama hareketi yapılarak uygulandı, 5 sn hava ile inceltildi ve okluzal yönden 10 sn ışık kaynağı ile (Valo, Ultradent) polimerize edildi. Bu işlemlerin ardından direkt kompozit restorasyon aşamasına geçildi. Çalışmada kullandığımız direkt kompozit ve fiberle güçlendirilmiş kompozit materyallerinin içerik ve üretici firma adları Çizelge 2.1 ve Çizelge 2.2’de gösterildi.

Çizelge 2.1. Çalışmada kullanılan materyallerin çeşitli özellikleri

MATERYAL	ÜRETİCİ FİRMA	TİPİ	Organik Matriks	İnorganik Doldurucu	Doldurucu% Ağırlıkça	Doldurucu% Hacimce
Clearfil Majesty™ Posterior	Kuraray/ Japonya	Nano-hibrit kompozit	Bis-GMA, TEGDMA, Hidrofobik aromatik dimetakrilat, dl-kamforkinon	Silalanmış cam seramikleri, yüzey işlenmiş alüminyum oksit doldurucu	%92	%82
Nova Compo HS	Imicryl/ Türkiye	Mikro-hibrit kompozit	Bis-GMA, Modifiye edilmiş düşük büzülmeli (ULS dimethacrylate monomer) monomer ve diğer metakrilat rezinler,	Prepolimer doldurucu, Mikro inorganik cam doldurucular, silika nano ve nano ytterbium triflorid 0.01-3,5 µm (ortalama 1,5 µm).	%83	%67
3M™ Filtek One Bulk Fill	3M ESPE/ ABD	Bulk fill nanokompozit	AFM (dinamik stres azaltan monomer), AUDMA, UDMA ve 1,12-dodecane -DMA	Silika ve zirkonya doldurucu, kümelenmiş silika-zirkonya doldurucu, iterbiyum triflorür,	%77	%54
Essentia Universal	GC/ Japonya	Mikro-hibrit kompozit	UDMA, Bis-MEPP, Bis-EMA, Bis-GMA, TEGDMA, prepolymerize	stronsiyum cam, lantanit flörür, fumed silika, FAISI glass (850 nm),	%81	%65
everX Posterior	GC/ Japonya	Fiberle güçlendirilmiş kompozit	Bis-GMA, TEGDMA, PMMA fotoinisiyator	E-glass fiber, baryum cam, silikon dioksit,	%75	%57
everX Flow	GC/ Japonya	Kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit	Bis-MEPP, TEGDMA, UDMA, PMMA fotoinisiyator	E-glass fiber, baryum cam, silikon dioksit	%70	%46
Scotchbond Universal	3M ESPE / ABD	Adeziv materyal	Dimetakrilat rezin, MDP fosfat monomer, Vitrebond, HEMA, kopolimer, silan, su, etanol, başlatıcılar			

Çizelge 2.2 Çalışmada kullanılan fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin bileşenleri

	everX Posterior	everX Flow
Cam fiberler	E-cam fiberler	E-cam fiberler
Ortalama fiber uzunluğu	800 µm	140 µm
Fiber çapı	17 µm	6 µm
Doldurucu partiküller	Baryum cam	Baryum cam
Rezin matriksteki ana monomerler	BİS-GMA, TEGDMA	Bis-MEPP, TEGDMA, UDMA
% fiber (w/w)	% 5-15	% 25
% doldurucu partikül (w/w)	Baryum cam: % 60-70 Silikon Dioksit: % 1-5	Baryum cam: % 42-52 Silikon Dioksit: % İz
% rezin matriks (w/w)	Bis-GMA: % 10-20 TEGDMA: % 5-10	Bis-MEPP: % 15-25 TEGDMA: % 1-10 UDMA: %1-10

1. Grup : Kontrol Grubu

Bu gruba ayrılan molar dişlere herhangi bir kavite preparasyonu yapılmadı ve distile su içerisinde oda sıcaklığında saklanarak kontrol grubu olarak kullanıldı.

2. Grup : Clearfil Majesty™ Posterior

Adeziv sistem protokolü uygulanmış azı dişlerinin restorasyonu için anatomik kontürlü çevresel matris bant (Hawe Tofflemire Contoured Matrices, Kerr, ABD) bir Tofflemire tutucu ile dişe adapte edildi. Ardından Clearfil Majesty™ Posterior (CMP) (Kuraray Medical Inc, Tokyo, Japonya) kompozit rezin ile pulpa odasından başlayarak 2 mm kalınlıkta oblik formda kompozit tabakalarıyla kavitenin tamamı dolduruldu (Çizelge 2.3). Bir el aleti ile okluzal morfoloji işlendi. Her kompozit tabakası 20 sn boyunca sadece okluzal yönden 1000 mW/cm² gücünde bir LED (Valo, Ultradent, South Jordan, ABD) ışık cihazı ile polimerize edildi. Devamında bant dişten uzaklaştırıldı. Bitim ve polisaj işlemleri için sarı kuşaklı bitim frezi ve beyaz kompozit polisaj lastiği (Duracool Diamond, Dian Fong Inc, Shenzhen, Çin) kullanıldı.

3. Grup : Nova Compo HS

Adeziv uygulaması tamamlanıp matriks sisteminin adapte edilmesinden sonra mikro hibrit kompozit olan Nova Compo HS'nin (NCH) (Imicryl, Konya, Türkiye) pulpa odasından başlayarak kavitenin tamamına 2 mm'lik kompozit tabakalarının oblik formda yerleştirilmesiyle tamamlandı (Çizelge 2.3). Her tabaka LED ışık cihazıyla polimerize edildi. Bitim ve polisajları sırasıyla yukarıda anlatıldığı gibi yapıldı.

4. Grup : 3M™ Filtek™ One Bulk Fill Restoratif

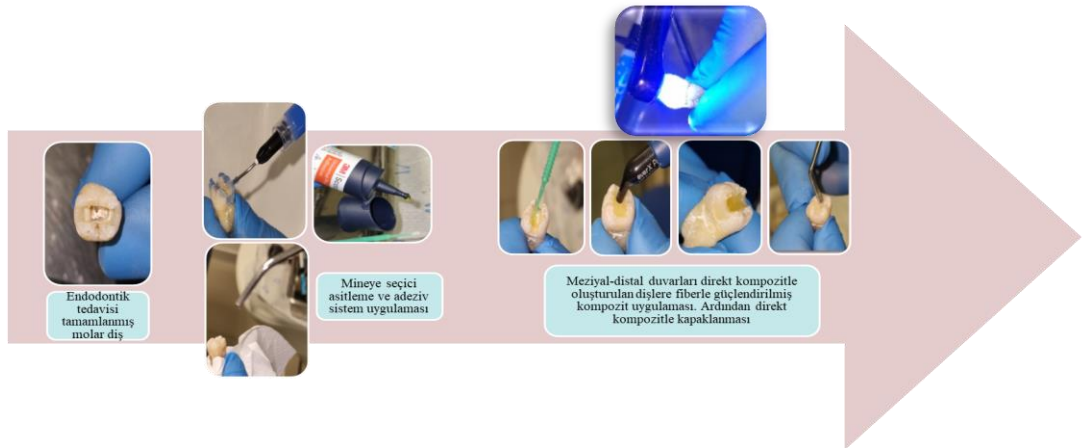
Adeziv sistem protokolü uygulanmış azı dişlerinin restorasyonu için anatomik kontürlü çevresel matris bant bir tutucu ile dişe adapte edildi ve üretici firmanın önerilerine uygun olarak kapsül formdaki 3M™ Filtek™ One Bulk Fill (OBF) (3M ESPE, St Paul, MN, ABD) tek tabaka halinde kaviteye uygulandı (Çizelge 2.3). Bir el aleti ile okluzal morfoloji işlendi. LED ışık kaynağıyla okluzal yönden 20 sn boyunca polimerize edildi. Kompozit rezinin bitim ve polisajı yapıldı.

5. Grup : Essentia Üiversal Kompozit

Adeziv uygulaması tamamlanan molar dişlere matriks sisteminin adapte edilmesinden sonra bir mikro hibrit kompozit olan Essentia Üiversal Kompozit (EU) (GC, Tokyo, Japonya) ile pulpa odasından itibaren 2 mm kalınlıkta oblik kompozit tabakalarıyla kavitenin tamamı dolduruldu (Çizelge 2.3). Her tabakanın polimerizasyonu için LED ışık cihazı 20 sn süreyle uygulandı. Bitim ve polisaj uygulaması yapıldı.

6. Grup : EverX BulkFill Posterior Kompozit + Essentia Üiversal Kompozit

Adeziv uygulama aşamasından sonra çevresel matriks bandı adapte edilen dişlerin restorasyonu için üretici firmanın talimatları izlendi. Buna göre önce direkt rezin kompozitle (EU) kavitenin 1 mm kalınlığında mezial-distal duvarları oluşturuldu ve LED ışık kaynağıyla 20 sn polimerize edildi (Çizelge 2.3). Sınıf I kavite formuna gelen dişlere fiberle güçlendirilmiş EverX BulkFill Posterior Kompozit (EXP) (GC, Tokyo, Japonya) pulpa odasından kavite üst sınırının 1mm alt seviyesine kadar tek tabaka şeklinde yerleştirildi ve LED ışık kaynağıyla 20 sn polimerize edildi. Okluzal bölgede kalan 1 mm derinliğindeki kavite aynı direkt kompozit rezinle(EU) kullanılarak restore edildi (Şekil 2.2.). Son kompozit tabakası da 20 sn LED ışık cihazıyla okluzal yönden ışınlanarak polimerize edildi. Bitim ve polisajları gerçekleştirildi.



Şekil 2.2. Çalışmada kullanılan adeziv sistem uygulaması ve everX posterior ile restorasyon uygulaması

7. Grup : EverX Flow + Essentia Universal Kompozit

Çalışmada kullanılmak üzere belirlenen adeziv sistem uygulanan dişe öncelikle matris bandı uygun bir taşıyıcıyla adapte edildi. Üretici firmanın önerisiyle direkt kompozit rezinle (EU) mezial-distal duvarlar yapılarak sınıf I kavite formu elde edildi. Enjekte edilebilir kıvama sahip olan fiberle güçlendirilmiş EverX Flow (EXF) (GC, Tokyo, Japonya) pulpa odası dahil kavite üst sınırının 1 mm alt seviyesine kadar tek tabaka yerleştirildi. Kavitenin en üst tabakası direkt kompozitle (EU) tabakalama tekniği kullanılarak kaplandı. Her kompozit tabakası 20 sn süreyle LED ışık cihazıyla polimerize edilip bitim ve polisajları yapılarak restorasyonları tamamlandı.

Çizelge 2.3 Gruplara uygulanan kompozitlerin uygulama tekniği

n=12	Kompozit Restorasyon	Uygulama
Kontrol Grubu		Yok
CLEARFIL MAJESTY Posterior	2 mm tabakalama	
Nova Compo HS	2 mm tabakalama	
3M™ Filtek™ One Bulk Fill Restoratif	Tek tabaka	
Essentia Universal	2 mm tabakalama	
EverX BulkFill Posterior + Essentia Universal	Dentin+Mine	
EverX Flow + Essentia Universal	Dentin+Mine	

2.4 Grupların / Örneklerin Yaşlandırılması109

Termal siklus, sıcaklık ve nem değişimleri içeren uzun süreli çevre koşullarına maruz kalmanın oluşturacağı etkiyi taklit eder. Restorasyonları tamamlanan dişler termal siklus cihazına yerleştirilene kadar distile suda saklanmıştır. Çalışmamızda örneklerin yaşlandırma işlemi Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma

Laboratuvarında bulunan termal siklus cihazı (Dental Teknik, İstanbul, Türkiye) kullanıldı (Şekil 2.3). Örnekler 5°C ve 55°C ($\pm 2^\circ\text{C}$)’deki su banyolarında 30’ar sn bekletilerek, toplam 10 000 döngü ve banyolar arası geçiş 5 sn olacak şekilde programlandı.

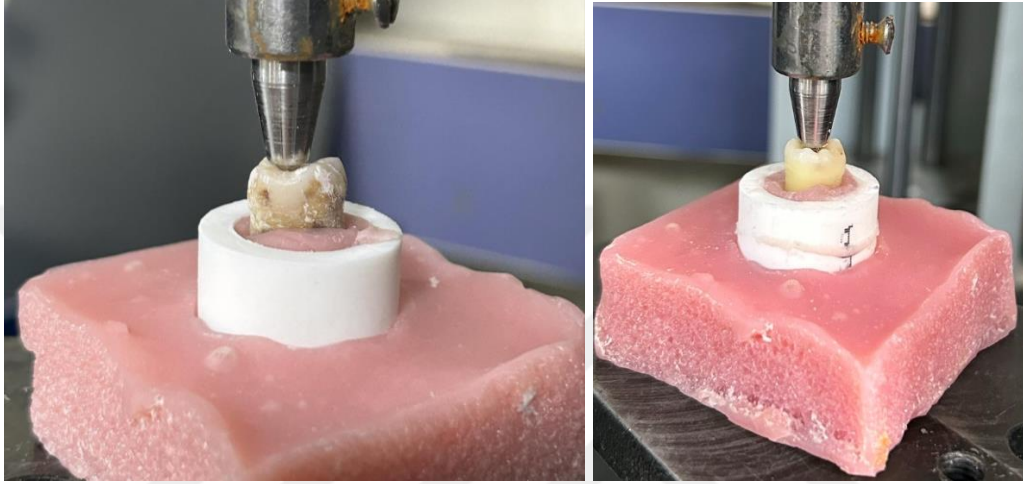


Şekil 2.3. Gruplara termal döngü ile yaşlandırma uygulaması yapılması

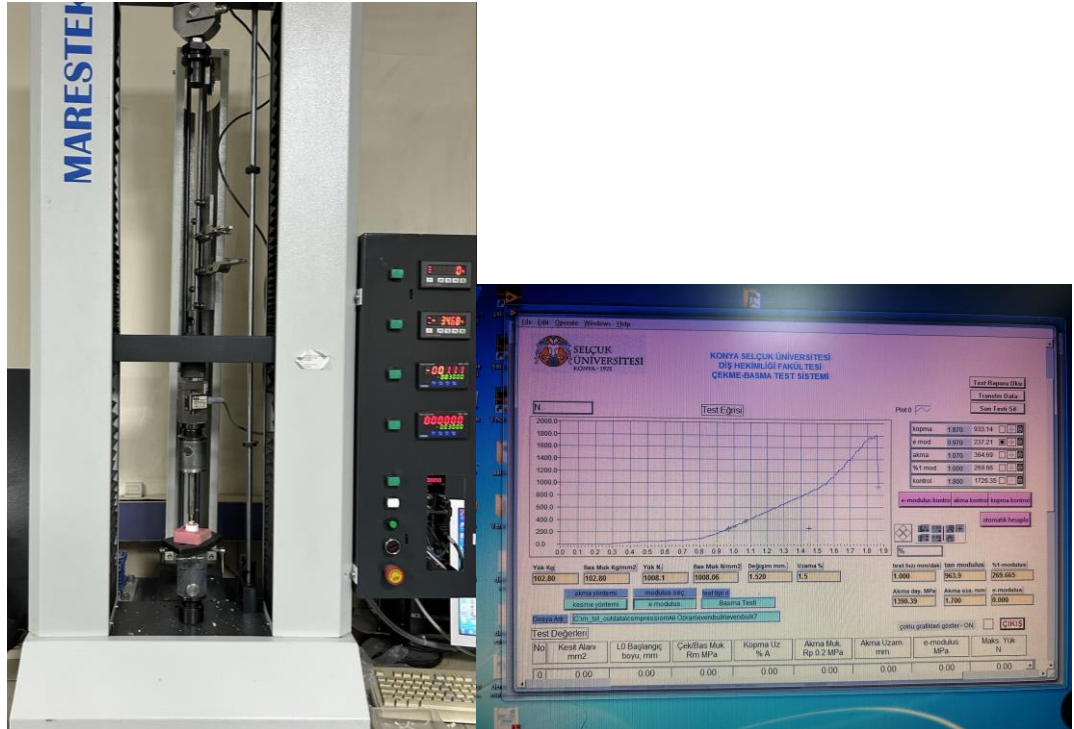
2.5 Kırılma Dayanımı Testi

Yaşlandırılmış molar dişler, ağız içinde diş köklerinin gömülü olduğu kemik yapısını taklit edebilmesi amacıyla akrilik rezin bloklara mine-sement birleşiminin 1 mm alt seviyesine kadar gömüldü. Bunun için hızlı polimerize olan akrilik rezin (Meliodent, Heraeus Kulzer GmbH&Co. Hanau, Germany) ve akrilik rezine kalıp oluşturabilmek amacıyla 1. cm çapında, 3 cm boyunda polivinil klorür (PVC) su boruları tercih edildi (Şekil 2.4). Bu işlemler sırasında dişler dehidrate olmasın diye her defasında 4 adet diş gömüldü. Akrilik blokların kırılma dayanımı testinde stabilitesini sağlayabilmek amacıyla ortasında bloklara uygun yuvası olan dikdörtgen prizma şeklinde akrilik platform üretildi. Gruplar daha sonra Universal Test Cihazına

yer düzlemine dik olacak şekilde (Instron, Canton, MA, ABD) yerleştirildi ve uç bölgesinde 5 mm çapında bilye bulunan özel paslanmaz çelik aparat, restorasyonların okluzal yüzeyinde santral fossa üzerinde konumlandırıldı(Şekil 2.4). Okluzal düzleme dik olacak şekilde 1 mm/dk kafa hızıyla dişler kırılana kadar kuvvet uygulandı. Her dişi kırmak için gereken kuvvet Newton (N) olarak kaydedildi (Şekil 2.5). Daha sonra kırık örnekler, kırık tiplerini belirlemek için bir mercek kullanarak 3x büyütme altında incelendi.



Şekil 2.4. Akrilik platformun, okluzal yüzeye dik kuvvet uygulayan kırma aparatının görüntüsü



Şekil 2.5 Kırma Testi Cihazının görüntüsü

2.6 Verilerin İstatistiksel Değerlendirilmesi

Çalışmaya dahil ettiğimiz 7 gruba ait kırılma dayanımı verileri öncelikle tanımlayıcı istatistik yapıldı. Verilerin normal dağılım gösterip göstermediği Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro-Wilk testleri ile değerlendirildi. Test sonucunda, elde edilen veriler normal dağılım göstermediği için, non-parametrik testlerden Friedman's İki Yönlü Varyans Analizi kullanılarak ikili ve çoklu karşılaştırma yapıldı. İstatistiksel analizler için SPSS Windows 22.0 paket programından yararlanıldı. İstatistiksel anlamlılık $P < .05$ olarak kabul edildi.



3. BULGULAR

Kırılma dayanımı testi sonucunda elde edilen verilerin ortalamaları, standart sapmaları ve minimum-maksimum değerleri Newton (N) cinsinden (%95 güven aralığında) Çizelge 3.1.' de gösterildi. P değerinin; 0,05'ten küçük olduğu durumlar istatistiksel olarak anlamlı, 0,01'den küçük olduğu durumlar ileri düzeyde anlamlı, 0,001'den küçük olduğu durumlar çok ileri düzeyde anlamlı olarak kabul edilmiştir.

