



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**AŞIRI KRON HARABİYETLİ ENDODONTİK TEDAVİLİ
PREMOLARLARDA İKİ FARKLI FİBER İLE GÜÇLENDİRİLEN
DİREKT KOMPOZİT ENDOKRONLARIN BASMA
DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. DERSİM GÖKCE

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. EMRAH AYNA

DIYARBAKIR-2022



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**AŞIRI KRON HARABİYETLİ ENDODONTİK TEDAVİLİ
PREMOLARLARDA İKİ FARKLI FİBER İLE
GÜÇLENDİRİLEN DİREKT KOMPOZİT ENDOKRONLARIN
BASMA DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. DERSİM GÖKCE
DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Prof. Dr. EMRAH AYNA

DİYARBAKIR-2022

Bu araştırma Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından SBE.21.009 numaralı proje olarak desteklenmiştir.



DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ONAY



BEYAN

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

12/04/2022

Dt. Dersim GÖKCE

İmza

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca her daim yol gösterici olan ve yeni kapılar açan, takıldığım her noktada tecrübesiyle beni destekleyen tez danışmanım ve değerli hocam Sayın Prof. Dr. Emrah AYNA'ya,

Uzmanlık eğitimim boyunca değerli fikirleriyle bana yol gösteren değerli hocam Sayın Prof. Dr. Zelal SEYFİOĞLU POLAT'a,

Eğitim sürecimde bilgilerini esirgemeyen Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı' nın değerli öğretim üyelerine,

Tez çalışmama yaptıkları materyal desteğinden dolayı UMG Uysal Medikal firması adına Sayın Fatih UYSAL' a,

Tez çalışmamda kullandığım kompozit materyalinin AR-GE çalışmasını yapan Sayın Prof. Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ'e ve Sayın Prof. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ'a; Yıldız Teknik Üniversitesi Kimya ve Metalürji Fakültesi öğretim üyesi Sayın Prof. Dr. Afife Binnaz HAZAR YORUÇ'a ve Sayın Öğr. Gör. Dr. Aysu AYDINOĞLU' na,

Tez çalışmamda desteğini esirgemeyen Dr. Öğr. Üyesi Server MUTLUAY ÜNAL'a

Tez çalışmamın istatistiksel analizinde desteklerini esirgemeyen Sayın Dr. Öğr. Üyesi Ersin UYSAL' a

Birlikte güzel günler geçirdiğimiz ve her zaman yanımda olan değerli asistan arkadaşlarıma, meslektaşlarıma, öğrencilerime ve yardımlarını esirgemeyen yardımcı personel ve laboratuvar çalışanlarımıza,

Uzmanlık eğitimim boyunca her zaman yanımda olan değerli dostlarım ve asistan arkadaşlarım Dt. Verda Gökçe ÇAKAR ve Dt. Kübra KIZILOVA'ya,

Hayatım boyunca her anımda ve kararımda yanımda olan, desteğini esirgemeyen ve emeklerinin karşılığını hiçbir zaman ödeyemeyeceğim CANIM AİLEME teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	I
TEŞEKKÜR	II
İÇİNDEKİLER	III
SEMBOLLER/KISALTMALAR DİZİNİ.....	VI
ŞEKİLLER DİZİNİ	VIII
RESİMLER DİZİNİ	IX
TABLolar DİZİNİ	XIII
1. ÖZET	1
2. SUMMARY	3
3. GİRİŞ VE AMAÇ	5
4. GENEL BİLGİLER.....	7
4.1. Endodontik Tedavili Dişlerde Meydana Gelen Mekanik Ve Biyolojik Değişiklikler	7
4.1.1. Mekanik değişiklikler	7
4.1.2. Biyolojik Değişiklikler	10
4.2. Endodontik Tedavili Dişlerin Başarısına Etki Eden Faktörler	11
4.2.1. Endodontik tedavili bir dişte restorasyon seçimini etkileyen faktörler	12
4.2.1.1 Koronal Diş Yapısının Zayıflaması	12
4.2.1.2. Endodontik Tedavinin Dişin Fiziksel Özelliklerini Değiştirmesi.....	13
4.2.1.3. Kök Kanal Dolgusunun Korunması	13
4.2.1.4. Kök Kanal Dolgusunun Kalitesi	14
4.3. Koronal Restorasyona Tüberküllerin Dahil Edilmesinin Restorasyon Başarısına Etkisi	14
4.4. Aşırı Madde Kaybına Uğramış Endodontik Tedavili Posterior Dişlerde Restoratif Tedavi Yaklaşımı.....	15
4.4.1. Kök Kanal Destekli Restorasyonlar.....	15
4.4.1.1. Post–Kor Restorasyonlar.....	15
4.4.1.2. Korona-Radiküler Restorasyonlar.....	17
4.4.2. Kök Kanal Desteksiz Restorasyonlar	17
4.4.2.1. Amalgam Restorasyonlar	17
4.4.2.2. Tam Kron Restorasyonlar	18