Çizelge 3.1. Deney gruplarına ait kırılma dayanımı verilerinin ortalaması, standart sapması, %95 güven aralığında alt-üst N cinsinden değerleri.

<u>Gruplar</u>	<u>n</u>	<u>Kompozit Restorasyon</u>	<u>Ortalama ± S.S (N)</u>	<u>Alt Sınır (%95 güven aralığında)</u>	<u>Üst sınır (%95 güven aralığında)</u>
1. Grup	12	Restorasyon yok	2854,9 ± 906,9 ^a	2278,7	3431,2
2. Grup	12	Clearfil Majesty Posterior	1917,3 ± 277,4 ^c	1741	2093,6
3. Grup	12	Nova Compo HS	2216,7 ± 500,5 ^{ab}	1898,7	2534,7
4. Grup	12	3M™ Filtek™ One Bulk Fill	2062 ± 405,3 ^{bc}	1804,5	2319,6
5. Grup	12	Essentia Universal	2124,6 ± 592,9 ^{bc}	1747,8	2501,3
6. Grup	12	EverX BulkFill + Essentia Universal	2164,1 ± 591,7 ^{bc}	1788,1	2540,1
7. Grup	12	EverX Flow + Essentia Universal	2049,5 ± 381,8 ^{bc}	1806,9	2292,1

İstatistiksel olarak anlamlı farklılık gösteren gruplar farklı üst simge harfleri ile gösterilmektedir (p<0,05).

Hypothesis Test Summary

	Null Hypothesis	Test	Sig.	Decision
1	The distributions of kontrol, majesty, novacompo, m3, essentia, everxbulk and everxflow are the same.	Related-Samples Friedman's Two-Way Analysis of Variance by Ranks	,037	Reject the null hypothesis.

Asymptotic significances are displayed. The significance level is ,05.

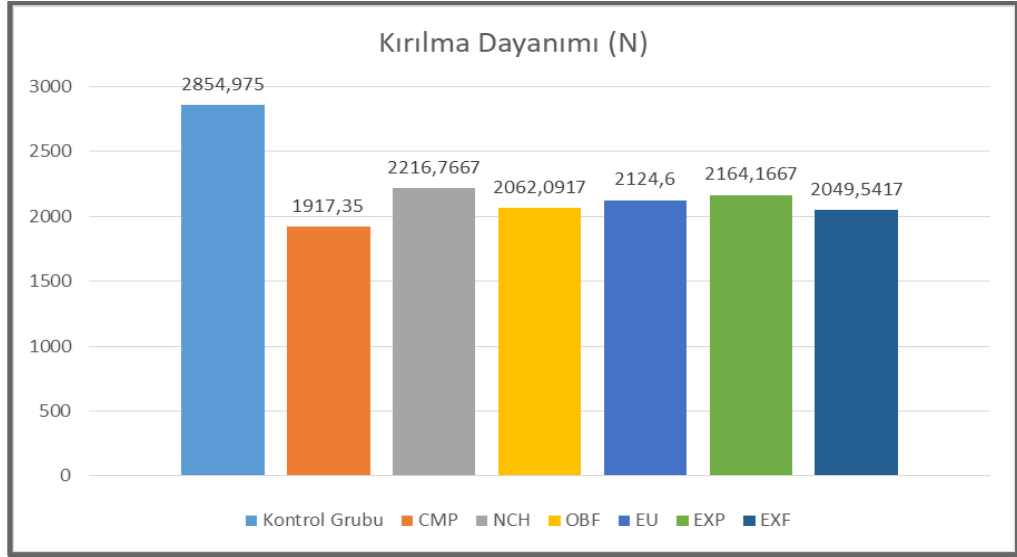
Şekil 3.1 Friedman's İki Yönlü Varyans Analizi Testi sonucu

Test edilen gruplar arasında ortalama en yüksek kırılma dayanımı değeri ($2854,9 \pm 906,9$) kontrol grubu olan sağlam dişlerde olduğu gözlemlendi. Kontrol grubunun ardından en yüksek kırılma dayanımı Nova Compo HS ($2216,7 \pm 500,5$) grubunda olduğu gözlemlendi. En düşük ortalama kırılma dayanımı Clearfil Majesty Posterior kompozit test grubunda ($1917,3 \pm 277,4$) olduğu gözlemlendi.

Friedman's İki Yönlü Varyans Analizi Testi kullanılarak yapılan istatistik sonucunda gruplardan elde edilen kırılma dayanımları arasında anlamlı fark bulundu($p=0,037$) (Şekil 3.1)

İkili karşılaştırma testi sonucuyla kanal tedavisi görmüş geniş kaviteli molar dişlere yapılan restorasyon gruplarının kırılma dayanımı değerlendirildiğinde Nova Compo HS hariç, diğer bütün restorasyon grupları kontrol grubuyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu.

Nova Compo HS kompozitle restore edilen grup sadece Clearfil Majesty Posterior grubuyla arasında anlamlı fark bulundu ancak 3M™ Filtek™ One Bulk Fill, Essentia Universal, EverX BulkFill+ Essentia Universal, EverX Flow+ Essentia Universal kompozit grupları arasında anlamlı fark bulunmadı (Çizelge 3.3) ($p<0,05$).



Şekil 3.2. Gruplara göre kırılma dayanımı ortalamalarının karşılaştırılması

Çalışmada oluşturulan gruplarda okluzal kuvvet uygulanarak kırılan örnekler, kırık tiplerini belirlemek için bir mercek kullanarak 3x büyütme altında incelendiğinde oluşan kırık tipleri Çizelge 3.2.'de özetlendi. Fiberle güçlendirilmiş kompozitle restore edilen gruplarda tamire daha elverişli olan skor 2 kırık tipi (mine-sement sınırında veya üzerinde kırık) gözlemlendi.

Çizelge 3.2. Kırılma dayanımı testi sonrası dişlerde oluşan kırık tiplerinin skorlanması

Gruplar	Kırık Tipleri		
	Mine-sement sınırının altında veya vertikal kırık (skor 1)	Mine-sement sınırında veya üzerinde kırık (skor 2)	Sadece kompozit rezinde kırık (skor 3)
CMP	11	1	-
NCH	9	2	1
OBF	10	2	-
EU	9	3	-
EXP	6	5	1
EXF	9	2	1



Şekil 3.3 skor 1 kırık tipi



skor 2 kırık tipi



skor 3 kırık tipi

Çizelge 3.3. İkili karşılaştırma testi sonucunda oluşan tablo.(anlamlı fark olan gruplar işaretlendi)

Sample1-Sample2	Test Statistic	Std. Error	Std. Test Statistic	Sig.	Adj.Sig.
majesty-m3	-,750	,882	-,850	,395	1,000
majesty-everxflow	-,750	,882	-,850	,395	1,000
majesty-essentia	-,833	,882	-,945	,345	1,000
majesty-everxbulk	-1,167	,882	-1,323	,186	1,000
majesty-novacompo	-1,750	,882	-1,984	,047	,992
majesty-kontrol	2,917	,882	3,307	,001	,020
m3-everxflow	,000	,882	,000	1,000	1,000
m3-essentia	-,083	,882	-,094	,925	1,000
m3-everxbulk	-,417	,882	-,472	,637	1,000
m3-novacompo	1,000	,882	1,134	,257	1,000
m3-kontrol	2,167	,882	2,457	,014	,294
everxflow-essentia	,083	,882	,094	,925	1,000
everxflow-everxbulk	,417	,882	,472	,637	1,000
everxflow-novacompo	1,000	,882	1,134	,257	1,000
everxflow-kontrol	2,167	,882	2,457	,014	,294
essentia-everxbulk	-,333	,882	-,378	,705	1,000
essentia-novacompo	,917	,882	1,039	,299	1,000
essentia-kontrol	2,083	,882	2,362	,018	,381
everxbulk-novacompo	,583	,882	,661	,508	1,000
everxbulk-kontrol	1,750	,882	1,984	,047	,992
novacompo-kontrol	1,167	,882	1,323	,186	1,000

4. TARTIŞMA

Endodontik tedavinin dişleri zayıflattığı ve bunun sonucunda dişlerin kırılmaya yatkınlıklarının arttığı kabul edilir. Uygun bir restoratif materyal seçimi, endodontik tedavi görmüş dişlerde yeterli rezin/dentin bağlanma gücü ve uzun ömürlü restorasyonlar sağlamak için çok önemlidir (Ausiello ve ark 1997, Magne ve Belser 2003). Zayıflamış diş yapısını güçlendiren direkt restorasyonlar tercih edilirken restoratif materyallerin kırılma dayanıklılığı, elastisite modülü, creep, sertlik ve polimerizasyon büzülmesi gibi mekanik ve fiziksel özellikleri dikkate alınmalıdır.

Restorasyonların fiziksel ve mekanik özelliklerinin değerlendirilmesi amacıyla in vivo ve in vitro bir çok çalışma yürütülebilmektedir (Gwinnett ve Kanca 1992, Scotti ve ark 2017). Fakat klinik çalışmalar, hastanın ağız hijyeni, yaşı, okluzyon dinamikleri gibi pek çok faktörden etkilendiği için, başarısızlığa yol açan spesifik unsurun belirlenmesi çok mümkün olmamaktadır (Munck ve ark 2005). Bunun yanında laboratuvar çalışmalarında farklı değişkenler tamamen sabit tutulup tek bir parametrenin etkisi ölçülebilmekte ve veriler daha hızlı elde edilebilmektedir (Van Meerbeek ve ark 2010). Biz de dental kompozit materyallerin kırılma dayanımını test ettiğimiz bu tez çalışmamızda literatüre uygun olarak in vitro koşulları tercih ettik.

Endodontik tedavi dişin dayanıklılığını tek başına sadece %5 azaltırken, özellikle bir MOD preparasyonu, zayıflayan diş yapısının dayanıklılığını %69 oranında azaltır (Reeh ve ark 1989b). İdeal bir endodontik tedavi sonrası restorasyon, yeterli koronal sızdırmazlığı sağlarken fonksiyonel stresleri iletebilmeli ve dağıtabilmelidir. Bir dişin kırılmaya karşı direncini etkileyen başlıca faktörler, restoratif materyallerin özellikleri ve kavitenin boyutlarıdır. Kompleks direkt kompozit restorasyonlarda, polimerizasyon büzülmesi, restoratif materyalin debondingi için ana faktördür. Bununla birlikte, bir stres kırıcı olarak işlev gören düşük viskoziteli, akıcı bir rezinin kullanılmasıyla bunun üstesinden gelinebilir (S. I. Khan ve ark 2013). Yine de, direkt kompozit restorasyon, geniş kaviteli dişlerde optimum şekilde çalışmayabilir.

Mandibular birinci azı dişlerinin en sık kırılan dişler olduğu ve tüm arka diş kırıklarının %26.7'sini oluşturduğu bulunmuştur. Bu durum, ağız ortamında alt birinci azı dişlerinin alt küçük azı dişlerinden ve ikinci azı dişlerinden önce sürmesi ve bu nedenle genellikle yaşamının erken dönemlerinde çürüyebilmesiyle ilgili olabilir.

Yeterince korunmamış yapısal olarak zayıflamış bir diş, kırılma açısından daha büyük bir risk altında olacaktır (Eakle ve ark 1986). Cameron (Cameron, 1976), fulkrum noktasına daha yakın oldukları için mandibular azı dişleri üzerindeki artan kaldırıcın (findikkıran etkisi), bu dişlerde daha yüksek kırık oluşumuna katkıda bulunduğunu belirtmiştir. Kaya ve arkadaşlarının (Ureyen Kaya ve ark 2013) 2013 yılında Türk popülasyonu üzerinde yaptığı çalışmada 1000 hastanın panoramik filmleri incelenmiş ve en yüksek apikal periodontitis ve en sık kök kanal tedavisi prevalansının mandibular molar dişlerinde olduğu bulunmuştur. Bu çalışmada gruplar oluşturulurken alt ve üst insan molar dişleri tercih edildi.

Çekilmiş dişler in vitro çalışmalarda hemen kullanılmadığından saklanma süresi boyunca bekletilme ortamları dehidrate olmamaları açısından büyük önem taşımaktadır. İnsan dişleri üzerine yapılan çalışmalarda, restoratif materyalin uygulamasından önce ve sonra çekilmiş dişler su, distile su, %30 steril salin (37°) veya timol kristali içeren distile suda bekletilmektedir (Civelek ve ark 2003, Demarco ve ark 2001, Rueggeberg 1991). Çalışmalar, dişlerin bekletildiği sıvının dişin yapısında değişikliğe neden olabileceği ve bu nedenle yapılan ölçümlerin hatalı sonuçlanabileceğini işaret etmektedir. Bizim çalışmamızda kullanılmak üzere toplanan dişler, işlem yapılincaya kadar ve işlemlerden sonra her aşamada oda sıcaklığında distile suda bekletildi. Dişler kuru kalma riskine karşı distile su sık aralıklarla değiştirildi.

Endodontik tedavi görmüş dişlerle planlanan çalışmalarda, en kötü durum senaryosu olan yüksek kaspal defleksiyonları sergilemelerinden dolayı uzun kaspalı MOD kavite preparasyonu tercih edilmektedir (Kalburge ve ark 2013). Endodontik tedavi görmüş molar dişlere farklı büyüklükte kaviteler açan Assif ve ark en fazla kırılma direncine sahip grubun madde kaybının en az olduğu, sadece giriş kavitesi açılan grup olduğunu bildirmişlerdir (Assif ve ark 2003). Lang ve arkadaşları (Lang ve ark 2004), preparasyon genişliğinin önemli bir faktör olduğunu belirtmişlerdir. Küçük kaviteli dişlerde gerilmenin minimal olduğunu ve bu etkinin kullanılan restoratif materyalden bağımsız olduğunu bildirmişlerdir. Bu tip dişlerde, çiğneme stresi altında diş deformasyonunu engelleyen ana faktörün kalan diş yapısı olduğu vurgulanmıştır. Geniş kaviteli dişlerde ise deformasyon artmış ve çeşitli restoratif materyaller arasında anlamlı farklılıklar ortaya çıkmıştır (Lang ve ark 2004). Magne (Magne, 2007), endodontik tedavi görmüş dişlerde, proksimal marjinal sırtların

her ikisinin de kaybolduğu kavite preparasyonlarına sahip dişlerde stres konsantrasyonunun daha yüksek olduğunu göstermiştir. Dişlerde oluşan gerilme değerini artıran oklüzal yüzey preparasyonu ve marjinal sırtlardan birinin veya her ikisinin de uzaklaştırılması şeklinde yapılan kavite preparasyonları, dişleri zayıflatılabilir ve tüberküllerinin kaplanması gerekliliği teorisini destekler (Schwartz ve Robbins 2004). Biz de çalışmamızda her bir gruba benzer boyutlara sahip molar dişler dağıtılmasına dikkat ederek, molar dişlere su soğutması altında buko-lingual genişliği 3 mm, tabanı mine-sement sınırının 1 mm üzerinde olan MOD kavite preparasyonları gerçekleştirdik.

Bir restoratif materyali in vitro kırılma direnci açısından değerlendirmek için, stres dağılımı ve kırılma direnci üzerinde önemli bir etkiye sahip olan periodontal ligament ve kemiğin test modellerine dahil edilmesi gerekmektedir (Soares ve ark 2005). Ancak literatürdeki birçok çalışma bu adımı hariç tutmuştur (Ausiello ve ark 1997, Brunton ve ark 1999, Ozsevik ve ark 2016). Bu sebeble biz de çalışmamızda kullanılan dişlerde periodontal ligament etkisini göz ardı ettik.

Endodontik tedavi görmüş dişlerde vertikal kök kırığı ender yaşanan bir durum olmasına rağmen genellikle diş kaybına neden olan büyük bir problemdir. Kanal dolum işlemleri ve post uygulamaları, kanalın son şekli, kanal genişletme derecesi ve kök yüzeyindeki düzensizlik ve defektler de vertikal kök kırığına neden olmaktadır (Sathorn ve ark 2005b; Versluis ve ark 2006, Wilcox ve ark 1997). Nikel-titanyum (NiTi) döner aletler ile yapılan kök kanal genişletme prosedürlerinin de dişlerin vertikal kök direncini düşürdüğü daha önceki çalışmalarla gösterilmiştir (Capar ve ark 2014, Sathorn ve ark 2005a). Kök kanal dolgusunun başarılı bir şekilde yapılabilmesi için güta-perka ve kanal patını kombine eden termoplastik güta-perka, güta-perkanın soğuk lateral kompaksiyonu ve tek kon güta-perka yöntemleri tavsiye edilmiştir (Whitworth 2005). Döner Ni-Ti eğeler ile uyumlu olan tek kon güta-perka yöntemi, kanalın şekli enine kesitte dairesel veya tam yuvarlak olduğunda ana konun kanala tam olarak yerleştirildiği yöntemdir. Klasik dolum yöntemlerinden daha kısa sürede kanal dolgusu yapılmasına olanak sağlamaktadır (Gordon ve ark 2005, Romania ve ark 2009). Bizim çalışmamızda da daha az invaziv özellikteki Ni-Ti döner alet sistemleri kanalların genişletilmesinde kullanıldı. Kullanılan son eğeye uygun açılı tek kon epoksi rezin esaslı bir pat ile birlikte uygulanarak kök kanal tedavileri yapıldı.

Restoratif materyaller ile diş sert dokuları arasında sağlam bir bağlantı kurabilmek adeziv diş hekimliğinin amacını oluşturmaktadır (Baier 1992). Ağız ortamında yeterli adezyonun sağlanabilmesi için adeziv materyalin; diş dokularını yeterince ıslatması, diş ile rezin arayüzeyindeki stres miktarını azaltması ve bu arayüzün ağız ortamı şartlarına karşı bozulmadan stabil kalabilmesini sağlaması gerekmektedir (Eick ve ark 1991). Dental adezyon teknolojisinde etch&rinse ve self-etch sistemler olmak üzere iki farklı strateji yer almaktadır. Self-etch adezivlerde bulunan asitlerin gücü, fosforik asit kadar olmadığından minede daha düşük bağlanma oluşturmaktadır. Bunun neticesinde uzun dönemde restorasyonlar mine kenarlarından ayrılmaya başlamaktadır (Peumans ve ark 2010). Bu durumun engellenmesi amacıyla self-etch adezivlerin uygulanmasından önce kavitenin yalnızca mine kenarlarının selektif olarak asitlenmesi önerilmektedir (Erickson ve ark 2009). Son yıllarda klinik olarak kullanım kolaylığı sağlayan tek aşamalı self-etch adezivlerin dezavantajlarını ortadan kaldırmaya yönelik çalışmalar sonucunda "Universal" veya "Multi mode" olarak isimlendirilen ürünler kullanıma sürülmüştür (Hanabusa ve ark 2012). Bu ürünler hem self-etch, hem minenin seçici asitlenmesi, hem de etch&rinse olarak kullanılabilirler. Bağlayıcı ajanların içinde bulunan 10-metakriololoksidesil dihidrojen fosfat (MDP) monomerinin hidroksil apatit kristalleriyle kimyasal olarak bağlanabildiği ve bağlantı ara yüzeyinde mekanik dayanıklılığın daha da artmasını sağlayan bir nano tabakayı oluşturduğu bildirilmiştir (Yoshida ve ark 2012). Ayrıca nano tabaka boyunca stabil MDP-Ca tuzlarının birikmesi yüksek bağlanma dayanıklılığının oluşmasını sağlamaktadır (Yoshida ve ark 2012, Yoshihara ve ark 2010). Chen ve ark (2015) Prime&Bond Elect, Scotchbond Universal, All-Bond Universal, Clearfil Universal Bond and Futurabond U'u etch&rinse ve self-etch modda dentin yüzeyine uygulayarak mikrotensile bağlanma dayanımı testi ve TEM (Transmisyon Elektron Mikroskobu) ile yüzey analizi yaptıkları çalışmalarında, adı geçen adezivlerin her iki modda kullanımının, dentin yüzeyine mikrotensile bağlanma dayanımını değiştirmedığını bildirmişlerdir. Hibrit tabaka kalınlığının ise etch&rinse modda daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Mineye selektif asitleme yapmanın faydaları birkaç yıl sonra ortaya çıkabilmektedir. Mine marjinal defektlerin, 10-MDP bazlı self-etch bir adeziv uygulandığında 8 yıllık klinik çalışmalarda daha yaygın olduğu görülmüştür (Perdigão ve ark 2005, Peumans ve ark 2007, 2010). Bu bilgilerin ışığında çalışmamızda bağlayıcı ajan olarak universal bir kompozit olan Scotchbond

Universal (3M Espe) selektif etch modunda kullanıldı. Bond uygulamasından önce mine bağlantısını bir üst seviyeye çıkarabilmek amacıyla sadece mine kenarlarına %35'lik ortofosforik asit uygulanıp 15 saniye beklemenin ardından bol su ile yıkandı.

Endodontik tedavi görmüş dişlere en uygun restorasyon materyalinin seçilmesi, tartışma konusu olmaya bugün de devam etmektedir. Endodontik tedavi görmüş dişler, vital dişlere kıyasla önemli ölçüde farklı mekanik özelliklere sahiptir. Dişlerin biyomekanik özelliklerindeki ve yapısal bütünlüğündeki değişiklikler büyük olasılıkla sert dokuların hacimsel kaybına, çürük lezyonun kapsamına, kırık yayılımına, final kavite preparasyonuna ve ayrıca endodontik tedavi öncesi açılan giriş kavitesine bağlanmaktadır (Dietschi ve ark 2008, Linn ve Messer 1994, Reeh ve ark 1989a, Reeh ve ark 1989b). Dietschi ve arkadaşları tarafından nicel olarak belirlendiği üzere, kavite derinliği, isthmus genişliği ve konfigürasyonu, dişin sertliğindeki azalmanın ve kırılma riskinin belirlenmesinde oldukça kritik faktörlerdir (Dietschi ve ark 2007).

Bell ve ark göre yaygın olarak kullanılan amalgam malzemeler, kasp duvarlarını birbirine bağlamaz ve bu yüzden kalan diş yapısını güçlendirmez. Bell ve ark'nın amalgam ile restore edilmiş MOD kaviteli dişlerde meydana gelen kasp kırıklarını incelediği çalışmada, kasp kırıklarının, diş yapısındaki yorgunluğa bağlı olarak mikro çatlakların yayılmasının sonucunda oluştuğunu tespit etmişlerdir (Bell ve ark 1982).

Endodontik tedavi görmüş dişlerle ilgili restoratif yaklaşım son yıllarda değişmektedir. Kanıtlanmış ve güvenilir adeziv dental tekniklerin mevcudiyeti, klinisyenler için restorasyon seçeneklerini genişletmiştir. Amalgam korlar ve döküm metal postlar, direkt kompozit ve cam fiber postlar ile değişmektedir, ayrıca tam seramik ve kompozit rezin kronlar, üstün estetik sonuçları nedeniyle sıklıkla tercih edilmektedir (Opdam ve ark 2010, Schwartz ve Robbins 2004).

Kompozit rezin, hem anterior hem de posterior kanal tedavili dişlerin direkt restorasyonu için sıklıkla kullanılır, ayrıca bir kor malzemesi olarak ya da postlar için yapıştırma simanı ya da indirekt restorasyonlar için de kullanılmaktadır. Kompozit rezinler dentinin korunmasını sağlar ve kök dentine adeziv bağlanmayı kolaylaştırır (Bhuva ve ark 2021).

Direkt kompozit restorasyonlarla restore edilen vital ve kanal tedavili küçük azı ve azı dişlerinin uzun dönem sağkalımı, Adolphi ve arkadaşları (Adolphi ve ark 2007) tarafından retrospektif olarak değerlendirilmiştir. Buna göre vital pulpalı dişler, vital

olmayan dişlere göre önemli ölçüde daha yüksek başarı oranlarına sahiptir. Endodontik tedavili dişlerde görülen esas komplikasyonun kırık (koronal ve dikey kök) olduğunu ve vital pulpalı dişlere göre 10 kat daha fazla kırık yaşandığını belirlemişlerdir. Kırıkların çoğu onarılabilir olduğundan, 6-8 yıllık takipte sağkalımda anlamlı bir fark bulamamışlardır.

Kanal tedavili azı dişlere yapılan 195 adet kompozit restorasyon ve 14 amalgam restorasyonun klinik performansı retrospektif olarak Nagasiri&Chitmongkolsuk (Nagasiri & Chitmongkolsuk 2005) tarafından değerlendirildi. Amalgam restorasyonlarda sağkalım süre ortalamasının (3 yıl) kompozit restorasyonlardan (4.2 yıl) daha düşük olduğunu bulmuşlardır.

Mannocci ve ark yaptığı bir çalışmada 3 yılın sonunda, endodontik tedavi görmüş direkt kompozit rezinle restore edilmiş dişler, metal-seramik kron ile kaplamayla kıyaslandığında kaplamanın klinik başarıyı artırmadığı sonucuna varmışlardır (Mannocci ve ark 2002).

Doğrudan dentine bağlanan kompozit restorasyonlar, adeziv özellikleri nedeniyle, özellikle büyük kavitelere, diş sert dokularının dayanıklılığını güçlendirmektedir(Sengun ve ark 2008). Ayrıca tüberkülleri bağlayarak fleksiyonu azaltmaktadır (C. R. B. de Freitas ve ark 2002, Sengun ve ark 2008). Bununla birlikte, endodontik tedavi edilmiş posterior dişlerin nihai koronal restorasyonu konusunda fikir birliği yoktur (Sengun ve ark 2008, Cobankara ve ark 2008). Kompozit restorasyonların diş yapılarını amalgamdan daha iyi desteklediğini öne süren araştırmalara rağmen (Hürmüzlü ve ark 2003, Reeh ve ark 1989a), Steele ve Johnson (Steele ve Johnson 1999) aralarında anlamlı bir fark olmadığı sonucuna varmışlardır. Ayrıca, polimerizasyon büzülmesi, kompozit rezinlerin (Ayna ve ark 2009) kaçınılmaz gerçeğidir bu nedenle akıcı kompozit rezinler, büzülme gerilimlerini azaltmak için elastik bir ara tabaka olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır (Cara ve ark 2007). Ancak, Cadenaro ve ark (Cadenaro ve ark 2009), akışkan kompozitlerin polimerizasyon streslerini önemli ölçüde azaltmadığını ve akışkan kompozitlerin adeziv ara yüzünden ayrılma riski taşıdığını bulmuşlardır.

Işıkla sertleşen kompozitlerin polimerizasyon büzülme reaksiyonu, kompozit rezinin kavite duvarlarında daha yüksek gerilimler oluşturmaya yol açar. Joynt ve diğerleri, MOD kavite preparasyonuna sahip premolarların tabakalama yöntemi

kullanılarak kompozit rezin ile restorasyonunun, kırılma direncini artırabileceğini önermiştir (Joynt ve ark 1987). Bu da, tabakalama kompozit yerleştirmenin diş-restorasyon arayüzünde stres oluşumunun azalmasına neden olduğunu söyleyen yaygın görüşe uygundur (Joynt ve ark 1987, Krejci ve ark 1987). Bununla birlikte, direkt kompozit restorasyonların tabakalar halinde 2 mm kalınlığında yerleştirilmesi zaman alıcıdır, katmanlar arasındaki kontaminasyon riskini artırır ve restorasyonda boşluklar içerebilir (Do ve ark 2014, Flury ve ark 2012).

Kırılma gibi klinik problemlere neden olabilen polimerizasyon büzülme gerilimi, rezin kompozitlerin bileşimi, doldurucu içeriği ve elastik modülünden etkilenir (Yeolekar ve ark 2015). Doldurucu içeriğindeki artış, polimerizasyon büzülmesini azaltan faktörlerdendir. (Kleverlaan ve Feilzer 2005). Üreticiler, bulk fill malzemelerin daha düşük hacimsel polimerizasyon büzülme gerilimine sahip olduğunu iddia etmektedir. Bulk fill rezin kompozitler, direkt kompozit restorasyonların yerleştirilmesini basitleştirmek için geliştirilmiş yenilikçi bir dental rezin kompozit malzeme sınıfıdır (Tarle ve ark 2015). Düşük viskoziteli, akıcı ve yüksek viskoziteli malzeme türlerini içerirler. Üreticilere göre, en az 4-5 mm derinliğe kadar verimli bir şekilde ışıkla sertleştirilebilir ve aynı zamanda düşük polimerizasyon büzülme stresi gösterirler. Bununla birlikte, yüzey sertlikleri ve elastisite katsayıları düşük olduğundan, bu restoratif materyallerin üzerine son bir kapaklama tabakası (geleneksel kompozit materyalden yapılmış) yerleştirilmesi gerekir. Bunun aksine, yüksek viskoziteli bulk fill rezin kompozitler ise kapaklamasız kullanım için uygundur ve bu nedenle tek aşamalı olarak uygulanabilir (Furness ve ark 2014, Ilie ve ark 2013). Yakın zamanda yapılan bir çalışma (Li ve ark 2015), test edilen bulk fill rezin kompozitlerinin en az 4 mm derinlikte etkili bir şekilde polimerize edilebildiğini göstermiştir.

Kompozit rezinlerin dezavantaj oluşturan özellikleri nedeniyle, endodontik tedavi görmüş dişlerin nihai restorasyonunda kullanılan rezin bazlı malzemelerin kalitesini iyileştirmek için bazı modifikasyonlar gerekli görünmektedir. Belli ve ark (Belli, Erdemir, ve ark 2006, Belli ve ark 2005) , kompozit restorasyonların altında ince bir akışkan kompozit tabakasına gömülü Leno Weave Ultra High Modulus (LWUHM) polietilen fiber şerit kullanımını değerlendirmiştir. Buna göre, bu tekniğin endodontik tedavi görmüş büyük kaviteli dişlerin direncini arttırdığı sonucuna varmışlardır. Araştırmacılar, fiber ağının endodontik olarak tedavi edilmiş dişlerin

kırılma direncini artıracaklarını varsayarak, restorasyon-diş arayüzü boyunca gerilimleri dağıtmak için yüksek elastikiyet modülüne ve düşük bükülme modülüne sahip polietilen fiberleri tercih etmişlerdir. Bu malzemeler soğuk gaz plazma kullanılarak üretildiğinden kompozit rezinler gibi sentetik malzemelere adezyon başarısı yüksektir (Sengun ve ark 2008). Yukarıda anlatılan sebeplerle endodontik tedavi görmüş dişlerin restorasyonunda kullanılabilecek 4 farklı tipte 6 farklı marka dental kompozit; bulk fill kompozit, nano-hibrit kompozit mikro-hibrit kompozit, fiberle güçlendirilmiş kompozit bu tez çalışmasına dahil edildi.

Kırılma tokluğu, kırılma malzemenin özellikle gerilim altında çatlakların yıkıcı ilerleyişine gösterdiği dirençtir (Craig RG 1997, Kenneth J. Anusavice ve ark 2012). Kırılma tokluğu değerleri, restoratif malzemeyi oluşturan bileşenlerin fiziksel özelliklerine ve kimyasal bileşimine bağlıdır. Yüksek kırılma tokluğuna sahip bir malzeme, çatlakların başlamasına ve yayılmasına daha iyi direnç gösterme yeteneğindedir. Sonuç olarak, bir dental malzemenin dayanıklılığında kırılma tokluğu ve bükülme dayanımı önemli kriterler haline gelmektedir (Heintze ve ark 2017, Kim ve Okuno 2002, Ruddell ve ark 2002). Geleneksel partikül dolgu kompozitlerin (PDK) kırılma tokluğu hala dentininkinden önemli ölçüde düşüktür (Manhart, Kunzelmann ve ark 2000a). Ayrıca, geleneksel partikül dolgu kompozitlerin mikro yapısı dentininkine benzemez. Bu kompozitler, bir rezin matriksine gömülü doldurucu partiküllerden oluşurken, dentin ise bir hidroksil apatit matrisine gömülü kollajen liflerinden oluşur. Bu nedenle dentin, doğal fiberle güçlendirilmiş bir kompozit olarak görülebilir (P. Vallittu ve Özcan 2017).

Kompoziti güçlendirme gerekliliği, güçlendirme teknikleri konusunda giderek artan bir araştırma çabasına yol açmıştır. Bu amaçla, silika-fused seramik whiskers doldurucu dental kompozitler (H. H. Xu 1999; H. H. Xu ve ark 1999) veya kompozit içerisine seramik partiküllerin (rastgele oryantasyon), veya fiberlerin (çeşitli oryantasyonlarda fiberler) dahil edilmesiyle ilgili bazı eski yaklaşımlar bulunmaktadır (S. K. Garoushi ve ark 2008, H. H. K. Xu ve ark 2003, Zandinejad ve ark 2006).

Bir dizi üretici, geleneksel PDK'nin mekanik zayıflığının üstesinden geldiğini iddia eden kısa fiberle güçlendirilmiş kompozitleri (KFGK) geliştirdi. Bu yeni ürün, dentin replasman materyali (bulk base) yani biyomimetik veya yüzey tabakası altında post-kor materyal olarak veya iki tabakalı kompozit restorasyonlarda kullanılmak üzere piyasaya sürülmüştür (S. Garoushi ve ark 2018, P. Vallittu ve Özcan 2017).

Piyasada sınırlı sayıda çeşidi bulunan kısa fiberle güçlendirilmiş kompozitler yapısal olarak dentinin fibröz yapısını taklit eder ve bazılarının vital veya devital arka dişlerin (Fráter ve ark 2021, S. Garoushi ve ark 2013, Lassila ve ark 2019, J. W. V. van Dijken ve Sunnegårdh-Grönberg 2006) büyük kavitelerinde bulk base veya core build-up materyal olarak kullanılması önerilir.

everX posterior, ışıkla sertleşen ve radyo opak fiberle güçlendirilmiş bir kompozittir. Bu materyal, bis-GMA, TEGDMA ve PMMA bileşiminden oluşan yarı iç içe geçmiş bir polimer ağ matrisi ile birlikte rastgele yönlendirilmiş kısa E-cam ve inorganik doldurucu partikül maddelerinden yapılmıştır (S. Garoushi ve ark 2006). Üretici firma, bir universal restoratif kompozit tabakası ile kaplandığında, bu materyalin kısa lifli yapısının dentine eşdeğer bir tokluk derecesine yol açtığını iddia etmektedir. Ayrıca minimum düzeyde polimerizasyon büzülmesi göstererek bu sayede kırılma oluşumunu engeller. everX posterior, dişleri diğer malzemelerden daha iyi güçlendiren, fiberle güçlendirilmiş çağdaş bir kompozittir. Ayrıca, LWUHM polietilen fiber şerite kıyasla kullanım kolaylığı vardır çünkü daha önce bahsedildiği gibi, polietilen fiberler klinisyenler için zaman alıcı durum oluşturan bir kaç aşamadan sonra uygulanabilir (Ozsevik ve ark 2016).

Mikrometre ölçeğinde doldurucu maddelerin en boy oranı yüksek ve izotropik güçlendirme etkisine sahip yeni bir akışkan kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit formülasyonu (everX Flow, GC, Japonya) 2019'da dünya çapında piyasaya sürülmüştür (Lassila ve ark 2019). Bu kompozitin gelişmiş kırılma tokluğu sergilediği ve belki de dentinin fibröz yapısını, yapısal olarak taklit ettiği bildirilmiştir (S. Garoushi ve ark 2019, Lassila ve ark 2018, 2019). Bu bilgilerin ışığında, alternatif bir restoratif teknik olarak bu çağdaş malzemeler, diğer teknik ve yöntemlerle karşılaştırılmak üzere çalışmamıza dahil edildi.

Jandt ve ark (Jandt ve ark 2000) LED ışık ile oluşan monomer dönüşüm derecesinin halojen ışık kaynağına kıyasla anlamlı ölçüde daha fazla olduğunu tespit etmişlerdir. Beş bulk fill rezin kompozit, bir geleneksel akışkan rezin kompozit ve bir universal kompozitin polimerizasyon nitelikleri ve ışıklandırma zamanının değerlendirildiği bir çalışma bulk fill kompozitlerin hepsinin 4 mm derinliğe kadar istenen ölçüde polimerize olduğu ve ışıklandırma zamanının uzamasıyla bulk fill ve universal kompozitlerin polimerizasyon derecelerinin geliştiğini bulmuşlardır (Zorzin ve ark 2015). LED ışık cihazları ortalama 455-486 nm dalga boyunda yalnızca görünür

ışık verir ve bu dalga boyu ise çoğu kompozitte bulunan fotobaşlatıcı olarak tercih edilen kamforokinonu aktive etmeyi sağlamaktadır. LED ışık cihazları uzun ömürlü ve sabit ışık şiddetine sahiptirler(Caughman ve Rueggeberg 2002, Stahl ve ark 2000). Kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanılan ışık cihazlarının en az 400 mW/cm² gücünde olması önerilmektedir (Soh ve ark 2003). Çalışmamızda polimerizasyon için 395-480 nm geniş dalga boyu aralığına sahip Valo (Ultradent, ABD) LED ışık cihazı, 1000 mW/cm² gücünde kompozit rezinlerin üretici talimatları da dikkate alınarak uygulandı. Her 10 ölçümde cihazın güç ölçümü yapılarak kontrol edildi.