4.4.2.3. İnlay, Onlay, Overlay Restorasyonlar	19
4.4.2.4. Kompozit Restorasyonlar	20
4.4.2.4.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı	21
4.4.2.4.2. Kompozit Rezinlerin Yapısında Bulunan Diğer Bileşenler	24
4.4.2.4.3. Kompozit Rezin Sınıflaması	25
4.4.2.4.3.1. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezin Sınıflaması	25
4.4.2.4.3.2. Visközitelerine Göre Kompozit Rezin Sınıflaması	27
4.4.2.4.3.3. İçerdikleri Partikül Boyutuna Ve İnorganik Doldurucu Miktarına Göre Kompozit Rezin Sınıflaması	28
4.4.2.4.4. Kompozit Rezinlerdeki Güncel Gelişmeler.....	32
4.4.2.4.4.1. Ormoserler	32
4.4.2.4.4.2. Siloranlar.....	33
4.4.2.4.4.3. İyon Salabilen Kompozitler	34
4.4.2.4.4.4. Antibakteriyel Kompozitler	34
4.4.2.4.4.5. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler.....	35
4.4.2.4.4.5.1. Karbon Fiberler	35
4.4.2.4.4.5.2. Aramid Fiberler.....	36
4.4.2.4.4.5.3. Polietilen Fiberler.....	36
4.4.2.4.4.5.4. Cam Fiberler	39
4.4.2.4.4.6. Bulk-fill Kompozit Rezinler	42
4.4.2.5. Endokron Restorasyonlar	45
4.4.2.5.1. Endokronların Sınıflandırılması	46
4.4.2.5.2. Endokron Restorasyonların Endikasyonları	46
4.4.2.5.3. Endokron Restorasyonların Preparasyonu	47
4.4.2.5.4. Endokron Restorasyonlarda Kullanılan Materyaller	47
4.5. Adeziv Sistemler	51
4.5.1. Adezyon	51
4.5.2. Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması.....	52
4.5.2.1. Total-etch (Etch&rinse) Adeziv Sistemler.....	54
4.5.2.2. Self-etch Adeziv Sistemler.....	55
4.6. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri	56
4.6.1. Isıl Döngü ile Yaşlandırma (Termal Siklus).....	57

4.6.2. Çiğneme Simülatörü	58
4.7. Mekanik Testler	59
4.7.1. Statik Yükleme ve Basma Testi	59
4.8. (Sem) Taramalı Elektron Mikroskobu	60
5. GEREÇ VE YÖNTEM	61
5.1. Deney İçin Dişlerin Seçimi	63
5.2. Dişlere Endodontik Tedavinin Uygulanması	65
5.3. Dişlerde Endokron Kavite Hazırlığı	66
5.4. Deney Gruplarının Hazırlanması	70
5.5. Termal Yaşlandırma Testi	87
5.6. Mekanik Test	88
5.7. SEM Analizi	90
5.8. Kırık Tiplerinin İncelenmesi	91
5.9. İstatistiksel Değerlendirme	91
6. BULGULAR	92
6.1. İstatistik Bulguları	92
6.1.1. Gruplar	93
6.1.2. Kesimler	95
6.1.3. Gruplar*Kesimler	96
6.2. Başarısızlık Tiplerine Ait Bulgular	97
6.2.1. Kırık Tipleri	99
6.3. SEM Bulguları	100
7. TARTIŞMA	103
8. SONUÇ	126
9. KAYNAKÇA	128
10. ÖZGEÇMİŞ	154
11. EKLER	155
12. BENZERLİK RAPORU	156

SEMBOLLER/KISALTMALAR DİZİNİ

CAI	Bilgisayar Destekli Denetim (Computer Aided Inspection)
CAD	Bilgisayar Destekli Tasarım (Computer Aided Design)
CAM	Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Manufacturing)
NaOCl	Sodyum hipoklorit
EDTA	Etilen diamin tetra asetik asit
MOD	Mesio-oklüzo-distal
Ca(OH)₂	Kalsiyum hidroksit
BisGMA	Bisfenol A Glisidil Metakrilat
UDMA	Üretan dimetakrilat
TEG-DMA	Trietilen Glikol dimetakrilat
Bis EMA	Bis-Fenol-A Etilen Glikol dimetakrilat
MPTS	Metakriloksipropiltrimetoksisilan
mm	Milimetre
nm	Nanometre
µm	Mikrometre
UV	Ultraviole
Si	Silisyum
O	Oksijen
g/cc	Gram/ kübik santimetre (santimetre küp)
GPa	Gigapascal
SiO₂	Silisyum Oksit
CaO	Kalsiyum Oksit
Al₂O₃	Alüminyum oksit
B₂O₃	Borik Oksit
PMMA	Polimetil Metakrilat

HEMA	Hidroksi Etil MetAkrilat
n	Sayı
%	Yüzde
SiZr	Silika zirkonya silan
BHA	Biyomimetik Hidroksi Apatit
PVC	Poli Vinil Klorür
CEJ	Mine-sement birleşimi (MSB) (Cemento- Enamel Junction)
Bulk	Tek tabaka
SEM	Taramalı elektron mikroskopu (Scanning Electron Microscope)
LED	Işık Yayan Diyot (Light Emitting Diode)

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1: Kompozit rezinlerin; bonding, monomer, doldurucu ve ışıklaıma teknolojilerindeki gelişmelerin kronolojisi.

Şekil 2: Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA ve TEGDMA'nın kimyasal formülü.

Şekil 3: Dental kompozitlerde polimer matrisi ve doldurucu arasındaki silan bağıının basitleştirilmiş şematik görüntüsü.

Şekil 4: Siloranın Yapısının Şematik Görüntüsü.

Şekil 5: Endokronların sınıflandırılması

Şekil 6: Total Etch Ve Self Etch Sistem Basamakları.

Şekil 7: P1 ve P2 gruplarının şematik olarak tasarlanmış görüntüsü.

Şekil 8: C1 ve C2 gruplarının şematik olarak tasarlanmış görüntüsü.

Şekil 9: K1 ve K2 gruplarının şematik olarak tasarlanmış görüntüsü.

Şekil 10: Gruplara ve kesim türlerine ait tabloların grafiksel olarak gösterimi.

Şekil 11: P1, P2, C1, C2, K1, K2 gruplarına ait kırık tiplerinin yüzde (%) dağılımı.

RESİMLER DİZİNİ

Resim 1: Akrilik kaideden ayrılan polietilen fiberin SEM görüntüsü.

Resim 2: Akrilik kaideden ayrılmayan cam fiberin SEM görüntüsü.

Resim 3: Monomer emdirilmiş cam fiberin görüntüsü.

Resim 4: Kuru çubuk fiberin monomere doyurulmuş hali.

Resim 5: 5A: P1, P2, C1, C2, K1, K2 gruplarına yumuşak essix plak uygulanması, 5B: her gruptan rastgele seçilen 1 dişin olduğu prototip grup.