Restoratif materyaller ağız ortamında geçirdiği zamana bağlı olarak ısı ve pH değişikliklerine maruz kalmaktadır. Ağız ortamındaki termal siklus; genleşme ve büzülme stresleri üreterek, diş yüzeyi ile restoratif materyal arasında tahrip edici streslere yol açabilir (Daneshkazemi ve ark 2015, El Mourad 2018). Ağız ortamını taklit eden in vitro şartlarda yapılan çalışmalarda tolere edilebilen en düşük ve en yüksek sıcaklık değerleri değişmekle birlikte, ortalama değerler olan 5°C ve 55°C'ler (± 2 °C) arasındaki 10.000 termal döngünün 1 yıla tekabül ettiği yaygın olarak kabul görmüştür (Gale ve Darvell, 1999, Mandras ve ark 1991) Termal siklus aşamasında örneklerle farklı sıcaklıklar uygulanarak örnekte termal stresler meydana getirilir. Termal stresler matrikste mikro çatlaklar oluşturur ve doldurucu- matriks ilişkisinin bozulmasına neden olur. Ayrıca, su maruziyeti, doldurucu partiküllerin silanize edilmiş dış duvarında hidrolitik bozulmaya veya rezinin matriksinde bir çeşit şişmeye neden olmaktadır. TEGDMA gibi hidrofilik yapıları barındıran kompozitlerin matriksleri, daha azını barındıranlara kıyasla bozunmalara daha hassas olmaktadır çünkü hidrofilik yapılar su emilimi kolaylaştırmaktadır (McCabe ve Rusby 2004, Ortengren ve ark 2001, Rinastiti ve ark 2011). Pek çok çalışma, termal siklus işleminin uygulanan adeziv türüne göre diş yapılarına olan bağlanma direnci zayıflattığı yönünde görüş belirtmiştir (Daneshkazemi ve ark 2015, El Mourad 2018, Pitchika ve ark 2018). Çalışmamızda literatüre uygun olarak örneklerin yaşlandırılması için 5-55°C (± 2 °C) sıcaklığındaki su tanklarında toplamda 10.000 siklus olacak şekilde termal siklus işlemi uygulandı.

Kırılma testi uygulanmasında cihazın yükleme hızındaki ivmenin artmasıyla çatlak hattının ilerlemesine zaman kalmamasına bağlı olarak normalden yüksek kırılma dayanım değerleri elde edilebilir. Bu yüzden yükleme hızının çok düşük

tutulması gerekmektedir (Yildiz ve ark 2013). Yükleme hızının 0,5-1 mm/dk olarak belirlenmesinin sonucu değiştirmedığı, 1 mm/dk’ dan daha hızlı olan yüklemelerde sonuçların hatalara yol açabileceği araştırmacılar tarafından ifade edilmektedir (Sadighpour ve ark 2006, Scherrer ve ark 1999, Yıldiz ve ark 2013). Kırılmayı oluşturan yükleme değeri ise kuvveti aktaran ucun şekli, keskinliği, uygulanan kuvvetin açısı ve kullanılan materyalin mekanik özellikleri gibi bir çok faktörden etkilenebilmektedir (Quinn 2015). Dietsch (1990) ile Soares (2004) tarafından kırılma direnci testi için 6 mm'lik çelik bir kürenin kullanımının, azı dişleri için ideal olduğu gösterilmiştir, çünkü çelik küre, klinik olarak birbirine yakın konumlanan fonksiyonel ve fonksiyonel olmayan kasplara temas eder. Burke ve ark (F. J. Burke ve ark 1993) 1993’de okluzal yük uygulamasında baş özelliği 4 mm çapındaki çelik çubuk ile 4 mm çapındaki çelik küre kullanarak yaptıkları kırılma direnci çalışmalarında, 4 mm çapındaki çelik kürenin diş üzerindeki belli bir noktada kuvvet uygulamasını güçleştirdiği, ancak alınan değerler açısından fark olmadığını bildirmişlerdir. Habekost ve ark 10 mm çaplı bir bilye ile kırılmayı gerçekleştirmek için gereken kuvvetin, 3 mm çaplı bilyeden daha fazla olduğunu göstermiştir (Habekost ve ark 2006). Çalışmamızda; universal test cihazına yerleştirilen örnekler okluzal yüzeyine dik bir açıyla 5 mm çapında bilye uçlu paslanmaz çelik bir başlıkla 1 mm/dk yükleme hızı ile merkezi fossanın ortasına gelecek şekilde kuvvet uygulandı. Sonuçlar Newton cinsinden kaydedildi.

Çalışmamızda elde edilen bulgular incelendiğinde; restorasyon yapılmayan sağlam diş grubunun ($2854,9 \pm 906,9$ N) kırılma dayanımı değerinin en yüksek olduğu görüldü ve Nova Compo HS hariç diğer kompozit gruplarıyla arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0,05$). Clearfil Majesty posterior grubunun ($1917,3 \pm 277,4$ N) ise en düşük değere sahip olduğu görüldü. Sağlam diş grubunun kırılma dayanımı değerlerine en çok yaklaşan yaklaşan grubun Nova Compo HS ($2216,7 \pm 500,5$ N) olduğu ve Clearfil Majesty grubundan istatistiksel olarak anlamlı farklı olduğu belirlendi. Bu veriler ışığında birinci hipotezimiz olan “Herhangi bir preparasyon yapılmamış sağlam dişlerle endodontik tedavi görmüş ve farklı direkt kompozit materyallerle restore edilmiş dişlerin kırılma dayanımı açısından fark yoktur.” reddedilmiştir. Nova Compo HS grubu hariç hiç bir kompozit grubu sağlam dişlerin kırılma dayanımına yaklaşamayarak endodontik tedavi sonrasında dişte meydana gelen dayanım azalmasını tamamen iade edememiştir. Yine bu çalışmada

elde edilen veriler ışığında ikinci hipotezimiz “Endodontik tedavi görmüş molar dişlerin restorasyonunda kullanılabilen piyasaya yeni sürülmüş fiberle güçlendirilmiş iki farklı kompozit, bulk fill kompozit ve diğer geleneksel dolduruculu kompozitlerle yapılan restorasyonlar arasında kırılma dayanımı açısından fark yoktur.” da kısmen kabul edilmiştir.

Birçok çalışmanın sonucu, sağlam dişlerin kırılma dayanımları ile deney grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını göstermiştir. Bundan yola çıkarak restoratif işlemlerin zayıflamış diş yapılarını önemli ölçüde güçlendirdiği söylenebilir (Ozsevik ve ark 2016, Steele ve Johnson 1999, Taha ve ark 2011, Tekçe ve ark 2016). Kavite preparasyonunun dişleri zayıflattığı, diş yapısının devamlılığı bozulduktan sonra dişlerin kırılma riskinin arttığı bildirilmiştir. Ayrıca, endodontik giriş kavitesi preparasyonları, dentin miktarını azaltan derin ve geniş bir kavite oluşturdukları için dişleri zayıflatır (Owen 1986, Reeh ve ark 1989b). Daha konservatif kavite preparasyon tekniklerinin ve direkt rezin kompozit restorasyonların kullanımı kalan madde miktarını da güçlendirir ve kırılma direncini önemli ölçüde artırır (Taha ve ark 2011). Ancak çalışmamızda bütün gruplarda kırılma dayanımı tamamen iade edilememiştir. Sadece Nova Compo HS, sağlam dişlere benzer kırılma dayanımı göstermiştir. Diğer kompozit gruplarında da Clearfil Majesty Posterior hariç Nova Compo HS ye benzer kırılma dayanımları elde edilmiştir.

Tekçe ve ark yürüttüğü bir in vitro çalışma (Tekçe ve ark 2016) endodontik tedavi görmüş küçük azı dişlerine uygulanan akıcı, bulk-fill akıcı, fiber takviyeli kompozit ve geleneksel mikro hibrit kompozit restorasyonların kırılma dayanımları arasında önemli bir fark olmadığını göstermiştir.

Atalay ve ark (Atalay ve ark 2016). bulk-fill/akıcı bulk-fill veya fiberle güçlendirilmiş kompozit (everX posterior) kullanarak restore ettiği endodontik tedavili dişlerin kırılma dayanımlarının, geleneksel nanohibrit rezin kompozit ile restore edilenlerden farklı olmadığını bildirmiştir.

Çobankara ve ark'nın (Cobankara ve ark 2008) endodontik tedavi görmüş MOD kaviteli molar dişleri kırık modları üzerinden değerlendirdiğinde, indirekt hibrit seramik inlay restorasyonların; amalgam, rezin kompozit, polietilen fiberle güçlendirilmiş kompozit restorasyonlardan okluzal yükleme altında daha güvenilir bulmuşlardır. Ancak hiç bir grup sağlam dişin kırılma değerine yaklaşamamıştır.

.Kemaloğlu ve ark gerçekleştirdikleri çalışmada; kanal tedavili MOD kaviteli premolar dişleri nanohibrit kompozit, polietilen ağ fiber-nanohibrit kompozit, KFGK-nanohibrit kompozit ve bulkfill kompozit-nanohibrit kompozit rezin materyaller ile restore etmişler ve çalışma sonucunda KFGK (everX posterior) grupların kırılma dayanımı değerlerini diğer gruplardan daha üstün bulmuştur (Kemaloglu ve ark 2015). Ancak bu çalışmaların aksine, Fronza ve ark yaptıkları çalışma ile bu durumun aksi yönde bir sonuca ulaşmış ve KFGK materyalin mekanik performansının diğer kompozitlerden farklı olmadığını göstermişlerdir (Fronza ve ark 2017). Biz de çalışmamızda 2 farklı KFGK arasında ve çalışmada kullanılan diğer kompozitler arasında bir fark gözlemedik. Benzer şekilde çalışmada kullanılan diğer tip kompozitlerle fiberle güçlendirilmiş kompozitler arasında da kırılma dayanımı açısından bir fark göremedik. Bunun sebebi KFGK üzerinde kullanılan kapaklamanın kompozitin kırılma dayanımından kaynaklanan sınırlama olabilir. Ancak bazı çalışmalarda endodontik tedavi sonrası fiberle güçlendirilen kompozitlerle restore edilen dişlerden elde edilen kırılma dayanımı diğer kompozit restorasyonlardan daha yüksek olmasa da oluşan kırık tipinin daha restore edilebilir olduğu bildirilmiştir (S. Garoushi ve ark 2013). Bizim çalışmamızda da bu çalışmalara benzer olarak everX posteriordan elde edilen kırık tipleri diğer restoratif materyallerden elde edilen kırık tiplerinden daha restore edilebilirdir.

Özsevik ve ark fiberle güçlendirilmiş kompozit (everX posterior, GC) ile restore edilen kanal tedavili dişlerin basınç kuvvetlerine dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Bir posterior kompozit rezin, polietilen fiberle güçlendirilmiş kompozit ve everX posterior kompozitle restore edilmiş MOD kaviteye sahip molar dişler içerisinde everX posterior grubunun sağlam diş grubuna çok yakın kırılma dayanımı değeri gösterdiğini gözlemlemiştir (Ozsevik ve ark 2016).

Garlapati ve ark (Garlapati ve ark 2017) endodontik tedavi görmüş mandibular molar dişlere MOD kavitesi hazırlayıp restorasyonlarını sırasıyla hibrit kompozit, polietilen fiberle kombine geleneksel kompozit rezin, everX posteriorla kombine geleneksel kompozitle tamamlamış ve kırılma dayanımı değerlerini incelemiştir. Fiberle güçlendirilmiş kompozit gruplarının tamamını sağlam diş grubunu temsil eden kontrol grubu değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek bulmuşlardır. En yüksek kırılma değerini ise everx posterior kompozit grubunda olduğu sonucunu bulmuşlardır.

Garoushi ve ark resin matriks, inorganik partikül doldurucular ve rastgele yönlendirilmiş E-cam fiberleri içeren everX Posterior'un geleneksel kompozitlere kıyasla daha gelişmiş fiziksel özelliklere sahip olduğunu bildirmiş ve yüksek stres taşıyan alanlarda kullanılmasını önermiştir. Fiber doldurucu maddelerinin güçlendirici etkisinin, polimer matriksten fiber liflerine doğru gerilim transferine dayandığı ve ayrıca her bir lifin bir çatlak durdurucu görevi gördüğü çalışmada ifade edilmektedir (S. Garoushi ve ark 2013).

Vallittu ve arkadaşlarına göre, bis-GMA'lı E-cam 0,5 ile 1,6 mm arasında kritik bir lif uzunluğuna sahip olmalıdır ve everX posterior'da bulunan kısa lifler bu uzunluğa eşit veya daha fazladır. Bu uzunluğun, tek tip stres dağılımı sağladığını belirtmişlerdir (P. K. Vallittu ve ark 1994).

Öte yandan Lassila ve ark (Lassila ve ark 2020) nanometre boyutta kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit (NovaPro Flow ve NovaPro Fill) ve en-boy oranı az olan mikrometre boyutlu KFGK (Alert), everX Flow ve everX Posterior'dan önemli ölçüde daha düşük kırılma dayanıklılığına sahip olduğunu göstermişlerdir. En boy oranı, kritik lif uzunluğu, lif yükleme ve lif oryantasyonu, fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin mekanik özelliklerini iyi veya kötü etkileyen ana faktörlerdendir (S. K. Garoushi ve ark 2006).

Mikrometre boyutunda KFGK'nin (everX Flow) en-boy oranı 30'dan fazladır. Çünkü kullanılan mikro cam fiberlerin çapı 6 µm ve uzunluğu 200–300 µm aralığında bir uzunluktadır (Lassila ve ark 2018, 2019). everX Posterior'un fiber uzunluğu ise 0,3 ve 1,5 mm arası (Ø17 µm) uzunluklarda dağılım göstermekteydi. Bu da daha önce 30-94 oranı olarak bildirilen (Lassila ve ark 2016, P. K. Vallittu 2015) kritik fiber uzunluğu ve en-boy oranı aralığındadır (Bijelic-Donova ve ark 2016, Lassila ve ark 2019). Piyasaya yeni sürülen KFGK olan everX Flow'u değerlendiren Lassila ve ark yüksek kırılma tokluğu ile aşınma direncine sahip olduğunu ancak daha yüksek polimerizasyon büzülme stresine sahip olduğu sonucuna varmışlardır

Ayrıca başka bir çalışmada, retansiyon yuvalarının yokluğunda/varlığında nano-hibrit kompozit resin, bulk-fill akışkan ve kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit kullanılarak restore edilen endodontik tedavi görmüş dişlerin kırılma direnci değerlendirildi. Araştırmacılar restoratif materyaller arasında fark olmadığını bildirmişlerdir (Yasa ve ark 2016).

Toz ve ark (Toz ve ark 2015), bulk-fill (Venus Bulk Fill,SDR) ve akıcı kompozitleri (Clearfil Majesty Flow,Vertise Flow,x-tra base) geleneksel bir kompozit (Clearfil Majesty Posterior) ile beraber kullanmış ve benzer kırılma mukavemeti değerleri gösterdiğini tespit etmiştir. Bu bulgular, bizim çalışmamızda kullanılan bulk fill kompozit grubunun diğer gruplarla arasında benzer kırılma dayanımı göstermesiyle uyumludur.

Literatüre bakıldığında endodontik tedavi görmüş dişlerin kırılma dayanımlarının düştüğü ve kompozit rezin materyallerle bu dayanımın artırılabilirdiği gözlenmektedir. Çalışmamızda kullanılan dental kompozitler endodontik tedavi görmüş dişlerin kırılma dayanımını artırmıştır. Ancak kullanılan materyale ve hazırlanan kavite boyutlarına bağlı olarak sonuçlarda farklılıklar görülmektedir. Bizim çalışmamızda elde edilen kırılma dayanım verileri literatürün bir kısmıyla uyumlu diğer bir kısmıyla ise uyumsuz olduğu gözlenmektedir. Bu çalışmalar arasındaki diş tiplerindeki veya MOD kavitenin boyutlarındaki farklılıklardan kaynaklanmış olabilir. Dental kompozitlerde mekanik performans için araştırılan en önemli ve en kapsamlı olarak araştırılan değişken doldurucu yüklemesidir. Doldurucu yüklemesi, mekanik özellikler açısından en uygun olan ağırlık fraksiyonu veya hacim fraksiyonu olarak ifade edilebilir. Önceki çalışmalar, dolgu yüklemesi ile eğilme performansı arasında pozitif bir ilişki bulmuştur (S. Garoushi ve ark 2011, Kim ve ark 2002) Kim ve ark, en yüksek tokluk değerleri için kompozitlerdeki doldurucu yükleme eşiğinin hacimce %55 olduğunu bildirmiştir (Kim ve ark 2002). Çalışmamızda kullandığımız kompozitlerin hepsinde bu eşik değerin daha üstünde inorganik doldurucu mevcuttur. Kompozitlerden yüksek kırılma dayanımı elde edilmesinin sebebi bu olabilir.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Endodontik tedavi sonrasında madde kaybı sebebiyle kaybedilen kırılma dayanım değeri, dental kompozit restorasyonlarla artırılabilir.
2. Kırılma dayanım değerini en çok artıran kompozit Nova Compo HS bulunmuştur.
3. Clearfil Majesty Posterior, Nova Compo Hs'ye göre daha düşük kırılma dayanım değerine sahiptir.
4. Fiberle güçlendirilmiş kompozitler ve bulk fill kompozit Nova Compo Hs ye benzer kırılma dayanımı sergilemiştir.
5. Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerde meydana gelen kırıklar diğer kompozitlerle restore edilmiş dişlerde oluşan kırıklara göre daha kolay restore edilebilir kırıklardır.
6. Bu çalışmada elde edilen verilerin farklı mekanik testlerle ve ileri klinik çalışmalarla desteklenmeye ihtiyacı vardır.

6. KAYNAKLAR

- Abbas, G., Fleming, G. J. P., Harrington, E., Shortall, A. C. C., & Burke, F. J. T. (2003). Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. *İçinde Journal of Dentistry* (C. 31, Sayı 6, ss. 437-444). [https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(02\)00121-5](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(02)00121-5)
- Adolphi, G., Zehnder, M., Bachmann, L. M., & Göhring, T. N. (2007). Direct resin composite restorations in vital versus root-filled posterior teeth: a controlled comparative long-term follow-up. *Operative Dentistry*, 32(5), 437-442.
- Alrahlah, A., Silikas, N., & Watts, D. C. (2014). Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 30(2), 149-154.
- Altier, M., Erol, F., Yildirim, G., & Dalkilic, E. E. (2018). Fracture resistance and failure modes of lithium disilicate or composite endocrowns. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 21(7), 821-826.
- Anusavice, K. J., Kakar, K., & Ferree, N. (2007). Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clinical Oral Implants Research*, 18 Suppl 3, 218-231.
- Arami, S., Kimyai, S., Oskoei, P.-A., Daneshpooy, M., Rikhtegaran, S., Bahari, M., & Kahnamoii, M.-A. (2017). Reparability of giomer using different mechanical surface treatments. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 9(4), e520-e526.
- Asmussen, E., & Peutzfeldt, A. (1990). Mechanical properties of heat treated restorative resins for use in the inlay/onlay technique. *Scandinavian Journal of Dental Research*, 98(6), 564-567.
- Assif, D., & Gorfil, C. (1994). Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 71(6), 565-567.
- Assif, D., Nissan, J., Gafni, Y., & Gordon, M. (2003). Assessment of the resistance to fracture of endodontically treated molars restored with amalgam. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(5), 462-465.
- Atalay, C., Yazici, A. R., Horuztepe, A., Nagas, E., Ertan, A., & Ozgunaltay, G. (2016). Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth Restored With Bulk Fill, Bulk Fill Flowable, Fiber-reinforced, and Conventional Resin Composite. *Operative Dentistry*, 41(5), E131-E140.
- Ausiello, P., De Gee, A. J., Rengo, S., & Davidson, C. L. (1997). Fracture resistance of endodontically-treated premolars adhesively restored. *American Journal of Dentistry*, 10(5), 237-241.
- Aydin Sevinç, B., & Hanley, L. (2010). Antibacterial activity of dental composites containing zinc oxide nanoparticles. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*, 94(1), 22-31.
- Ayna, B., Celenk, S., Atakul, F., & Uysal, E. (2009). Three-year clinical evaluation of endodontically treated anterior teeth restored with a polyethylene fibre-reinforced composite. *Australian Dental Journal*, 54(2), 136-140.
- Baier, R. E. (1992). Principles of adhesion. *Operative Dentistry, Suppl 5*, 1-9.
- Bajraktarova-Valjakova, E., Korunoska-Stevkovska, V., Kapusevska, B., Gigovski, N., Bajraktarova-Misevska, C., & Grozdanov, A. (2018). Contemporary Dental Ceramic Materials, A Review: Chemical Composition, Physical and Mechanical Properties, Indications for Use. *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences*, 6(9), 1742-1755.
- Bashetty, K., & Joshi, S. (2010). The effect of one-step and multi-step polishing systems on surface texture of two different resin composites. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 13(1), 34-38.
- Bassiouny, M. A., & Grant, A. A. (1978). A visible light-cured composite restorative. Clinical open assessment. *İçinde British Dental Journal* (C. 145, Sayı 11, ss. 327-330). <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4804176>
- Bateman, G., Ricketts, D. N. J., & Saunders, W. P. (2003). Fibre-based post systems: a review. *British*

Dental Journal, 195(1), 43-48; discussion 37.

- Bayne, S. C., Thompson, J. Y., Swift, E. J., Stamatiades, P., & Wilkerson, M. (1998). A CHARACTERIZATION OF FIRST-GENERATION FLOWABLE COMPOSITES. İçinde *The Journal of the American Dental Association* (C. 129, Sayı 5, ss. 567-577). <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1998.0274>
- Behr, M., Rosentritt, M., Lang, R., & Handel, G. (2000). Flexural properties of fiber reinforced composite using a vacuum/pressure or a manual adaptation manufacturing process. İçinde *Journal of Dentistry* (C. 28, Sayı 7, ss. 509-514). [https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(00\)00031-2](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(00)00031-2)
- Belleflamme, M. M., Geerts, S. O., Louwette, M. M., Grenade, C. F., Vanheusden, A. J., & Mainjot, A. K. (2017). No post-no core approach to restore severely damaged posterior teeth: An up to 10-year retrospective study of documented endocrown cases. *Journal of Dentistry*, 63, 1-7.
- Belli, S., Cobankara, F. K., Eraslan, O., Eskitascioglu, G., & Karbhari, V. (2006). The effect of fiber insertion on fracture resistance of endodontically treated molars with MOD cavity and reattached fractured lingual cusps. İçinde *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* (C. 79B, Sayı 1, ss. 35-41). <https://doi.org/10.1002/jbm.b.30508>
- Belli, S., Erdemir, A., Ozcopur, M., & Eskitascioglu, G. (2005). The effect of fibre insertion on fracture resistance of root filled molar teeth with MOD preparations restored with composite. İçinde *International Endodontic Journal* (C. 38, Sayı 2, ss. 73-80). <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2004.00892.x>
- Belli, S., Erdemir, A., & Yildirim, C. (2006). Reinforcement effect of polyethylene fibre in root-filled teeth: comparison of two restoration techniques. *International Endodontic Journal*, 39(2), 136-142.
- Bell, J. G., Smith, M. C., & de Pont, J. J. (1982). Cuspal failures of MOD restored teeth. *Australian Dental Journal*, 27(5), 283-287.
- Benetti, A. R., Peutzfeldt, A., Asmussen, E., Pallesen, U., & Franco, E. B. (2011). Influence of curing rate on softening in ethanol, degree of conversion, and wear of resin composite. *American Journal of Dentistry*, 24(2), 115-118.
- Beschmidt, S. M., & Strub, J. R. (1999). Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(7), 582-593.
- Beyth, N., Yudovin-Farber, I., Bahir, R., Domb, A. J., & Weiss, E. I. (2006). Antibacterial activity of dental composites containing quaternary ammonium polyethylenimine nanoparticles against *Streptococcus mutans*. *Biomaterials*, 27(21), 3995-4002.
- Bhuva, B., Giovarruscio, M., Rahim, N., Bitter, K., & Mannocci, F. (2021). The restoration of root filled teeth: a review of the clinical literature. *International Endodontic Journal*, 54(4), 509-535.
- Biacchi, G. R., & Basting, R. T. (2012). Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns. *Operative Dentistry*, 37(2), 130-136.
- Biacchi, G. R., Mello, B., & Basting, R. T. (2013). The endocrown: an alternative approach for restoring extensively damaged molars. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry: Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et Al.]*, 25(6), 383-390.
- Bijelic-Donova, J., Garoushi, S., Lassila, L. V. J., Keulemans, F., & Vallittu, P. K. (2016). Mechanical and structural characterization of discontinuous fiber-reinforced dental resin composite. *Journal of Dentistry*, 52, 70-78.
- Bindl, A., Richter, B., & Mörmann, W. H. (2005). Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. *The International Journal of Prosthodontics*, 18(3), 219-224.
- Blalock, J. S., Chan, D. C. N., Browning, W. D., Callan, R., & Hackman, S. (2006). Measurement of clinical wear of two packable composites after 6 months in service. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(1), 59-63.
- Boaro, L. C. C., Gonçalves, F., Guimarães, T. C., Ferracane, J. L., Versluis, A., & Braga, R. R. (2010).

- Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 26(12), 1144-1150.
- Bracho-Troconis, C., Trujillo-Lemon, M., Boulden, J., Wong, N., Wall, K., & Esquibel, K. (2010). Characterization of N'Durance: a nanohybrid composite based on new nano-dimer technology. *The Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 31 Spec No 2, 5-9.
- Braga, R. R., Ballester, R. Y., & Ferracane, J. L. (2005). Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 21(10), 962-970.
- Breschi, L., Mazzoni, A., Ruggeri, A., Cadenaro, M., Di Lenarda, R., & De Stefano Dorigo, E. (2008). Dental adhesion review: Aging and stability of the bonded interface. *İçinde Dental Materials* (C. 24, Sayı 1, ss. 90-101). <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.02.009>
- Brunton, P. A., Cattell, P., Burke, F. J., & Wilson, N. H. (1999). Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin-bonded restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 82(2), 167-171.
- Burgess, J., & Cakir, D. (2010). Comparative properties of low-shrinkage composite resins. *The Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 31 Spec No 2, 10-15.
- Burgess, J. O., Walker, R., & Davidson, J. M. (2002). Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 465-479.
- Burke, E. J., & Qualtrough, A. J. (1994). Aesthetic inlays: composite or ceramic? *British Dental Journal*, 176(2), 53-60.
- Burke, F. J., Wilson, N. H., & Watts, D. C. (1993). The effect of cavity wall taper on fracture resistance of teeth restored with resin composite inlays. *Operative Dentistry*, 18(6), 230-236.
- Butterworth, C., Ellakwa, A. E., & Shortall, A. (2003). Fibre-Reinforced Composites in Restorative Dentistry. *İçinde Dental Update* (C. 30, Sayı 6, ss. 300-306). <https://doi.org/10.12968/denu.2003.30.6.300>
- Bowen RL. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bis phenol and glycidyl acrylate. Google Patents, 1962.
- Cadenaro, M., Marchesi, G., Antonioli, F., Davidson, C., De Stefano Dorigo, E., & Breschi, L. (2009). Flowability of composites is no guarantee for contraction stress reduction. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 25(5), 649-654.
- Cameron, C. E. (1976). The cracked tooth syndrome: additional findings. *Journal of the American Dental Association*, 93(5), 971-975.
- Capar, I. D., Altunsoy, M., Arslan, H., Ertas, H., & Aydinbelge, H. A. (2014). Fracture strength of roots instrumented with self-adjusting file and the ProTaper rotary systems. *Journal of Endodontia*, 40(4), 551-554.
- Cara, R. R., Fleming, G. J. P., Palin, W. M., Walmsley, A. D., & Burke, F. J. T. (2007). Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with resin-based composites with and without an intermediary flowable layer. *Journal of Dentistry*, 35(6), 482-489.
- Catelan, A., Briso, A. L. F., Sundfeld, R. H., Goiato, M. C., & dos Santos, P. H. (2011). Color stability of sealed composite resin restorative materials after ultraviolet artificial aging and immersion in staining solutions. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 105(4), 236-241.
- Caughman, W. F., & Rueggeberg, F. A. (2002). Shedding new light on composite polymerization. *Operative Dentistry*, 27(6), 636-638.
- Chang, C.-Y., Kuo, J.-S., Lin, Y.-S., & Chang, Y.-H. (2009). Fracture resistance and failure modes of CEREC endo-crowns and conventional post and core-supported CEREC crowns. *İçinde Journal of Dental Sciences* (C. 4, Sayı 3, ss. 110-117). [https://doi.org/10.1016/s1991-7902\(09\)60016-7](https://doi.org/10.1016/s1991-7902(09)60016-7)
- Chen, L. H., Tsutsumi, S., & Iizuka, T. (1997). A CAD/CAM technique for fabricating facial prostheses: a preliminary report. *The International Journal of Prosthodontics*, 10(5), 467-472.
- Chen, M.-H. (2010). Update on dental nanocomposites. *Journal of Dental Research*, 89(6), 549-560.

- Chesterman, J., Jowett, A., Gallacher, A., & Nixon, P. (2017). Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. İçinde *British Dental Journal* (C. 222, Sayı 5, ss. 337-344). <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2017.214>
- Choi, K. K., Ferracane, J. L., Hilton, T. J., & Charlton, D. (2000). Properties of packable dental composites. *Journal of Esthetic Dentistry*, 12(4), 216-226.
- Ciucchi, B., Bouillaguet, S., Delaloye, M., & Holz, J. (1997). Volume of the internal gap formed under composite restorations in vitro. *Journal of Dentistry*, 25(3-4), 305-312.
- Civelek, A., Ersoy, M., L'Hotelier, E., Soyman, M., & Say, E. C. (2003). Polymerization shrinkage and microleakage in Class II cavities of various resin composites. *Operative Dentistry*, 28(5), 635-641.
- Cobankara, F. K., Unlu, N., Cetin, A. R., & Ozkan, H. B. (2008). The Effect of Different Restoration Techniques on the Fracture Resistance of Endodontically-treated Molars. İçinde *Operative Dentistry* (C. 33, Sayı 5, ss. 526-533). <https://doi.org/10.2341/07-132>
- Combe, E. C., & Burke, F. J. (2000). Contemporary resin-based composite materials for direct placement restorations: packables, flowables and others. *Dental Update*, 27(7), 326-332, 334-336.
- Craig, R. G. (2006). *Craig's Restorative Dental Materials*. Mosby.
- Craig, R. G., & Powers, J. M. (2002). *Restorative Dental Materials*. Mosby Incorporated.
- Craig RG, W. M. L. (1997). *Restorative dental materials*. 10th ed. St. Louis: Mosby.
- Crumpler, D. C., Heymann, H. O., Shugars, D. A., Bayne, S. C., & Leinfelder, K. F. (1988). Five-year clinical investigation of one conventional composite and three microfilled resins in anterior teeth. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 4(4), 217-222.
- Curtis, A. R., Shortall, A. C., Marquis, P. M., & Palin, W. M. (2008). Water uptake and strength characteristics of a nanofilled resin-based composite. *Journal of Dentistry*, 36(3), 186-193.
- Daneshkazemi, A., Davari, A., Akbari, M. J., Davoudi, A., & Badrian, H. (2015). Effects of Thermal and Mechanical Load Cycling on the Dentin Microtensile Bond Strength of Single Bond-2. *Journal of International Oral Health : JIOH*, 7(8), 9-13.
- Davidson, C. L., & Feilzer, A. J. (1997). Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *Journal of Dentistry*, 25(6), 435-440.
- Davis, N. (2003). A nanotechnology composite. *The Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 24(9), 662, 665-667, 669-670.
- Dayangaç, G. B. (2000a). *Kompozit rezin restorasyonlar*. Güneş Kitabevi.
- de Freitas, C. R. B., Miranda, M. I. S., de Andrade, M. F., Flores, V. H. O., Vaz, L. G., & Guimarães, C. (2002). Resistance to maxillary premolar fractures after restoration of class II preparations with resin composite or ceromer. *Quintessence International*, 33(8), 589-594.
- Demarco, F. F., Corrêa, M. B., Cenci, M. S., Moraes, R. R., & Opdam, N. J. M. (2012). Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 28(1), 87-101.
- Demarco, F. F., Ramos, O. L., Mota, C. S., Formolo, E., & Justino, L. M. (2001). Influence of different restorative techniques on microleakage in Class II cavities with gingival wall in cementum. *Operative Dentistry*, 26(3), 253-259.
- de Moraes Porto, I. C., das Neves, L. E., de Souza, C. K., Parolia, A., & Barbosa dos Santos, N. (2014). A comparative effect of mouthwashes with different alcohol concentrations on surface hardness, sorption and solubility of composite resins. *Oral Health and Dental Management*, 13(2), 502-506.
- Denissen, H. W., van der Zel, J. M., & van Waas, M. A. (1999). Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *The International Journal of Prosthodontics*, 12(5), 395-400.
- Desai, P., & Das, U. (2011). Comparison of fracture resistance of teeth restored with ceramic inlay and resin composite: An in vitro study. İçinde *Indian Journal of Dental Research* (C. 22, Sayı 6, s.

877). <https://doi.org/10.4103/0970-9290.94663>

- Dietschi, D., Bouillaguet, S., & Sadan, A. (2011). Restoration of the Endodontically Treated Tooth. İçinde *Cohen's Pathways of the Pulp* (ss. 777-807). <https://doi.org/10.1016/b978-0-323-06489-7.00022-9>
- Dietschi, D., Campanile, G., Holz, J., & Meyer, J.-M. (1994). Comparison of the color stability of ten new-generation composites: An in vitro study. İçinde *Dental Materials* (C. 10, Sayı 6, ss. 353-362). [https://doi.org/10.1016/0109-5641\(94\)90059-0](https://doi.org/10.1016/0109-5641(94)90059-0)
- Dietschi, D., Duc, O., Krejci, I., & Sadan, A. (2007). Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature--Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence International* , 38(9), 733-743.
- Dietschi, D., Duc, O., Krejci, I., & Sadan, A. (2008). Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence International* , 39(2), 117-129.
- Dietschi, D., Maeder, M., Meyer, J. M., & Holz, J. (1990). In vitro resistance to fracture of porcelain inlays bonded to tooth. *Quintessence International* , 21(10), 823-831.
- Dogui, H., Abdelmalek, F., Amor, A., & Douki, N. (2018). Endocrown: An Alternative Approach for Restoring Endodontically Treated Molars with Large Coronal Destruction. *Case Reports in Dentistry*, 2018, 1581952.
- Do, T., Church, B., Verissimo, C., Hackmyer, S. P., Tantbirojn, D., Simon, J. F., & Versluis, A. (2014). Cuspal flexure, depth-of-cure, and bond integrity of bulk-fill composites. *Pediatric Dentistry*, 36(7), 468-473.
- Drago, C. J., & Peterson, T. (2007). Treatment of an Edentulous Patient with CAD/CAM Technology: A Clinical Report. İçinde *Journal of Prosthodontics* (C. 16, Sayı 3, ss. 200-208). <https://doi.org/10.1111/j.1532-849x.2006.00172.x>
- Duke, E. S. (2003). Has dentistry moved into the nanotechnology era? *The Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 24(5), 380-382.
- Dyer, S. R., Lassila, L. V. J., Jokinen, M., & Vallittu, P. K. (2004). Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 20(10), 947-955.
- Eakle, W. S., Maxwell, E. H., & Braly, B. V. (1986). Fractures of posterior teeth in adults. *Journal of the American Dental Association* , 112(2), 215-218.
- Ebi, N., Imazato, S., Noiri, Y., & Ebisu, S. (2001). Inhibitory effects of resin composite containing bactericide-immobilized filler on plaque accumulation. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 17(6), 485-491.
- Edelhoff, D., Spiekermann, H., & Yildirim, M. (2001). Metal-free inlay-retained fixed partial dentures. *Quintessence International* , 32(4), 269-281.
- Eick, J. D., Cobb, C. M., Chappell, R. P., Spencer, P., & Robinson, S. J. (1991). The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part I. *Quintessence International* , 22(12), 967-977.
- Ekstrand, J., Nielsen, J. B., Havarinasab, S., Zalups, R. K., Söderkvist, P., & Hultman, P. (2010). Mercury toxicokinetics—dependency on strain and gender. İçinde *Toxicology and Applied Pharmacology* (C. 243, Sayı 3, ss. 283-291). <https://doi.org/10.1016/j.taap.2009.08.026>
- El-Damanhoury, H., & Platt, J. (2014). Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Operative Dentistry*, 39(4), 374-382.
- El Mourad, A. M. (2018). Assessment of Bonding Effectiveness of Adhesive Materials to Tooth Structure using Bond Strength Test Methods: A Review of Literature. *The Open Dentistry Journal*, 12, 664-678.
- El-Safty, S., Silikas, N., & Watts, D. C. (2012). Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 28(8), 928-935.
- Erickson, R. L., Barkmeier, W. W., & Latta, M. A. (2009). The role of etching in bonding to enamel: a

- comparison of self-etching and etch-and-rinse adhesive systems. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 25(11), 1459-1467.
- Eskitascioglu, G., Belli, S., & Kalkan, M. (2002). Evaluation of Two Post Core Systems Using Two Different Methods (Fracture Strength Test and a Finite Elemental Stress Analysis). *İçinde Journal of Endodontics* (C. 28, Sayı 9, ss. 629-633). <https://doi.org/10.1097/00004770-200209000-00001>
- Faria, A. C. L., Rodrigues, R. C. S., de Almeida Antunes, R. P., de Mattos, M. da G. C., & Ribeiro, R. F. (2011). Endodontically treated teeth: characteristics and considerations to restore them. *Journal of Prosthodontic Research*, 55(2), 69-74.
- Faria-e-Silva, A., Boaro, L., Braga, R., Piva, E., Arias, V., & Martins, L. (2011). Effect of immediate or delayed light activation on curing kinetics and shrinkage stress of dual-cure resin cements. *Operative Dentistry*, 36(2), 196-204.
- Fasbinder, D. J. (2006). Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *İçinde The Journal of the American Dental Association* (C. 137, s. 22S - 31S). <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2006.0395>
- Federlin, M., Thonemann, B., & Schmalz, G. (2000). Inserts--megafillers in composite restorations: a literature review. *Clinical Oral Investigations*, 4(1), 1-8.
- Feilzer, A. J., De Gee, A. J., & Davidson, C. L. (1987). Setting Stress in Composite Resin in Relation to Configuration of the Restoration. *İçinde Journal of Dental Research* (C. 66, Sayı 11, ss. 1636-1639). <https://doi.org/10.1177/00220345870660110601>
- Ferracane, J. L. (1995). Current Trends in Dental Composites. *İçinde Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* (C. 6, Sayı 4, ss. 302-318). <https://doi.org/10.1177/10454411950060040301>
- Ferracane, J. L. (2001). *Materials in Dentistry: Principles and Applications*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Ferracane, J. L. (2006). Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 22(3), 211-222.
- Ferracane, J. L. (2011). Resin composite—State of the art. *İçinde Dental Materials* (C. 27, Sayı 1, ss. 29-38). <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.020>
- Ferracane, J. L., Berge, H. X., & Condon, J. R. (1998). In vitro aging of dental composites in water--effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *Journal of Biomedical Materials Research*, 42(3), 465-472.
- Ferreira, M. C., & Vieira, R. S. (2008). Marginal leakage in direct and indirect composite resin restorations in primary teeth: An in vitro study. *İçinde Journal of Dentistry* (C. 36, Sayı 5, ss. 322-325). <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2008.01.016>
- Figueiredo, F. E. D., Martins-Filho, P. R. S., & Faria-E-Silva, A. L. (2015). Do metal post-retained restorations result in more root fractures than fiber post-retained restorations? A systematic review and meta-analysis. *Journal of Endodontia*, 41(3), 309-316.
- Floyd, C. J. E., & Dickens, S. H. (2006). Network structure of Bis-GMA- and UDMA-based resin systems. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 22(12), 1143-1149.
- Flury, S., Hayoz, S., Peutzfeldt, A., Hüsler, J., & Lussi, A. (2012). Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 28(5), 521-528.
- Fráter, M., Lassila, L., Braunitzer, G., Vallittu, P. K., & Garoushi, S. (2021). Correction to: Fracture resistance and marginal gap formation of post-core restorations: influence of different fiber-reinforced composites. *Clinical Oral Investigations*, 25(5), 3339-3340.
- Freilich, M. A. (2000). *Fiber-reinforced Composites in Clinical Dentistry*. Quintessence Publishing (IL).
- Freilich, M. A., Meiers, J. C., Duncan, J. P., Eckrote, K. A., & Goldberg, A. J. (2002). Clinical evaluation of fiber-reinforced fixed bridges. *Journal of the American Dental Association*, 133(11), 1524-1534; quiz 1540-1541.