Resim 6: 6A: P1 ve P2 grubuna ait dişlerin kanal tedavisi 6B: C1 ve C2 grubuna ait dişlerin kanal tedavisi 6C: K1 ve K2 grubuna ait dişlerin kanal tedavisi.

Resim 7: 7A: Tüm numunelerde endokron kavitesinin hazırlanmış görüntüsü, 7B, 7C, 7D, 7E, 7F, 7G, 7H: Butt-joint ve ferrule oluşturularak hazırlanan örneklerin çeşitli yüzeylerden ölçüm görüntüleri.

Resim 8: 8A: Prototip gruptaki diş minelerinin asitlenmiş görüntüsü, 8B: Kullanılan asit, bond ve akışkan kompozit, 8C: Karanlık oda ve kullanılan LED cihazın görüntüsü.

Resim 9: 9A: Ferrule oluşturularak hazırlanan grubun periodontal sond ile ölçümü, 9B: Butt-joint grubun periodontal sonda ile ölçümünün oklüzal yüzeyden görüntüsü, 9C: Ferrule oluşturularak hazırlanan grubun periodontal sonda ile ölçümünün aproksimal yüzeyden görüntüsü.

Resim 10: Endokron kavitesi hazırlanmış tüm grupların ve prototiplerin genel görüntüsü.

Resim 11: 11A: P1 Grubunun genel görüntüsü, 11B: CEJ hattının 3 mm üzerinden kesilmesi ve 11C: 2 mm kavite derinliğinin hazırlanması.

Resim 12: 12A: Dişe uygulanan polietilen fiberin aproksimal yüzeyden görüntüsü, 12B: Dişe uygulanan polietilen fiberin oklüzal yüzeyden görüntüsü.

Resim 13: P1 grubunun polietilen fiber uygulanmış görüntüsü.

Resim 14: Parmak basıncıyla dişlerin yumuşak essix plaklara yerleştirilmesi.

Resim 15: Kompozit uygulanmış yumuşak essix plağa dişin yerleştirilmesi ve kompozitin polimerize edilmesi.

Resim 16: Oksidasyon tabakasını uzaklaştırmak için gliserin jel uygulaması.

Resim 17: Diş yüzeylerinin disklerle cilalanması.

Resim 18: 2 mm ferrule ve 1mm chamfer basamaklı hazırlanmış P2 grubunun görüntüsü.

Resim 19: 19A: Dişe uygulanan polietilen fiberin aproksimal yüzeyden görüntüsü, 19B: Dişe uygulanan polietilen fiberin oklüzal yüzeyden görüntüsü.

Resim 20: Polietilen fiberin P2 grubunda kavite kenarlarına ulaşmayacak şekilde yerleştirilmiş görüntüsü.

Resim 21: 21A: P1 ve P2 prototip grubunun kanal tedavisinden önceki röntgen görüntüsü , 21B: Kanal tedavisi yapılmış röntgen görüntüsü, 21C: Direkt teknikle hazırlanmış endokron restorasyonun röntgen görüntüsü, 21D: P2 ve P1 grubuna ait dişlerin görüntüsü.

Resim 22: C1 grubunun endokron kavitelerinin hazırlanmış görüntüsü.

Resim 23: 23A: Dişe uygulanan cam fiberin oklüzal yüzeyden görüntüsü, 23B: Dişe uygulanan cam fiberin aproksimal yüzeyden görüntüsü, 23C: C1 grubuna uygulanan cam fiberin kavite kenarlarına ulaşmayacak şekilde yerleştirilmesi.

Resim 24: C2 grubunun endokron kavitesi hazırlanmış genel görüntüsü.

Resim 25: 25A: Cam fiberin kaviteye yerleştirilmesinin aproksimal yüzeyden görüntüsü, 25B: C2 grubunda cam fiberlerin kavite kenarlarına ulaşmayacak şekilde yerleştirilmesi.

Resim 26: 26A: C1 ve C2 prototip grubunun kanal tedavisinden önceki röntgen görüntüsü, 26B: Kanal tedavisi yapılmış röntgen görüntüsü, 26C: Direkt teknikle hazırlanmış endokron restorasyonun röntgen görüntüsü, 26D: C2 ve C1 grubuna ait dişlerin görüntüsü.

Resim 27: K1 grubunun endokron kavitesi hazırlanmış görüntüsü.

Resim 28: K1 grubunun endokron merkezi kavitesinin bulk-fill kompozitle restore edilmesi.

Resim 29: K2 grubunun endokron kavitesi hazırlanmış görüntüsü.

Resim 30: K2 grubunun endokron merkezi kavitesinin bulk-fill kompozitle restore edilmesi.

Resim 31: 31A: K1 ve K2 prototip grubunun kanal tedavisinden önceki röntgen görüntüsü, 31B: Kanal tedavisi yapılmış röntgen görüntüsü, 31C: Direkt teknikle hazırlanmış endokron restorasyonun röntgen görüntüsü, 31D: K2 ve K1 grubuna ait dişlerin görüntüsü.

Resim 32: 32A: Kurlanmamış dental kompozit, 32B: Bulk-fill kompozit içeren şırınganın alüminyum folyo ile izole edilmesi.

Resim 33: Çalışma örneklerine yaşlandırma işleminin uygulandığı cihazın görüntüsü.

Resim 34: Diş örneklerinin akrilik rezine gömülmüş görüntüsü.

Resim 35: Diş örneklerinin kırılma direncini belirlemek için kullanılan test cihazının görüntüsü.

Resim 36: A: 5 mm dairesel paslanmaz çelik ucun uygulanmasının bukkal yüzeyden görüntüsü, B: 5 mm dairesel paslanmaz çelik ucun uygulanmasının aproksimal yüzeyden görüntüsü.

Resim 37: Tüm diş gruplarının kırıldıktan sonraki görüntüsü.

Resim 38: Kullanılan SEM cihazının görüntüsü.

Resim 39: Numunelerin SEM analizinden önce altınla kaplanmış görüntüsü.