- Freitas, R. A., Jr. (2000). Nanodentistry. *Journal of the American Dental Association*, 131(11), 1559-1565.
- Fróes-Salgado, N. R. de G., de Godoy Fróes-Salgado, N. R., Gajewski, V., Ornaghi, B. P., Pfeifer, C. S. C., Meier, M. M., Xavier, T. A., & Braga, R. R. (2015). Influence of the base and diluent monomer on network characteristics and mechanical properties of neat resin and composite materials. *Içinde Odontology* (C. 103, Sayı 2, ss. 160-168). <https://doi.org/10.1007/s10266-014-0153-6>
- Fronza, B. M., Ayres, A., Pacheco, R. R., Rueggeberg, F. A., Dias, C., & Giannini, M. (2017). Characterization of Inorganic Filler Content, Mechanical Properties, and Light Transmission of Bulk-fill Resin Composites. *Operative Dentistry*, 42(4), 445-455.
- Fu, J., Liu, W., Hao, Z., Wu, X., Yin, J., Panjiyar, A., Liu, X., Shen, J., & Wang, H. (2014). Characterization of a low shrinkage dental composite containing bismethylene spiroorthocarbonate expanding monomer. *International Journal of Molecular Sciences*, 15(2), 2400-2412.
- Furness, A., Tadros, M. Y., Looney, S. W., & Rueggeberg, F. A. (2014). Effect of bulk/incremental fill on internal gap formation of bulk-fill composites. *Journal of Dentistry*, 42(4), 439-449.
- Fuss, Z., Lustig, J., & Tamse, A. (1999). Prevalence of vertical root fractures in extracted endodontically treated teeth. *International Endodontic Journal*, 32(4), 283-286.
- Gale, M. S., & Darvell, B. W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27(2), 89-99.
- Garber, D. A., & Goldstein, R. E. (1994). *Porcelain & Composite Inlays & Onlays: Esthetic Posterior Restorations*. Quintessence Publishing (IL).
- Garcia, D., Yaman, P., Dennison, J., & Neiva, G. (2014). Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Operative Dentistry*, 39(4), 441-448.
- Garlapati, T. G., Krithikadatta, J., & Natanasabapathy, V. (2017). Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with short fiber composite used as a core material-An in vitro study. *Journal of Prosthodontic Research*, 61(4), 464-470.
- Garoushi, S., Gargoum, A., Vallittu, P. K., & Lassila, L. (2018). Short fiber-reinforced composite restorations: A review of the current literature. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 9(3), e12330.
- Garoushi, S. K., Lassila, L. V. J., Tezvergil, A., & Vallittu, P. K. (2006). Fiber-reinforced composite substructure: load-bearing capacity of an onlay restoration and flexural properties of the material. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 7(4), 1-8.
- Garoushi, S. K., Vallittu, P. K., & Lassila, L. V. J. (2008). Short glass fiber-reinforced composite with a semi-interpenetrating polymer network matrix for temporary crowns and bridges. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 9(1), 14-21.
- Garoushi, S., Lassila, L. V. J., Tezvergil, A., & Vallittu, P. K. (2006). Load bearing capacity of fibre-reinforced and particulate filler composite resin combination. *Journal of Dentistry*, 34(3), 179-184.
- Garoushi, S., Lassila, L. V. J., & Vallittu, P. K. (2011). Influence of nanometer scale particulate fillers on some properties of microfilled composite resin. *Journal of Materials Science. Materials in Medicine*, 22(7), 1645-1651.
- Garoushi, S., Säilynoja, E., Vallittu, P. K., & Lassila, L. (2013). Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 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. *The Open Dentistry Journal*, 6, 41-45.
- Garoushi, S., Vallittu, P., & Lassila, L. (2019). Mechanical properties and radiopacity of flowable fiber-reinforced composite. *Dental Materials Journal*, 38(2), 196-202.
- Gedik, R., Hürmüzlü, F., Coşkun, A., Bektaş, O. O., & Ozdemir, A. K. (2005). Surface roughness of

- new microhybrid resin-based composites. *Journal of the American Dental Association* , 136(8), 1106-1112.
- Ghavam, M., Amani-Tehran, M., & Saffarpour, M. (2010). Effect of accelerated aging on the color and opacity of resin cements. *Operative Dentistry*, 35(6), 605-609.
- Gillen, B. M., Looney, S. W., Gu, L.-S., Loushine, B. A., Weller, R. N., Loushine, R. J., Pashley, D. H., & Tay, F. R. (2011). Impact of the quality of coronal restoration versus the quality of root canal fillings on success of root canal treatment: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Endodontia*, 37(7), 895-902.
- Giordano, R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations. İçinde *The Journal of the American Dental Association* (C. 137, s. 14S - 21S). <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2006.0397>
- Gonulol, N., Ozer, S., & Sen Tunc, E. (2015). Water Sorption, Solubility, and Color Stability of Giomer Restoratives. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry: Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et Al.]*, 27(5), 300-306.
- Goodis, H. E., White, J. M., Gamm, B., & Watanabe, L. (1990). Pulp chamber temperature changes with visible-light-cured composites in vitro. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 6(2), 99-102.
- Gordon, M. P. J., Love, R. M., & Chandler, N. P. (2005). An evaluation of .06 tapered gutta-percha cones for filling of .06 taper prepared curved root canals. *International Endodontic Journal*, 38(2), 87-96.
- Gökçe, Y. D. D. K. & Özel, M. D. E. (2005). KOMPOZİT RESTORASYONLARDA SON GELİŞMELER . Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi , 2005 (3) , 52-60 . Retrieved from <https://dergipark.org.tr/tr/pub/ataunidf/issue/2497/31920>
- Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R. F. A., & Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *The International Journal of Prosthodontics*, 28(3), 227-235.
- Guazzato, M., Albakry, M., Quach, L., & Swain, M. V. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 21(5), 454-463.
- Güçyetmez Topal, B., Kirzioğlu, Z., & Koşkan, Ö. (2017). Comparison of different fissure sealants applied to erupting first permanent molar teeth in terms of retention. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 23(1), 24-32.
- Gutmann, J. L. (1992). The dentin-root complex: Anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. İçinde *The Journal of Prosthetic Dentistry* (C. 67, Sayı 4, ss. 458-467). [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(92\)90073-j](https://doi.org/10.1016/0022-3913(92)90073-j)
- Gwinnett, A. J., & Kanca, J., 3rd. (1992). Micromorphological relationship between resin and dentin in vivo and in vitro. *American Journal of Dentistry*, 5(1), 19-23.
- Habekost, L. de V., Camacho, G. B., Pinto, M. B., & Demarco, F. F. (2006). Fracture resistance of premolars restored with partial ceramic restorations and submitted to two different loading stresses. *Operative Dentistry*, 31(2), 204-211.
- Hammad, M., Qualtrough, A., & Silikas, N. (2007). Effect of new obturating materials on vertical root fracture resistance of endodontically treated teeth. *Journal of Endodontia*, 33(6), 732-736.
- Hampe, R., Lümke, N., Sener, B., & Stawarczyk, B. (2018). The effect of artificial aging on Martens hardness and indentation modulus of different dental CAD/CAM restorative materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 86, 191-198.
- 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. *Journal of Dentistry*, 40(6), 475-484.
- Hashimoto, M., Ohno, H., Kaga, M., Endo, K., Sano, H., & Oguchi, H. (2000). In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *Journal of Dental Research*, 79(6), 1385-1391.
- Hatrick, C. D., & Stephan Eakle, W. (2015). *Dental Materials - E-Book: Clinical Applications for*

- Heintze, S. D., Ilie, N., Hickel, R., Reis, A., Loguercio, A., & Rousson, V. (2017). Laboratory mechanical parameters of composite resins and their relation to fractures and wear in clinical trials-A systematic review. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 33(3), e101-e114.
- Heymann, H. O., Swift, E. J., Jr, & Ritter, A. V. (2014). *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry - E-Book*. Elsevier Health Sciences.
- Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M., & Anusavice, K. (1998). New direct restorative materials. FDI Commission Project. *International Dental Journal*, 48(1), 3-16.
- Hickel, R., Dasch, W., Mehl, A., & Kremers, L. (1997). CAD/CAM – Fillings of the future? İçinde *International Dental Journal* (C. 47, Sayı 5, ss. 247-258). <https://doi.org/10.1002/j.1875-595x.1997.tb00785.x>
- Horn, H. R. (1983). Porcelain Laminate Veneers Bonded to Etched Enamel. İçinde *Dental Clinics of North America* (C. 27, Sayı 4, ss. 671-684). [https://doi.org/10.1016/s0011-8532\(22\)02282-0](https://doi.org/10.1016/s0011-8532(22)02282-0)
- Huang, T.-J. G., Schilder, H., & Nathanson, D. (1992). Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. İçinde *Journal of Endodontics* (C. 18, Sayı 5, ss. 209-215). [https://doi.org/10.1016/s0099-2399\(06\)81262-8](https://doi.org/10.1016/s0099-2399(06)81262-8)
- Hürmüzli, F., Kiremitçi, A., Serper, A., Altundaşar, E., & Siso, S. H. (2003). Fracture resistance of endodontically treated premolars restored with ormocer and packable composite. *Journal of Endodontia*, 29(12), 838-840.
- Ilie, N., Bucuta, S., & Draenert, M. (2013). Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Operative Dentistry*, 38(6), 618-625.
- Ilie, N., & Hickel, R. (2011). Resin composite restorative materials. *Australian Dental Journal*, 56 Suppl 1, 59-66.
- Imazato, S., Tarumi, H., Kato, S., & Ebisu, S. (1999). Water sorption and colour stability of composites containing the antibacterial monomer MDPB. *Journal of Dentistry*, 27(4), 279-283.
- Ingle, E., & Gopal, K. S. (2011). Nanodentistry: A hype or hope. *Journal of Oral Health and Community Dentistry*, 5(2), 64-67.
- Iqbal, M. K., Johansson, A. A., Akeel, R. F., Bergenholtz, A., & Omar, R. (2003). A retrospective analysis of factors associated with the periapical status of restored, endodontically treated teeth. *The International Journal of Prosthodontics*, 16(1), 31-38.
- Irie, M., & Suzuki, K. (2001). Current luting cements: marginal gap formation of composite inlay and their mechanical properties. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 17(4), 347-353.
- Ito, S., Hashimoto, M., Wadgaonkar, B., Svizero, N., Carvalho, R. M., Yiu, C., Rueggeberg, F. A., Foulger, S., Saito, T., Nishitani, Y., Yoshiyama, M., Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2005). Effects of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus of elasticity. *Biomaterials*, 26(33), 6449-6459.
- Jackson, R. D., & Morgan, M. (2000). THE NEW POSTERIOR RESINS AND. İçinde *The Journal of the American Dental Association* (C. 131, Sayı 3, ss. 375-383). <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2000.0182>
- Jandt, K. D., Mills, R. W., Blackwell, G. B., & Ashworth, S. H. (2000). Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 16(1), 41-47.
- Jones, D. W. (1985). Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental Clinics of North America*, 29(4), 621-644.
- Joynt, R. B., Wiecekowsky, G., Jr, Klockowski, R., & Davis, E. L. (1987). Effects of composite restorations on resistance to cuspal fracture in posterior teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 57(4), 431-435.
- Jung, M., Sehr, K., & Klimek, J. (2007). Surface texture of four nanofilled and one hybrid composite

- after finishing. *Operative Dentistry*, 32(1), 45-52.
- Kalburge, V., Yakub, S. S., Kalburge, J., Hiremath, H., & Chandurkar, A. (2013). A comparative evaluation of fracture resistance of endodontically treated teeth, with variable marginal ridge thicknesses, restored with composite resin and composite resin reinforced with Ribbond: an in vitro study. *Indian Journal of Dental Research: Official Publication of Indian Society for Dental Research*, 24(2), 193-198.
- Kanat-Ertürk, B., Sarıdağ, S., Köseler, E., Helvacioğlu-Yiğit, D., Avcu, E., & Yildiran-Avcu, Y. (2018). Fracture strengths of endocrown restorations fabricated with different preparation depths and CAD/CAM materials. *Dental Materials Journal*, 37(2), 256-265.
- Karaarslan, Y. D. D. E. Ş. , Altıntaş, Y. D. D. , Cebe, D. M. A. & Üşümez, P. D. A. (2011). IŞIKLA AKTİVE EDİLEN DEZENFEKSİYON (PAD) İŞLEMİ UYGULANMIŞ SERAMİK İNLEY RESTORASYONLARDA MİKROSIZINTININ DEĞERLENDİRİLMESİ . Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi , 2011 (2) , 108-114 . Retrieved from <https://dergipark.org.tr/tr/pub/ataunidfd/issue/2476/31678>
- Kaytan, B., Onal, B., Pamir, T., & Tezel, H. (2005). Clinical evaluation of indirect resin composite and ceramic onlays over a 24-month period. *General Dentistry*, 53(5), 329-334.
- Kemaloglu, H., Emin Kaval, M., Turkun, M., & Micoogullari Kurt, S. (2015). Effect of novel restoration techniques on the fracture resistance of teeth treated endodontically: An in vitro study. *Dental Materials Journal*, 34(5), 618-622.
- Kenneth J. Anusavice, D., Shen, C., & Ralph Rawls, H. (2012). *Phillips' Science of Dental Materials*. Elsevier Health Sciences.
- Keshvad, A., Hooshmand, T., Asefzadeh, F., Khalilinejad, F., Alihemmati, M., & Van Noort, R. (2011). Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot-pressed techniques. *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 20(7), 535-540.
- Khan, A. S., Azam, M. T., Khan, M., Mian, S. A., & Ur Rehman, I. (2015). An update on glass fiber dental restorative composites: a systematic review. *Materials Science & Engineering. C, Materials for Biological Applications*, 47, 26-39.
- Khan, S. I., Anupama, R., Deepalakshmi, M., & Kumar, K. S. (2013). Effect of two different types of fibers on the fracture resistance of endodontically treated molars restored with composite resin. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 15(2), 167-171.
- Kheradmandan, S., Koutayas, S. O., Bernhard, M., & Strub, J. R. (2001). Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermo-mechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(4), 361-369.
- Kidd, E. A., & Beighton, D. (1996). Prediction of secondary caries around tooth-colored restorations: a clinical and microbiological study. *Journal of Dental Research*, 75(12), 1942-1946.
- Kim, K.-H., & Okuno, O. (2002). Microfracture behaviour of composite resins containing irregular-shaped fillers. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(12), 1153-1159.
- Kim, K.-H., Ong, J. L., & Okuno, O. (2002). The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(6), 642-649.
- Klapdohr, S., & Moszner, N. (2005). New Inorganic Components for Dental Filling Composites. İçinde *Monatshefte für Chemie - Chemical Monthly* (C. 136, Sayı 1, ss. 21-45). <https://doi.org/10.1007/s00706-004-0254-y>
- Kleverlaan, C. J., & Feilzer, A. J. (2005). Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 21(12), 1150-1157.
- Koc, D., Dogan, A., & Bek, B. (2010). Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. *European Journal of Dentistry*, 4(2), 223-232.
- Korkmaz, Y., Ozel, E., & Attar, N. (2007). Effect of flowable composite lining on microleakage and internal voids in Class II composite restorations. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 9(2), 189-

- Korkmaz, Y., Ozel, E., Attar, N., & Aksoy, G. (2008). The influence of one-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of nanocomposites. *Operative Dentistry*, 33(1), 44-50.
- Krejci, I., Sparr, D., & Lutz, F. (1987). [Three-layer light hardening procedure with traditional composites for Black Class II restorations]. *Die Quintessenz*, 38(7), 1217-1229.
- Kurt, D. E. Ç. , Özdoğan, D. M. S. & Yılmaz, P. D. H. (2006). SEROMERLER VE FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİTLER . Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi , 2006 (2) , 52-60 . Retrieved from <https://dergipark.org.tr/tr/pub/ataunidfd/issue/2495/31896>
- Kupeyan, H. K., Shaffner, M., & Armstrong, J. (2006). Definitive CAD/CAM-guided prosthesis for immediate loading of bone-grafted maxilla: a case report. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 8(3), 161-167.
- Labella, R., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., & Vanherle, G. (1999). Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 15(2), 128-137.
- Landel, R. F., & Nielsen, L. E. (1993). *Mechanical Properties of Polymers and Composites*. <https://doi.org/10.1201/b16929>
- Lander, E., & Dietschi, D. (2008). Endocrowns: a clinical report. *Quintessence International* , 39(2), 99-106.
- Lang, H., Rampado, M., Müllejans, R., & Raab, W. H.-M. (2004). Determination of the dynamics of restored teeth by 3D electronic speckle pattern interferometry. *Lasers in Surgery and Medicine*, 34(4), 300-309.
- Larson, T. D., Douglas, W. H., & Geistfeld, R. E. (1981). Effect of prepared cavities on the strength of teeth. *Operative Dentistry*, 6(1), 2-5.
- Lassila, L., Garoushi, S., Vallittu, P. K., & Säilynoja, E. (2016). Mechanical properties of fiber reinforced restorative composite with two distinguished fiber length distribution. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 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. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 34(4), 598-606.
- Lassila, L., Keulemans, F., Vallittu, P. K., & Garoushi, S. (2020). Characterization of restorative short-fiber reinforced dental composites. *Dental Materials Journal*, 39(6), 992-999.
- Lassila, L., Säilynoja, E., Prinssi, R., Vallittu, P., & Garoushi, S. (2019). Characterization of a new fiber-reinforced flowable composite. *Odontology / the Society of the Nippon Dental University*, 107(3), 342-352.
- Lazarchik, D. A., Hammond, B. D., Sikes, C. L., Looney, S. W., & Rueggeberg, F. A. (2007). Hardness comparison of bulk-filled/transooth and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(2), 129-140.
- Leinfelder, K. F., Radz, G. M., & Nash, R. W. (1998). A report on a new condensable composite resin. *The Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 19(3), 230-232, 234, 236-237.
- Leung, D., Spratt, D. A., Pratten, J., Gulabivala, K., Mordan, N. J., & Young, A. M. (2005). Chlorhexidine-releasing methacrylate dental composite materials. *Biomaterials*, 26(34), 7145-7153.
- 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: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 27(5), 431-438.
- Linn, J., & Messer, H. H. (1994). Effect of restorative procedures on the strength of endodontically treated molars. İçinde *Journal of Endodontics* (C. 20, Sayı 10, ss. 479-485). [https://doi.org/10.1016/s0099-2399\(06\)80043-9](https://doi.org/10.1016/s0099-2399(06)80043-9)
- Liu, P.-R. (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *The Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 26(7), 507-508, 510, 512 passim; quiz 517, 527.

- Li, X., Pongprueksa, P., Van Meerbeek, B., & De Munck, J. (2015). Curing profile of bulk-fill resin-based composites. *Journal of Dentistry*, 43(6), 664-672.
- Lloyd, B. A., McGinley, M. B., & Brown, W. S. (1978). Thermal Stress in Teeth. İçinde *Journal of Dental Research* (C. 57, Sayı 4, ss. 571-582). <https://doi.org/10.1177/00220345780570040701>
- Loewenstein, W. R., & Rathkamp, R. (1955). A study on the pressoreceptive sensibility of the tooth. *Journal of Dental Research*, 34(2), 287-294.
- Lu, H., Trujillo-Lemon, M., Ge, J., & Stansbury, J. W. (2010). Dental resins based on dimer acid dimethacrylates: a route to high conversion with low polymerization shrinkage. *The Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 31 Spec No 2, 1-4.
- Magne, P. (2007). Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 23(5), 539-548.
- Magne, P., & Belser, U. C. (2003). Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 23(6), 543-555.
- Magne, P., Carvalho, A. O., Bruzi, G., Anderson, R. E., Maia, H. P., & Giannini, M. (2014). Influence of no-ferrule and no-post buildup design on the fatigue resistance of endodontically treated molars restored with resin nanoceramic CAD/CAM crowns. *Operative Dentistry*, 39(6), 595-602.
- Magne, P., & Knezevic, A. (2009). Thickness of CAD–CAM composite resin overlays influences fatigue resistance of endodontically treated premolars. İçinde *Dental Materials* (C. 25, Sayı 10, ss. 1264-1268). <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.05.007>
- Malavasi, C. V., Macedo, E. M., Souza, K. da C., Rego, G. F., Schneider, L. F. J., & Cavalcante, L. M. (2015). Surface Texture and Optical Properties of Self-Adhering Composite Materials after Toothbrush Abrasion. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 16(10), 775-782.
- Mandras, R. S., Retief, D. H., & Russell, C. M. (1991). The effects of thermal and occlusal stresses on the microleakage of the Scotchbond 2 dentinal bonding system. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 7(1), 63-67.
- Manhart, J., Chen, H. Y., Neuerer, P., Scheibenbogen-Fuchsbrunner, A., & Hickel, R. (2001). Three-year clinical evaluation of composite and ceramic inlays. *American Journal of Dentistry*, 14(2), 95-99.
- Manhart, J., Kunzelmann, K. H., Chen, H. Y., & Hickel, R. (2000a). Mechanical properties of new composite restorative materials. *Journal of Biomedical Materials Research*, 53(4), 353-361.
- Manhart, J., Kunzelmann, K. H., Chen, H. Y., & Hickel, R. (2000b). Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 16(1), 33-40.
- Manhart, J., Neuerer, P., Scheibenbogen-Fuchsbrunner, A., & Hickel, R. (2000). Three-year clinical evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 84(3), 289-296.
- Mannocci, F., Bertelli, E., Sherriff, M., Watson, T. F., & Ford, T. R. P. (2002). Three-year clinical comparison of survival of endodontically treated teeth restored with either full cast coverage or with direct composite restoration. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(3), 297-301.
- Mantri, S. P., & Mantri, S. S. (2013). Management of shrinkage stresses in direct restorative light-cured composites: a review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry: Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et Al.]*, 25(5), 305-313.
- Manuja, N., Pandit, I. K., Srivastava, N., Gujani, N., & Nagpal, R. (2011). Comparative evaluation of shear bond strength of various esthetic restorative materials to dentin: an in vitro study. *Journal of the Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 29(1), 7-13.
- Marchack, C. B. (2007). CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. İçinde *The Journal of Prosthetic Dentistry* (C. 97, Sayı 6, ss. 389-394). [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(07\)60028-6](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(07)60028-6)

- Marchesi, G., Breschi, L., Antonioli, F., Di Lenarda, R., Ferracane, J., & Cadenaro, M. (2010). Contraction stress of low-shrinkage composite materials assessed with different testing systems. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 26(10), 947-953.
- Maxwell, E. H., Braly, B. V., & Eakle, W. S. (1986). Incompletely fractured teeth--a survey of endodontists. *Oral Surgery, Oral Medicine, and Oral Pathology*, 61(1), 113-117.
- McCabe, J. F., & Rusby, S. (2004). Water absorption, dimensional change and radial pressure in resin matrix dental restorative materials. *Biomaterials*, 25(18), 4001-4007.
- Mehl, A., & Hickel, R. (1999). A new optical 3D-scanning system for CAD/CAM technology. *International Journal of Computerized Dentistry*, 2(2), 129-136.
- Meyer, A., Jr, Cardoso, L. C., Araujo, E., & Baratieri, L. N. (2003). Ceramic inlays and onlays: clinical procedures for predictable results. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry: Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et Al.]*, 15(6), 338-351; discussion 352.
- Miletic, V. (2017). *Dental Composite Materials for Direct Restorations*. Springer.
- Mitra, S. B., Wu, D., & Holmes, B. N. (2003). An application of nanotechnology in advanced dental materials. *Journal of the American Dental Association*, 134(10), 1382-1390.
- Miyazaki, M., Ando, S., Hinoura, K., Onose, H., & Moore, B. K. (1995). Influence of filler addition to bonding agents on shear bond strength to bovine dentin. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 11(4), 234-238.
- Monaco, C., Baldissara, P., dall'Orologio, G. D., & Scotti, R. (2001). Short-term clinical evaluation of inlay and onlay restorations made with a ceromer. *The International Journal of Prosthodontics*, 14(1), 81-86.
- Mondelli, J., Steagall, L., Ishikiriama, A., de Lima Navarro, M. F., & Soares, F. B. (1980). Fracture strength of human teeth with cavity preparations. İçinde *The Journal of Prosthetic Dentistry* (C. 43, Sayı 4, ss. 419-422). [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(80\)90213-9](https://doi.org/10.1016/0022-3913(80)90213-9)
- Morimoto, S., Vieira, G. F., Agra, C. M., Sesma, N., & Gil, C. (2009). Fracture strength of teeth restored with ceramic inlays and overlays. *Brazilian Dental Journal*, 20(2), 143-148.
- Moszner, N., & Salz, U. (2001). New developments of polymeric dental composites. İçinde *Progress in Polymer Science* (C. 26, Sayı 4, ss. 535-576). [https://doi.org/10.1016/s0079-6700\(01\)00005-3](https://doi.org/10.1016/s0079-6700(01)00005-3)
- Munck, J. D., 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. İçinde *Journal of Dental Research* (C. 84, Sayı 2, ss. 118-132). <https://doi.org/10.1177/154405910508400204>
- Nagasiri, R., & Chitmongkolsuk, S. (2005). Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage: a retrospective cohort study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(2), 164-170.
- Nandini, S. (2010). Indirect resin composites. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 13(4), 184-194.
- Nayyar, A., Walton, R. E., & Leonard, L. A. (1980). An amalgam coronal-radicular dowel and core technique for endodontically treated posterior teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 43(5), 511-515.
- Oh, S. C., Dong, J. K., Lüthy, H., & Schärer, P. (2000). Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *The International Journal of Prosthodontics*, 13(6), 468-472.
- Opdam, N. J. M., Bronkhorst, E. M., Loomans, B. A. C., & Huysmans, M. C. D. N. J. M. (2010). 12-year survival of composite vs. amalgam restorations. *Journal of Dental Research*, 89(10), 1063-1067.
- Ortengren, U., Andersson, F., Elgh, U., Terselius, B., & Karlsson, S. (2001). Influence of pH and storage time on the sorption and solubility behaviour of three composite resin materials. *Journal of Dentistry*, 29(1), 35-41.

- Oskoe, S. K., Drummond, J. L., & Rockne, K. J. (2019). The effect of esterase enzyme on aging dental composites. *İçinde Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* (C. 107, Sayı 6, ss. 2178-2184). <https://doi.org/10.1002/jbm.b.34313>
- Owen, C. P. (1986). Factors influencing the retention and resistance of preparations for cast intracoronal restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 55(6), 674-677.
- Özer, S., Gönülol, N., Tunç, E. Ş., & Ay, T. (2015). Farklı polimerizasyon protokolleri ve yüzey uygulama metodlarının iki farklı fissür örtücünün makaslama bağlanma dayanım kuvveti üzerine etkisi. *İçinde Acta Odontologica Turcica* (C. 33, Sayı 2). <https://doi.org/10.17214/aot.78848>
- Ozer, S., Sen Tunc, E., Tuloglu, N., & Bayrak, S. (2014). Solubility of two resin composites in different mouthrinses. *BioMed Research International*, 2014, 580675.
- Ozsevik, A. S., Yildirim, C., Aydin, U., Culha, E., & Surmelioglu, D. (2016). Effect of fibre-reinforced composite on the fracture resistance of endodontically treated teeth. *Australian Endodontic Journal: The Journal of the Australian Society of Endodontology Inc*, 42(2), 82-87.
- Papa, J., Cain, C., & Messer, H. H. (1994). Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. *Endodontics & Dental Traumatology*, 10(2), 91-93.
- Park, Y. J., Chae, K. H., & Rawls, H. R. (1999). Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 15(2), 120-127.
- Par, M., Gamulin, O., Marovic, D., Klaric, E., & Tarle, Z. (2015). Raman spectroscopic assessment of degree of conversion of bulk-fill resin composites--changes at 24 hours post cure. *Operative Dentistry*, 40(3), E92-E101.
- Pashley, D. H., Tay, F. R., Breschi, L., Tjäderhane, L., Carvalho, R. M., Carrilho, M., & Tezvergil-Mutluay, A. (2011). State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 27(1), 1-16.
- Pashley, D., Okabe, A., & Parham, P. (1985). The relationship between dentin microhardness and tubule density. *Endodontics & Dental Traumatology*, 1(5), 176-179.
- Pehlivan, N., & Karacaer, Ö. (2014). Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinlerin güçlendirilmesi. *İçinde Acta Odontologica Turcica* (C. 31, Sayı 3, s. 160). <https://doi.org/10.17214/aot.66166>
- Perdigão, J., Carmo, A. R. P., Anauate-Netto, C., Amore, R., Lewgoy, H. R., Cordeiro, H. J. D., Dutra-Corrêa, M., & Castilhos, N. (2005). Clinical performance of a self-etching adhesive at 18 months. *American Journal of Dentistry*, 18(2), 135-140.
- Peroz, I., Blankenstein, F., Lange, K.-P., & Naumann, M. (2005). Restoring endodontically treated teeth with posts and cores--a review. *Quintessence International*, 36(9), 737-746.
- Peumans, M., De Munck, J., Van Landuyt, K., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2007). Five-year clinical effectiveness of a two-step self-etching adhesive. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 9(1), 7-10.
- Peumans, M., De Munck, J., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2010). Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 26(12), 1176-1184.
- Peutzfeldt, A. (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European Journal of Oral Sciences*, 105(2), 97-116.
- Pissis, P. (1995). Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry: PPAD*, 7(5), 83-94.
- Pitchika, V., Birlbauer, S., Chiang, M.-L., Schuldt, C., Crispin, A., Hickel, R., & Kühnisch, J. (2018). Shear bond strength and microleakage of a new self-etch adhesive pit and fissure sealant. *Dental Materials Journal*, 37(2), 266-271.
- Ploumaki, A., Bilkhair, A., Tuna, T., Stampf, S., & Strub, J. R. (2013). Success rates of prosthetic restorations on endodontically treated teeth; a systematic review after 6 years. *Journal of Oral Rehabilitation*, 40(8), 618-630.

- Pol, C. W. P., & Kalk, W. (2011). A systematic review of ceramic inlays in posterior teeth: an update. *The International Journal of Prosthodontics*, 24(6), 566-575.
- Quinn, G. D. (2015). On edge chipping testing and some personal perspectives on the state of the art of mechanical testing. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 31(1), 26-36.
- 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.
- Raigrodski, A. J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 557-562.
- Randow, K., & Glantz, P. O. (1986). On cantilever loading of vital and non-vital teeth. An experimental clinical study. *Acta Odontologica Scandinavica*, 44(5), 271-277.
- Rastelli, A. N. S., Jacomassi, D. P., Faloni, A. P. S., Queiroz, T. P., Rojas, S. S., Bernardi, M. I. B., Bagnato, V. S., & Hernandez, A. C. (2012). The filler content of the dental composite resins and their influence on different properties. *Microscopy Research and Technique*, 75(6), 758-765.
- Reeh, E. S., Douglas, W. H., & Messer, H. H. (1989a). Stiffness of endodontically-treated teeth related to restoration technique. *Journal of Dental Research*, 68(11), 1540-1544.
- Reeh, E. S., Messer, H. H., & Douglas, W. H. (1989b). Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *Journal of Endodontia*, 15(11), 512-516.
- Rinastiti, M., Özcan, M., Siswomihardjo, W., & Busscher, H. J. (2011). Effects of surface conditioning on repair bond strengths of non-aged and aged microhybrid, nanohybrid, and nanofilled composite resins. *Clinical Oral Investigations*, 15(5), 625-633.
- Rivera, E. M., & Yamauchi, M. (1993). Site comparisons of dentine collagen cross-links from extracted human teeth. *Archives of Oral Biology*, 38(7), 541-546.
- Robbins, J. W. (2002). Restoration of the endodontically treated tooth. *Dental Clinics of North America*, 46(2), 367-384.
- Roberson, T., Heymann, H. O., & Swift, E. J., Jr. (2006). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. Elsevier Health Sciences.
- Rocca, G. T., Saratti, C. M., Poncet, A., Feilzer, A. J., & Krejci, I. (2016). The influence of FRCs reinforcement on marginal adaptation of CAD/CAM composite resin endocrowns after simulated fatigue loading. *Odontology / the Society of the Nippon Dental University*, 104(2), 220-232.
- Rocca, G. T., Sedlakova, P., Saratti, C. M., Sedlacek, R., Gregor, L., Rizcalla, N., Feilzer, A. J., & Krejci, I. (2016). Fatigue behavior of resin-modified monolithic CAD-CAM RNC crowns and endocrowns. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 32(12), e338-e350.
- Romania, C., Beltes, P., Boutsoukis, C., & Dandakis, C. (2009). Ex-vivo area-metric analysis of root canal obturation using gutta-percha cones of different taper. *International Endodontic Journal*, 42(6), 491-498.
- Rosatto, C. M. P., Bicalho, A. A., Verissimo, C., Bragança, G. F., Rodrigues, M. P., Tantbirojn, D., Versluis, A., & Soares, C. J. (2015). Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. *Journal of Dentistry*, 43(12), 1519-1528.
- Rouhollahi, M., Mohammadibasir, M., & Talim, S. (2012). Comparative depth of cure among two light-cured core build-up composites by surface vickers hardness. *Journal of Dentistry*, 9(3), 255-261.
- Roulet, J. F., & Noack, M. J. (1991). Criteria for substituting amalgam with composite resins. *International Dental Journal*, 41(4), 195-205.
- Ruddell, D. E., Maloney, M. M., & Thompson, J. Y. (2002). Effect of novel filler particles on the mechanical and wear properties of dental composites. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 18(1), 72-80.

- Rueggeberg, F. A. (1991). Substrate for adhesion testing to tooth structure - review of the literature. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 7(1), 2-10.
- Rueggeberg, F. A., Giannini, M., Arrais, C. A. G., & Price, R. B. T. (2017). Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Brazilian Oral Research*, 31(suppl 1), e61.
- Rüttermann, S., Krüger, S., Raab, W. H.-M., & Janda, R. (2007). Polymerization shrinkage and hygroscopic expansion of contemporary posterior resin-based filling materials--a comparative study. *Journal of Dentistry*, 35(10), 806-813.
- Ruyter, I. E., & Oysa, H. (1987). Composites for use in posterior teeth: composition and conversion. *Journal of Biomedical Materials Research*, 21(1), 11-23.
- Sadighpour, L., Geramipour, F., & Raeesi, B. (2006). In Vitro Mechanical Tests for Modern Dental Ceramics. *Frontiers in Dentistry*, 143-152.
- Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2012). *Craig's restorative dental materials*. Elsevier/Mosby.
- Saridag, S., Sevimay, M., & Pekkan, G. (2013). Fracture resistance of teeth restored with all-ceramic inlays and onlays: an in vitro study. *Operative Dentistry*, 38(6), 626-634.
- Sarrett, D. C. (2005). Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 21(1), 9-20.
- Sathorn, C., Palamara, J. E. A., & Messer, H. H. (2005a). A comparison of the effects of two canal preparation techniques on root fracture susceptibility and fracture pattern. *Journal of Endodontia*, 31(4), 283-287.
- Sathorn, C., Palamara, J. E. A., Palamara, D., & Messer, H. H. (2005b). Effect of root canal size and external root surface morphology on fracture susceptibility and pattern: a finite element analysis. *Journal of Endodontia*, 31(4), 288-292.
- Scheibe, K. G. B. A., Almeida, K. G. B., Medeiros, I. S., Costa, J. F., & Alves, C. M. C. (2009). Effect of different polishing systems on the surface roughness of microhybrid composites. *Journal of Applied Oral Science: Revista FOB*, 17(1), 21-26.
- Scherrer, S. S., Kelly, J. R., Quinn, G. D., & Xu, K. (1999). Fracture toughness (K_{IC}) of a dental porcelain determined by fractographic analysis. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 15(5), 342-348.
- 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. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 105(4), 217-226.
- Schmidlin, P. R., & Göhring, T. N. (2004). Finishing tooth-colored restorations in vitro: an index of surface alteration and finish-line destruction. *Operative Dentistry*, 29(1), 80-86.
- Schreiber, C. K. (1974). The clinical application of carbon fibre/polymer denture bases. İçinde *British Dental Journal* (C. 137, Sayı 1, ss. 21-22). <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4803230>
- Schwartz, R. S., & Robbins, J. W. (2004). Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *Journal of Endodontia*, 30(5), 289-301.
- Scotti, N., Eruli, C., Comba, A., Paolino, D. S., Alovise, M., Pasqualini, D., & Berutti, E. (2015). Longevity of class 2 direct restorations in root-filled teeth: A retrospective clinical study. İçinde *Journal of Dentistry* (C. 43, Sayı 5, ss. 499-505). <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.02.006>
- Scotti, N., Forniglia, A., Michelotto Tempesta, R., Comba, A., Saratti, M. C., Pasqualini, D., Alovise, M., & Berutti, E. (2017). Corrigendum to "Effects of fiber-glass-reinforced composite restorations on fracture resistance and failure mode of endodontically treated molars" [J. Dent. 53 (2016) 82-87]. *Journal of Dentistry*, 57, e2.
- Sengun, A., Cobankara, F. K., & Orucoglu, H. (2008). Effect of a new restoration technique on fracture resistance of endodontically treated teeth. *Dental Traumatology: Official Publication of International Association for Dental Traumatology*, 24(2), 214-219.
- Seow, L. L., Toh, C. G., & Wilson, N. H. F. (2015). Strain measurements and fracture resistance of endodontically treated premolars restored with all-ceramic restorations. *Journal of Dentistry*,