Resim 40: Tip 1 kırık türüne örnek dişin okluzal (40A) ve aproksimal (40B) yüzeyden görüntüsü.

Resim 41: Tip 2 kırık türüne örnek dişin okluzal (41A) ve aproksimal (41B) yüzeyden görüntüsü.

Resim 42: Tip 3 kırık türüne örnek dişin okluzal (42A) ve aproksimal (42B) yüzeyden görüntüsü.

Resim 43: Tip 4 kırık türüne örnek dişin okluzal (43A) ve aproksimal (43B) yüzeyden görüntüsü.

Resim 44: P1 grubuna ait dişin kırık görüntüsü ve polietilen fiberin örgü görüntüsü.

Resim 45: P2 grubuna ait dişin kırık görüntüsü ve polietilen fiber lifinin esnemiş görüntüsü.

Resim 46: C1 grubuna ait dişin kırık görüntüsü ve cam fiberin görüntüsü.

Resim 47: C2 grubuna ait dişin kırık görüntüsü ve cam fiberin görüntüsü.

Resim 48: K1 grubuna ait dişin kırık görüntüsü ve dentin ile bulk-fill kompozit arasındaki adeziv ayrılmanın görüntüsü.

Resim 49: K2 grubuna ait dişin kırık görüntüsü ve dentin ile bulk-fill kompozit arasındaki adezyonun görüntüsü.

Resim 50: A,B,C: Dentin- Hibrit Tabaka-Bulk fill kompozitin farklı büyütmelemlerde SEM görüntüleri, D: Bulk- fill kompozitteki koheziv ayrılmanın SEM görüntüsü.

TABLolar DİZİNİ

Tablo 1: Kompozitlerin; inorganik doldurucu partikül büyüklüğüne (μm) ve yüzdelere (%) göre sınıflandırılması.

Tablo 2: Piyasaya sunulmuş olan bazı bulk-fill kompozitler.

Tablo 3: Çalışmada kullanılan materyaller.

Tablo 4: Çalışmanın akış şeması.

Tablo 5: Deney grupları.

Tablo 6: Basma dayanımında tanımlayıcı istatistikler.

Tablo 7: Gruplar arasında tahmini marjinal ortalamalar.

Tablo 8: Basma dayanımına değişkenlerin etkisi (Tek yönlü varyans analizi).

Tablo 9: Çoklu karşılaştırma ^aBonferroni testi”.

Tablo 10: Kesimler arasında tahmini marjinal ortalamalar.

Tablo 11: Çoklu karşılaştırma ^aBonferroni testi”.

Tablo 12: Gruplar ve kesimler arasında tahmini marjinal ortalamalar.

Tablo 13: P1, P2, C1, C2, K1, K2 gruplarına ait kırık tipleri sayıları (n) ve yüzdeleri (%).



1. ÖZET

AŞIRI KRON HARABİYETLİ ENDODONTİK TEDAVİLİ PREMOLARLARDA İKİ FARKLI FİBER İLE GÜÇLENDİRİLEN DİREKT KOMPOZİT ENDOKRONLARIN BASMA DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

Dt. Dersim GÖKCE

Danışman: Prof. Dr. Emrah AYNA

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Amaç: Endodontik tedavi (ET) maksiler premolar dişlerde iki farklı fiber ile güçlendirilen ve iki farklı kavite preparasyonu ile hazırlanan direkt kompozit endokronların mekanik performanslarının ve kırılma dayanımlarının karşılaştırılmasıdır.

Gereç ve Yöntem: Ortodontik ve periodontal sebeplerle çekilmiş sağlam 90 adet maksiler premolar dişlere preparasyondan önce yumuşak essix plak basılarak dişlerin negatifleri elde edildi. Tüm dişlere endodontik tedavi uygulandı ve dişler rastgele altı gruba (n=15) ayrıldı. Tüm dişler (90 adet) mine-sement birleşimi (MSB) hattının 3 mm üzerinden kesildi. 45 adet diş MSB hattının 3mm üzerinde butt joint hazırlanırken, 45 adet dişe 2 mm aksiyal uzantı ve 1 mm chamfer basamak olacak şekilde ferrule oluşturularak hazırlandı. 30 adet dişe polietilen fiber, 30 adet dişe cam fiber uygulanırken, 30 adet dişe fiber uygulanmamıştır. Grup 1 (P1): Butt joint+Polietilen fiber, Grup 2 (P2): Ferrule+ Polietilen fiber, Grup 3 (C1): Butt joint+Cam fiber, Grup 4 (C2): Ferrule +Cam fiber, Grup 5 (K1): Butt joint+ Fibersiz, Grup 6 (K2): Ferrule+ Fibersiz olacak şekilde hazırlandı. Tüm gruplar direkt teknikte bulk fill kompozit uygulanacak şekilde yumuşak essix plaklara yerleştirildi ve kronların orijinal anatomik formu elde edildi. Hazırlanan gruplara 25.000 devir, 5°C-55°C arasında termal yaşlandırma uygulandı. Dişler 1 mm/dk'lık çapraz kafa hızında

dikey basma dayanımı testine tabi tutuldu. Verilerin analizi ve güvenilirlik değerlendirmesi Two Way ANOVA ($p < 0.05$) ve Bonferroni istatistiksel analizi kullanılarak yapıldı.

Bulgular: Gruplar arasındaki ortalama basma dayanımı değerleri P1: 497 N, P2: 442 N, C1: 522 N, C2: 579 N, K1: 402 N, K2: 429 N bulundu. Ortalama polietilen fiber grup 469 N, ortalama cam fiber grup 551 N, ortalama fibersiz grup 415 N ve genel ortalama 479 N bulundu. Kırılma dayanımı değerlendirildiğinde gruplar (polietilen fiber, cam fiber, fibersiz) istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p=0,005$). Kesim konfigürasyonlarının (butt joint, ferrule) kırılma dayanımı değerleri üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p= 0,772$). Gruplar ve kesim konfigürasyonu istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p=0,361$).