- Shaan, O. O., Abou-Auf, E., & El Zoghby, A. F. (2017). Clinical evaluation of flowable resin composite versus conventional resin composite in carious and noncarious lesions: Systematic review and meta-analysis. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 20(6), 380-385.
- Shathi, I. J., Hossain, M., Gafur, M. A., Rana, M. S., & Alam, M. S. (2017). A comparative study of microleakage between giomer and ormocer restoration in class I cavity of first permanent premolar teeth in vivo. İçinde *Bangabandhu Sheikh Mujib Medical University Journal* (C. 10, Sayı 4, s. 214). <https://doi.org/10.3329/bsmmuj.v10i4.34284>
- Sheth, J. J., Fuller, J. L., & Jensen, M. E. (1988). Cuspal deformation and fracture resistance of teeth with dentin adhesives and composites. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 60(5), 560-569.
- Shin, D.-H., & Rawls, H. R. (2009). Degree of conversion and color stability of the light curing resin with new photoinitiator systems. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 25(8), 1030-1038.
- Sjögren, G., Molin, M., & van Dijken, J. W. V. (2004). A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. *The International Journal of Prosthodontics*, 17(2), 241-246.
- Skinner, E. W., & Phillips, R. W. (1982). *Skinner's Science of Dental Materials*. W.B. Saunders Company.
- Smith, D. C. (1962). Recent developments and prospects in dental polymers. İçinde *The Journal of Prosthetic Dentistry* (C. 12, Sayı 6, ss. 1066-1078). [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(62\)90162-2](https://doi.org/10.1016/0022-3913(62)90162-2)
- Soares, C. J., Bicalho, A. A., Tantbirojn, D., & Versluis, A. (2013). Polymerization shrinkage stresses in a premolar restored with different composite resins and different incremental techniques. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 15(4), 341-350.
- Soares, C. J., Bicalho, A. A., Verissimo, C., Soares, P., Tantbirojn, D., & Versluis, A. (2016). Delayed Photo-activation Effects on Mechanical Properties of Dual Cured Resin Cements and Finite Element Analysis of Shrinkage Stresses in Teeth Restored With Ceramic Inlays. *Operative Dentistry*, 41(5), 491-500.
- Soares, C. J., Martins, L. R. M., Pfeifer, J. M. G. A., & Giannini, M. (2004). Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlay systems. *Quintessence International* , 35(4), 281-286.
- 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. *Brazilian Oral Research*, 19(1), 11-16.
- Söderholm, K. J., & Mariotti, A. (1999). BIS-GMA--based resins in dentistry: are they safe? *Journal of the American Dental Association* , 130(2), 201-209.
- Soh, M. S., Yap, A. U. J., & Sellinger, A. (2007). Physicomechanical evaluation of low-shrinkage dental nanocomposites based on silsesquioxane cores. *European Journal of Oral Sciences*, 115(3), 230-238.
- Soh, M. S., Yap, A. U. J., & Siow, K. S. (2003). Effectiveness of composite cure associated with different curing modes of LED lights. *Operative Dentistry*, 28(4), 371-377.
- Stahl, F., Ashworth, S. H., Jandt, K. D., & Mills, R. W. (2000). Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials*, 21(13), 1379-1385.
- Stansbury, J. W. (2000). Curing Dental Resins and Composites by Photopolymerization. İçinde *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* (C. 12, Sayı 6, ss. 300-308). <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2000.tb00239.x>
- Steele, A., & Johnson, B. R. (1999). In vitro fracture strength of endodontically treated premolars. *Journal of Endodontia*, 25(1), 6-8.
- Strub, J. R., Dianne Rekow, E., & Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations. İçinde *The Journal of the American Dental Association* (C. 137, Sayı 9, ss.

- 1289-1296). <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2006.0389>
- Stuart, C. H., Schwartz, S. A., & Beeson, T. J. (2006). Reinforcement of immature roots with a new resin filling material. *Journal of Endodontia*, 32(4), 350-353.
- Subramani, K., & Ahmed, W. (2017). *Emerging Nanotechnologies in Dentistry*. William Andrew.
- Taha, N. A., Palamara, J. E., & Messer, H. H. (2011). Fracture strength and fracture patterns of root filled teeth restored with direct resin restorations. *Journal of Dentistry*, 39(8), 527-535.
- Tamura, Y., Kakuta, K., & Ogura, H. (2013). Wear and mechanical properties of composite resins consisting of different filler particles. *Odontology / the Society of the Nippon Dental University*, 101(2), 156-169.
- Tanalp, J., Güven, E. P., & Oktay, I. (2013). Evaluation of dental students' perception and self-confidence levels regarding endodontic treatment. *European Journal of Dentistry*, 7(2), 218-224.
- Taniguchi, N. (1974). On the Basic concept of Nanotechnology. *Proceeding of the ICPE*. <https://ci.nii.ac.jp/naid/10008480916/>
- Tarle, Z., Attin, T., Marovic, D., Andermatt, L., Ristic, M., & Tauböck, T. T. (2015). Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites. *İçinde Clinical Oral Investigations* (C. 19, Sayı 4, ss. 831-840). <https://doi.org/10.1007/s00784-014-1302-6>
- Tarle, Z., Meniga, A., Ristic, M., Sutalo, J., Pichler, G., & Davidson, C. L. (1998). The effect of the photopolymerization method on the quality of composite resin samples. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25(6), 436-442.
- Tekçe, N., Pala, K., Demirci, M., & Tuncer, S. (2016). Influence of different composite materials and cavity preparation designs on the fracture resistance of mesio-occluso-distal inlay restoration. *Dental Materials Journal*, 35(3), 523-531.
- Tezvergil-Mutluay, A., Lassila, L. V. J., & Vallittu, P. K. (2007). Degree of conversion of dual-cure luting resins light-polymerized through various materials. *Acta Odontologica Scandinavica*, 65(4), 201-205.
- Topal, B. G., & Kızıoğlu, Z. (2016). Tükürük ve nem kontaminasyonunun fissür örtücü başarısızlığındaki rolü. *Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 7(3), 45-50.
- Touati, B. (1996). The evolution of aesthetic restorative materials for inlays and onlays: a review. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry: PPAD*, 8(7), 657-666; quiz 668.
- Toz, T., Tuncer, S., Öztürk Bozkurt, F., Kara Tuncer, A., & Gözükarı Bağ, H. (2015). The effect of bulk-fill flowable composites on the fracture resistance and cuspal deflection of endodontically treated premolars. *Journal of adhesion science and technology*, 29(15), 1581-1592.
- Trope, M., Langer, I., Maltz, D., & Tronstad, L. (1986). Resistance to fracture of restored endodontically treated premolars. *Endodontics & Dental Traumatology*, 2(1), 35-38.
- Trushkowsky, R. D., & Burgess, J. O. (2002). Complex single-tooth restorations. *İçinde Dental Clinics of North America* (C. 46, Sayı 2, ss. 341-365). [https://doi.org/10.1016/s0011-8532\(01\)00002-7](https://doi.org/10.1016/s0011-8532(01)00002-7)
- Tzimas, K., Tsiafita, M., Gerasimou, P., & Tsitrou, E. (2018). Endocrown restorations for extensively damaged posterior teeth: clinical performance of three cases. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 43(4), e38.
- Uluakay, M., İnan, H., Yamanel, K., & Arhun, N. (2011). Kompozit Rezinler Ve Polimerizasyon Büzülmesi. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 5, 895-902.
- Ure, D., & Harris, J. (2003). Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *Dental Update*, 30(1), 10-15.
- Ureyen Kaya, B., Kecici, A. D., Guldaz, H. E., & Orhan, H. (2013). A retrospective radiographic study of coronal-periapical status and root canal filling quality in a selected adult Turkish population. *Medical Principles and Practice: International Journal of the Kuwait University, Health Science Centre*, 22(4), 334-339.
- Vallittu, P. K. (1998). The effect of glass fiber reinforcement on the fracture resistance of a provisional fixed partial denture. *İçinde The Journal of Prosthetic Dentistry* (C. 79, Sayı 2, ss. 125-130).

- Vallittu, P. K. (1999). Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(3), 318-326.
- Vallittu, P. K. (2015). High-aspect ratio fillers: fiber-reinforced composites and their anisotropic properties. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 31(1), 1-7.
- Vallittu, P. K., Lassila, V. P., & Lappalainen, R. (1994). Transverse strength and fatigue of denture acrylic-glass fiber composite. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 10(2), 116-121.
- Vallittu, P., & Özcan, M. (2017). *Clinical Guide to Principles of Fiber-Reinforced Composites in Dentistry*. Woodhead Publishing.
- van Dijken, J. W. (1999). All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *The Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 20(12), 1115-1124, 1126 passim; quiz 1136.
- van Dijken, J. W. V., & Sunnegårdh-Grönberg, K. (2006). Fiber-reinforced packable resin composites in Class II cavities. *Journal of Dentistry*, 34(10), 763-769.
- Van Ende, A., De Munck, J., Lise, D. P., & Van Meerbeek, B. (2017). Bulk-Fill Composites: A Review of the Current Literature. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 19(2), 95-109.
- Van Landuyt, K. L., Snauwaert, J., De Munck, J., Peumans, M., Yoshida, Y., Poitevin, A., Coutinho, E., Suzuki, K., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2007). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, 28(26), 3757-3785.
- Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A., & De Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 26(2), e100-e121.
- Van Meerbeek Vargas M Inoue S Yoshida Y Peumans M Lambrechts P Vanherle, G. (2001). Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Içinde Oper Dent* (ss. 119-144).
- Van Noort, R. (2013). *Introduction to Dental Materials*. Elsevier Health Sciences.
- Versluis, A., Messer, H. H., & Pintado, M. R. (2006). Changes in compaction stress distributions in roots resulting from canal preparation. *International Endodontic Journal*, 39(12), 931-939.
- Vichi, A., Margvelashvili, M., Goracci, C., Papacchini, F., & Ferrari, M. (2013). Bonding and sealing ability of a new self-adhering flowable composite resin in class I restorations. *Clinical Oral Investigations*, 17(6), 1497-1506.
- Vire, D. E. (1991). Failure of endodontically treated teeth: Classification and evaluation. *Içinde Journal of Endodontics* (C. 17, Sayı 7, ss. 338-342). [https://doi.org/10.1016/s0099-2399\(06\)81702-4](https://doi.org/10.1016/s0099-2399(06)81702-4)
- Visible light-cured composites and activating units. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. (1985). *Journal of the American Dental Association* , 110(1), 100-102.
- Waltimo, A., & Könönen, M. (1993). A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scandinavian Journal of Dental Research*, 101(3), 171-175.
- Wei, Y.-J., Silikas, N., Zhang, Z.-T., & Watts, D. C. (2011). Diffusion and concurrent solubility of self-adhering and new resin-matrix composites during water sorption/desorption cycles. *Içinde Dental Materials* (C. 27, Sayı 2, ss. 197-205). <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.014>
- Wendt, S. L., Jr, Harris, B. M., & Hunt, T. E. (1987). Resistance to cusp fracture in endodontically treated teeth. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 3(5), 232-235.
- Whitworth, J. (2005). Methods of filling root canals: principles and practices. *Endodontic Topics*, 12(1), 2-24.
- Wiegand, A., Buchalla, W., & Attin, T. (2007). Review on fluoride-releasing restorative materials--fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 23(3), 343-362.

- Wilcox, L. R., Roskelley, C., & Sutton, T. (1997). The relationship of root canal enlargement to finger-spreader induced vertical root fracture. *Journal of Endodontia*, 23(8), 533-534.
- Wilkinson, K. L., Beeson, T. J., & Kirkpatrick, T. C. (2007). Fracture Resistance of Simulated Immature Teeth Filled with Resilon, Gutta-Percha, or Composite. *Çinde Journal of Endodontics* (C. 33, Sayı 4, ss. 480-483). <https://doi.org/10.1016/j.joen.2006.11.014>
- Williams, R. J., Bibb, R., & Rafik, T. (2004). A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(1), 85-88.
- Wolter, H., Storch, W., & Ott, H. (1994). New Inorganic/Organic Copolymers (Ormocer®s) for Dental Applications. *MRS Online Proceedings Library (OPL)*, 346, 143.
- Xu, H. H. (1999). Dental composite resins containing silica-fused ceramic single-crystalline whiskers with various filler levels. *Journal of Dental Research*, 78(7), 1304-1311.
- Xu, H. H. K., Moreau, J. L., Sun, L., & Chow, L. C. (2010). Novel CaF(2) nanocomposite with high strength and fluoride ion release. *Journal of Dental Research*, 89(7), 739-745.
- Xu, H. H. K., Quinn, J. B., Smith, D. T., Giuseppetti, A. A., & Eichmiller, F. C. (2003). Effects of different whiskers on the reinforcement of dental resin composites. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 19(5), 359-367.
- Xu, H. H. K., Sun, L., Weir, M. D., Antonucci, J. M., Takagi, S., Chow, L. C., & Peltz, M. (2006). Nano DCPA-whisker composites with high strength and Ca and PO(4) release. *Journal of Dental Research*, 85(8), 722-727.
- Xu, H. H. K., Weir, M. D., Sun, L., Moreau, J. L., Takagi, S., Chow, L. C., & Antonucci, J. M. (2010). Strong nanocomposites with Ca, PO(4), and F release for caries inhibition. *Journal of Dental Research*, 89(1), 19-28.
- Xu, H. H., Martin, T. A., Antonucci, J. M., & Eichmiller, F. C. (1999). Ceramic whisker reinforcement of dental resin composites. *Journal of Dental Research*, 78(2), 706-712.
- Yang, A., Lamichhane, A., & Xu, C. (2015). Remaining coronal dentin and risk of fiber-reinforced composite post-core restoration failure: a meta-analysis. *The International Journal of Prosthodontics*, 28(3), 258-264.
- Yap, A. U. J., Tan, B. W. Y., Tay, L. C., Chang, K. M., Loy, T. K., & Mok, B. Y. Y. (2003). Effect of mouthrinses on microhardness and wear of composite and compomer restoratives. *Operative Dentistry*, 28(6), 740-746.
- Yasa, B., Arslan, H., Yasa, E., Akcay, M., & Hatirli, H. (2016). Effect of novel restorative materials and retention slots on fracture resistance of endodontically-treated teeth. *Acta Odontologica Scandinavica*, 74(2), 96-102.
- Yazici, A. R., Celik, C., Dayangaç, B., & Oztgünlaltay, G. (2007). The effect of curing units and staining solutions on the color stability of resin composites. *Operative Dentistry*, 32(6), 616-622.
- Yeolekar, T. S., Chowdhary, N. R., Mukunda, K. S., & Kiran, N. K. (2015). Evaluation of Microleakage and Marginal Ridge Fracture Resistance of Primary Molars Restored with Three Restorative Materials: A Comparative in vitro Study. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 8(2), 108-113.
- Yildiz, C., Vanlioğlu, B. A., Evren, B., Uludamar, A., & Ozkan, Y. K. (2013). Marginal-internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM crown restorations. *Dental Materials Journal*, 32(1), 42-47.
- Yiu, C. K. Y., King, N. M., Pashley, D. H., Suh, B. I., Carvalho, R. M., Carrilho, M. R. O., & Tay, F. R. (2004). Effect of resin hydrophilicity and water storage on resin strength. *Biomaterials*, 25(26), 5789-5796.
- Yoshida, Y., Yoshihara, K., Nagaoka, N., Hayakawa, S., Torii, Y., Ogawa, T., Osaka, A., & Van Meerbeek, B. (2012). Self-assembled Nano-layering at the Adhesive interface. *Journal of Dental Research*, 91(4), 376-381.
- Yoshihara, K., Yoshida, Y., Nagaoka, N., Fukegawa, D., Hayakawa, S., Mine, A., Nakamura, M., Minagi, S., Osaka, A., Suzuki, K., & Van Meerbeek, B. (2010). Nano-controlled molecular

- interaction at adhesive interfaces for hard tissue reconstruction. *Acta Biomaterialia*, 6(9), 3573-3582.
- Yüzügüllü, B., & Avci, M. (2008). The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 10(2), 113-121.
- Zandinejad, A. A., Atai, M., & Pahlevan, A. (2006). The effect of ceramic and porous fillers on the mechanical properties of experimental dental composites. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 22(4), 382-387.
- Zaruba, M., Wegehaupt, F. J., & Attin, T. (2013). Comparison between different flow application techniques: SDR vs flowable composite. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 15(2), 115-121.
- Zimmerli, B., Strub, M., Jeger, F., Stadler, O., & Lussi, A. (2010). Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweizer Monatsschrift Fur Zahnmedizin = Revue Mensuelle Suisse D'odonto-Stomatologie = Rivista Mensile Svizzera Di Odontologia E Stomatologia / SSO*, 120(11), 972-986.
- Zorzin, J., Maier, E., Harre, S., Fey, T., Belli, R., Lohbauer, U., Petschelt, A., & Taschner, M. (2015). Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 31(3), 293-301.
- Zou, Y., Bai, J., & Xiang, J. (2018). Clinical performance of CAD/CAM-fabricated monolithic zirconia endocrowns on molars with extensive coronal loss of substance. *International Journal of Computerized Dentistry*, 21(3), 225-232.

8. TURNİTİN RAPORU

Endodontik Tedavi Sonrası Farklı Materyal ve Tekniklerle Yapılan Restorasyonların Dişin Kırılma Dayanımına Etkisi : İn Vitro Çalışma

ORIGINALITY REPORT

19%

SIMILARITY INDEX

PRIMARY SOURCES

1	acikbilim.yok.gov.tr Internet	2022 words — 11%
2	dergipark.org.tr Internet	315 words — 2%
3	docplayer.biz.tr Internet	223 words — 1%
4	dergipark.gov.tr Internet	207 words — 1%
5	acikerisimarsiv.selcuk.edu.tr:8080 Internet	145 words — 1%
6	acikerisim.dicle.edu.tr Internet	138 words — 1%
7	books.akademisyen.net Internet	90 words — < 1%
8	KOSHİ, Fjolla, CENGİZ, Esra, ER, Faruk and ULUSOY, Nuran. "RESTORATİF DİŞ HEKİMLİĞİNDE NANOTEKNOLOJİ", Atatürk Üniversitesi, 2015. Publications	57 words — < 1%