Sonuç: Bu in vitro çalışmanın sınırları dahilinde; direkt bulk fill kompozit rezin endokronlarla restore edilen endodontik tedavili maksiler premolar dişlerin fiberle güçlendirilmesinin kırılma dayanımına katkısı olduğu sonucuna varılmıştır ve meydana gelen kırıkların çoğunlukla onarılabilir kırık olduğu belirlenmiştir.

Anahtar Sözcükler: Polietilen Fiber, Cam Fiber, Endokron, Bulk Fill Kompozit Resin, Biyomimetik Hidroksi Apatit (BHA)

2. SUMMARY

COMPARISON OF COMPRESSION STRENGTH OF DIRECT COMPOSITE ENDOCROWNS THAT REINFORCED WITH TWO DIFFERENT FIBERS IN ENDODONTIC TREATMENT PREMOLARS WITH EXTREMELY CHROWN DAMAGE

Dt. Dersim GÖKCE

Adviser of Thesis: Prof. Dr. Emrah AYNA

Department of Prosthodontics

Aim: The aim of this study is to compare the mechanical performance and fracture strength of direct composite endocrowns reinforced with two different fibers and prepared with two different cavity preparations in endodontically treated (ET) maxillary premolar teeth.

Material and Method: Negatives of the teeth were obtained by pressing a soft essix plate before preparation on 90 healthy maxillary premolar teeth extracted for orthodontic and periodontal reasons. Endodontic treatment was applied to all teeth and the teeth were randomly divided into six groups (n=15). All teeth (90) were cut 3 mm above the enamel-cementum junction (CEJ) line. While the butt joint was prepared 3 mm above the 45 teeth CEJ line, ferrule was formed for 45 teeth with 2 mm axial extension and 1 mm chamfer step. While polyethylene fiber was applied to 30 teeth and glass fiber was applied to 30 teeth, no fiber was applied to 30 teeth. Group 1 (P1): Butt joint+ Polyethylene fiber, Group 2 (P2): Ferrule+ Polyethylene fiber, Group 3 (C1): Butt joint+ Glass fiber, Group 4 (C2): Ferrule + Glass fiber, Group 5 (K1) : Butt joint+ Fiberless, Group 6 (K2): Prepared as Ferrule+ Fiberless. All groups were placed on soft essix plates with the direct technique to apply bulk fill composite, and the original anatomical form of the crowns was obtained. Thermal aging was applied to the prepared groups at 25,000 cycles, between 5°C-55°C. The teeth were subjected to the vertical compression strength test at a crosshead speed of

1 mm/min. Data analysis and reliability assessment were performed using Two Way ANOVA ($p < 0.05$) and Bonferroni statistical analysis.

Results: The mean compressive strength values between the groups were found to be P1: 497 N, P2: 442 N, C1: 522 N, C2: 579 N, K1: 402 N, K2: 429 N. The average polyethylene fiber group was 469 N, the average glass fiber group was 551 N, the average fiberless group was 415 N, and the overall average was 479 N. When the fracture strength was evaluated, the groups (polyethylene fiber, glass fiber, fiberless) were found to be statistically significant ($p=0.005$). The effect of cut configurations (butt joint, ferrule) on fracture strength values was not found statistically significant ($p= 0.772$). Groups and cut configuration were not statistically significant ($p=0.361$).

Conclusion: Within the limits of this in vitro study; It was concluded that fiber reinforcement of endodontically treated maxillary premolar teeth restored with direct bulk fill composite resin endocrowns contributed to the fracture strength, and it was determined that the fractures that occurred were mostly repairable.

Key Words: Polyethylene Fiber, Glass Fiber, Endocrown, Bulk Fill Composite Resin, Biomimetic Hydroxy Apatite (BHA)

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Aşırı madde kaybına uğramış Endodontik Tedavili (ET) dişlerin fonksiyonlarını uzun süre devam ettirebilmesi, restoratif tedavideki başarıyla mümkündür. Devital dişlerin vital dişlere kıyasla kırılmaya yatkın oldukları literatürlerde bildirilmiştir (1-4). Bazı araştırmacılar kanal tedavisi sonrası meydana gelen biyolojik değişiklikler nedeniyle dişlerin daha kırılğan hale geldiğini savunmuştur (5,6). Buna karşın, bazı araştırmacılar mekanik değişikliklerin, dişlerin kırılma direncini azalttığını bildirmişlerdir (5, 7-9).

Kanal tedavisi sonrası, yapılan restoratif tedavide kalan diş dokusunun korunarak ferrule etkisinin sağlanması, dişlerin kırılma dayanıklılığını arttırmaktadır. Bununla birlikte; restorasyona yeterli direnci sağlayarak dişlerin uzun ömürlü olmalarını da sağlamaktadır (10). Ferrule etkisinin sağlanmasında ferrule yüksekliği ve lokalizasyonu önemli etkiye sahiptir (11-13). Koronal bölgede 2 mm yüksekliğinde çevresel ferrule varlığı kırılmaya karşı oldukça etkilidir (12-16). Devital dişlerde olası bir biyomekanik başarısızlığın engellenmesinde ferrule varlığı kadar; seçilen materyal ve uygun restorasyon tipi de önemlidir.

Diş hekimliğinde aşırı madde kayıplı kanal tedavili dişlerin restorasyonları oldukça tartışmalı konulardan biri olduğu için literatürde geniş yer edinmiştir. Ancak dişlerin tedavisinde yapılacak planlama ve seçilecek restorasyon tipi konusunda net bir karara varılamamıştır (3). Kanal tedavisi yapılan dişin klinik başarısı ve restorasyonun kalitesi arasında doğrudan ilişki olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur (17). Aşırı madde kaybına uğramış ET'li dişlerin tedavisi, geleneksel olarak post-kor/kron restorasyonlarla yapılmaktadır. Adeziv diş hekimliğindeki gelişmeler, madde kaybı fazla olan ET'li dişler için endokron gibi daha konservatif tedavi yaklaşımını daha güncel hale getirmiştir (18). Endokron restorasyonlar; özellikle krona aşırı miktarda madde kaybı varlığında, ferrule için yeterli diş dokusu olmadığı durumda, yeterli kron boyunun mevcut olmadığı, seramik kalınlığının yetersiz olması nedeniyle post ve kron ile geleneksel rehabilitasyonun mümkün olmadığı durumlarda endikedir (19).

Endokronlar, CAI/ CAD/ CAM (Bilgisayar Destekli Denetim/ Bilgisayar

Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli Üretim) teknolojisi kullanılarak indirekt olarak üretilbileceği gibi, rezin kompozitlerin tabakalama tekniği ile direk olarak uygulanması ile hazırlanabilmektedir. Kompozit restorasyonlarda tabakalama tekniğinin kullanılması sonrası materyalin gövdesinde koheziv kırılmalar oluşmaktadır. Ayrıca polimerizasyon büzülmesinin varlığı, tabakalar arası boşluk kalması nedeni ile restorasyonun genel performansını etkilemektedir. Bulk-fill kompozit varlığının, daha iyi bir kohezivite sağladığı ve restorasyonun diş dokusuna benzer davranışına katkıda bulunduğu öne sürülmüştür (20).

Kompozit restorasyonlar, amalgam restorasyonlara göre diş yapısına kimyasal olarak bağlanma avantajına sahiptir. Ancak, endokron restorasyonlar da tek başına direkt kompozit dolguların güçlendirici etkisi tartışmalı bir konudur. Posterior dişlerde kompozit materyallerin artan kullanımı; polimerizasyon büzülmesi, çiğneme kuvvetlerine karşı direnç, kenar uyumsuzlukları, tüberkül fraktürleri, mikrosızıntı, tekrarlayan çürükler vb. özelliklerinin güçlendirilmesi ihtiyacını ortaya çıkarmıştır (21). Günümüzde kompozitlerin biyomekanik özelliklerini geliştirmek için fiber ile güçlendirme en sık kullanılan yöntemlerdendir. Bu amaçla kullanılan fiberler; karbon-grafit, aramid, polietilen ve cam fiberlerdir. Günümüzde düşük yoğunluğu, doğal rengi, biouyumluluğu ve sıvılarda çözünmeye dirençli olması nedeniyle polietilen fiber; doku uyumu ve renksizliği gibi avantajları sayesinde ise cam fiberler daha sıklıkla tercih edilmektedir (22).

Bu in vitro çalışmanın amacı; endodontik tedavili maksiler premolar dişlerde cam fiber ve polietilen fiber olmak üzere iki farklı fiber ile güçlendirilen ve iki farklı kavite preparasyonu ile hazırlanan direkt kompozit endokronların basma dayanımlarını karşılaştırmaktır.

Endokron restorasyonlar; yetersiz diş dokusu nedeniyle ferrule sağlanamayan, yeterli kron boyu bulunmayan, dişeti çekilmesi nedeniyle furkasyonu açılan, kronunda aşırı madde kaybı bulunan, kırılğan, eğri, kalsifiye veya kısa kök kanalları bulunan, post uygulamayı imkansız hale getiren dişlerde endikedir (23,24).

4. GENEL BİLGİLER

Protetik diş hekimliği klinik pratiğinde, aşırı madde kaybına uğramış kanal tedavili dişlerin rehabilitasyonları hakkında literatürde birçok araştırma yapılmış ve bu konu hala güncelliğini korumaktadır. ET sonrasında uygulanacak restorasyon tipi uzun dönem başarıyı etkileyen en önemli faktörlerdendir (17).

ET'li dişlerde karşılaşılan en büyük problem, endodontik giriş kavitesinin hazırlanabilmesi için çürük ve pulpa dokusunun uzaklaştırılması sırasında oluşan madde kaybı nedeniyle dişlerde biyolojik ve mekanik değişiklikler oluşması ve dişin kırılabilirliğinin artmasıdır (25). Aşırı diş dokusu kaybını biyolojik ve mekanik olarak idame edecek ve uzun dönem başarıyı sağlayacak restorasyon tipi seçilmelidir. Günümüzde aşırı kron harabiyetli ET'li dişlerin rehabilitasyonu için post-kor-kron restorasyonları kullanılmaktadır. Bununla birlikte, adeziv diş hekimliğindeki teknolojik gelişmeler tedavi planlamasında daha konservatif yaklaşımları öne çıkarmaya başlamıştır.

ET'li dişlerde oluşan biyolojik ve mekanik değişikliklerin, basma ve kesme dayanımlarını azalttığını bildiren çok sayıda çalışma bulunmakla birlikte, vital ve devital dişlerin sertliklerinin değişikliğe uğramadığını bildiren in vitro araştırmalar da bulunmaktadır (26, 27). Bununla birlikte 1983' te yapılan bir in vitro çalışmayla, ET' li dişlerde vital dişlere kıyasla kesme dayanımında azalma olduğu kanıtlanmıştır (28).

4.1. Endodontik Tedavili Dişlerde Meydana Gelen Mekanik Ve Biyolojik Değişiklikler

4.1.1. Mekanik değişiklikler

Endodontik giriş kavitesinin açılması, çürük ve eski restorasyonların kaldırılmasına bağlı madde kayıplarının dentinin fiziksel özelliklerine etkisi, kanal irrigasyonunda kullanılan yıkama solüsyonlarının (NaOCl, EDTA) dentindeki fiziko-kimyasal etkisi ve devital dişlerdeki proprioseptif duyu kaybı kanal tedavili dişlerde meydana gelen mekanik değişikliklerdendir.

ET sonrası pulpanın uzaklaştırılması sebebi ile beslenmesi kesintiye uğrayan dişin dentin dokusunun fiziksel özelliklerinde, nem kaybına bağlı olarak oluşan değişime kıyasla, diş dokusundaki madde kaybı devital dişlerin dayanıklılığının azalmasında ve kırılmalıklarının artmasında büyük bir öneme sahiptir (7).

Devital dişlerin kırılmalıklarının incelendiğı bir in vitro çalışmada, dentinde oluşan biyolojik değişikliklerden ziyade, diş dokusundaki aşırı madde kaybının kırılmaya yol açtığını bildirilmiştir. Ayrıca vital dişlerin kırılma dayanımlarının devital dişlerin kırılma dayanımlarından sadece %5 daha fazla olduğu bildirilmiştir (29). Yapılan başka bir in vitro çalışmada, çekilmiş vital ve devital dişlere mekanik testler uygulanmıştır. Kanal tedavili dişlerin, sıkışma kuvvetleri altında elastiklik modülüsünün daha düşük olduğu saptanmış buna karşın nem kaybının dişin kırılmalığını arttırmadığı bildirilmiştir (30). Aynı bireylerin protetik amaçla çekilen vital ve devital dişlerinin biyomekanik özelliklerinin karşılaştırıldığı bir in vitro çalışmada, vital dişlerin devital dişlerden %3,5 daha sert olduğu, kırılma yükleri arasında anlamlı bir fark olmadığı ve kanal tedavisinden sonra dişlerin dayanıklılığının azalmadığı rapor edilmiştir (31).

ET'li dişlerde görülen kırıklar, basit tüberkül kırıklarından dişlerin çekimine neden olabilecek kompleks kök kırıklarına kadar değişkenlik göstermektedir (4). Bu değişkenliğin sebebi; kavite preparasyonuna tüberkül marjinal sırtlarının dahil edilip edilmemesidir. Kavite preparasyonlarına marjinal sırtların dahil edildiğı ET'li dişlerin incelendiğı in vitro çalışmalarda dişlerin kırılma direncinin azaldığı bildirilmiştir (29,32). Yapılan bir çalışmada, sadece endodontik giriş kavitesinin hazırlandığı dişlerde %5, okluzal kavite içerdiğinde (tek yüzlü) %20, ve MOD (meziyo-okluzo-distal, üç yüzlü) kavite varlığında ise % 63 oranında kuvvetler karşısında zayıfladığı bildirilmiştir (29). ET ihtiyacı olan dişler çoğunlukla geniş çürüklü dişler olduğundan restoratif işlemler sırasında gerçekleştirilen kavite preparasyonları geniştir ve MOD kavite hazırlığı kaçınılmazdır. Geniş MOD kavitelere tüberkül esnekliğinin artması sonucu kavite duvarlarının birbirinden ayrılma eğilimi dişlerin kırılma ihtimalini artırır. Tüberkül defleksiyonu, kavite sınırları genişledikçe artar ve zamanla en yüksek değeri bulur (33). Yapılan in vitro bir çalışmada, çürüksüz maksiller premolar dişlerde farklı MOD kavite

genişliklerinin kırılma dayanıklılığına etkisi incelenmiştir. Çalışma sonucunda geniş MOD kavite preparasyonuna sahip dişlerde daha fazla kırılma eğilimi olduğu belirtilmiştir (8).

Yapılan bir sonlu elemanlar analizinde, farklı aksiyal duvar kalınlığına, farklı kavite derinliğine ve farklı boyun genişliğine sahip MOD kaviteli dişler basma dayanımı altında değerlendirilmiştir. Çalışmada, diş ve/veya tüberkül kırıklarında en önemli faktörün kavite derinliği olduğu, boyun genişliğinin ise derinliğe göre daha az etkili olduğu öne sürülmüştür (34). Başka bir in vitro çalışmada, kavite derinliğinin dişin zayıflamasına etkisi araştırılmıştır; dar bir boyun ve derin bir pulpa odası preparasyonunun; geniş bir boyun ve sığ bir pulpa odası preparasyonundan daha fazla zayıflatıcı etkiye sahip olduğu bildirilmiştir (35).

ET sırasında pulpanın çıkarılması, kök dentininde herhangi bir kimyasal değişime yol açmamaktadır. Fakat kök kanalının irrigasyonunda kullanılan şelatör ajan (EDTA), sodyum hipoklorit (NaOCl) ve kalsiyum hidroksit ($\text{Ca}(\text{OH})_2$) gibi kanal irrigasyon ajanları ve medikal ajanlar kanal dentininde değişikliğe neden olmaktadır.

Etilen diamin tetraasetik asit (EDTA) ve sodyum hipoklorit (NaOCl) endodontik tedavide yaygın olarak kullanılan irriganlardır. Bu irriganların yüksek konsantrasyonlarda uzun süre kullanımı dentinin fiziksel özelliklerini olumsuz yönde etkileyerek; dentinin mikrosertliğini, bükülme dayanımını ve elastik modülüsünü azaltmaktadır (5). Sodyum hipoklorit (NaOCl), kanal irrigasyon ajanı olarak kullanıldığında antibakteriyel etki sağlayarak vital ve nekrotik dokuları uzaklaştırır. Bu durum sodyum hipokloritin proteolitik aktivitesi sayesinde gerçekleşir. Uzun peptid zincirleri yok edilirken kollojen de parçalanır. Bu yıkım, dentinin bükülme dayanımında ve elastiklik modülüsünde azalmaya neden olur (7). Sodyum hipokloritin bu olumsuz etkisi kısa süreli kullanımlarda ve uygun konsantrasyonlarda söz konusu değildir. Genellikle farklı sürelerde etkili olan; %5, %3 ve %0,5 'lik konsantrasyonları kanal tedavisinde tercih edilmektedir (36). EDTA ise, şelasyon ajanıdır ve NaOCl ile birlikte kanal irrigasyonunda kullanılmaktadır. EDTA'nın kanal şekillendirilmesi sırasında kullanılması sebebi; biriken smear tabakasını kaldırmanın yanı sıra kanal aletlerinin kanal içindeki hareketlerini kolaylaştıran

kayganlaştırıcı etkisinin de bulunmasıdır. EDTA' nın uzun süreli ve yüksek konsantrasyonda kullanımı, dentindeki kalsiyum miktarını azaltarak kollojen olmayan proteinleri etkiler (5). Bunun sonucunda, dentin erozyonu gerçekleşir ve dentin dokusu yumuşayarak kırığa daha yatkın hale gelir (7). Yapılan araştırmalara göre, %17' lik EDTA' nın 1-5 dk arasında kullanımı kanal duvarlarını temizler ve yapılan kanal dolgusu dentin duvarlarına daha iyi penetre olur (36).

Dişler; duyu reseptörlerine ve periodontal mekanoreseptörlere sahiptir. Bu reseptörler, duyuşsal algı ve motor fonksiyon için dişlere uygulanan okluzal yükün yönünün, büyüklüğünün ve oranının geri bildirimini sağlarlar (37). Dişlerin apikalinde bulunan bazı pulpal sinirler ise; orta derecede dokunma ve basınç algısında rol oynamaktadırlar. Dişlere ET uygulandıktan sonra pulpa dokusunun alınmasına bağlı olarak proprioseptif mekanizma kaybolur. Bundan dolayı, çiğneme sırasında dişin okluzal kuvvetlere karşı kendini koruma fonksiyonu azalır ve diş savunmasız hale gelir (9). Bununla birlikte, devital dişlerde geri bildirim mekanizmasının kaybolmayıp sadece duyu alımının değiştiğini savunan görüşlerde mevcuttur. Bu görüşler çerçevesinde; devital dişler, vital dişlere uygulanan fonksiyonel okluzal yükün 2 katı kadar bir yük uygulandığında rahatsızlık hissini algılamaktadır (7).

4.1.2. Biyolojik Değişiklikler

ET sonrasında dişlerin dentin dokusunda meydana gelen su kaybı ve kollojen ağdaki farklılaşma nedeniyle dentinin biyolojik özelliklerinde değişiklikler meydana gelmektedir.

ET'li dişlerde pulpa dokusunun çıkarılmasına bağlı olarak meydana gelen nem içeriğindeki değişiklik ve bu durumun dişleri kırılmaya daha yatkın hale getirmesi yıllardır tartışılmaktadır. Bu konuda iki farklı görüş vardır;

Yapılan bir in vitro çalışmada, ET sonrası % 10 luk nem kaybının serbest suda meydana geldiği ve bu değişimin devital dişleri etkilediği sonucuna varılmıştır (38). Pulpa dokusunun kaybıyla birlikte meydana gelen nem miktarındaki değişim dişin elastikiyetini ve kırılma direncini azaltmaktadır (5). Kron dentininin nem içeriği yaklaşık olarak % 13,2 oranındadır. Kök dentininde bulunan tübüllerin sayısı kron

dentinde bulunan tübüllerin sayısının yarısı kadardır. Kök dentini daha az tübül bulundurmasından dolayı daha düşük nem içeriğine sahiptir. Kök dentinde ET sonrası organik madde miktarında da bir kayıp gerçekleşir ve koronal dentine göre zaten az olan nem miktarı daha da azalır. Bu sıvı azalmasına bağlı olarak, dentin kollajeninde büzülme meydana gelmektedir. Bu durum sonucunda açığa çıkan stres ise; öncelikle çatlak, devamında da kırık oluşumuna neden olur. Dolayısıyla bu noktada savunulan görüş, kırığın direkt olarak dentindeki nem kaybı nedeniyle olmadığı ancak nem kaybına bağlı gerçekleşen dentin tübüllerindeki büzülme ve stres oluşumuna bağlı olduğu yönündedir (2,6,39). Bu duruma bağlı olarak dentin dokusunun fiziksel özelliklerinde de değişiklikler meydana gelmekte ve bu değişimler devital dişlerde kırığa yol açmaktadır. Yapılan bir in vitro çalışmada, young modülüsünde artış olduğu ve dentinde sertlik artarken esnekliğin azaldığı bildirilmiştir. (30). Nem kaybının, young modülüsüne etkisinin az olduğunu gösteren çalışmalar da bulunmaktadır (7). Bazı araştırmacılar, ET'ye bağlı dentin dehidratasyonunun vertikal kök kırıkları üzerine etkisini, bu konuda daha önce yapılan çalışmaları inceleyerek gözlemlemişlerdir. Bu araştırmalar neticesinde; vertikal kök kırıklarının, dentindeki dehidratasyona bağlı hacim değişimi ile gelişen kök kanalındaki streslerden veya kanal duvarı etrafındaki çevresel gerilimlerden kaynaklandığını bildirmişlerdir (6). Ancak protetik amaçla aynı kişilerden çekilen vital ve devital dişlerin nem içeriklerinin kıyaslandığı bir başka in vitro çalışmada, bu değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı ifade edilmiştir (40).

Kollajen ağının zayıflaması kanal tedavili dişlerde görülen bir diğer biyolojik değişikliktir. Kollajen ağında bulunan moleküller arasındaki çapraz kovalent bağlar dentin matriksinin stabilitesine ve çekme dayanımına katkı sağlamaktadır. Bu nedenle çapraz kovalent bağlarının yoğunluğu dişin dayanıklılığı açısından önemli bir etkiye sahiptir; fakat devital dişlerde hem yaşlanma hem de dehidratasyonun varlığı kollajen yapısını zayıflatmaktadır (7,41).

4.2. Endodontik Tedavili Dişlerin Başarısına Etki Eden Faktörler

ET'li dişlerin prognozunu etkileyen en önemli faktörlerden biri, kanal tedavisinden sonra dişlere yapılan restorasyonlardır (42). Uygulanan restorasyonun başarısı; çevre dokuların sağlıklı olması, kullanılan materyalin özellikleri,

restorasyon tekniği, hekimin yetenek tecrúbe ve el becerisine bağlıdır. ET'li dişte kullanılan restoratif materyalin; biyouyumlu olması, oklúzal kuvvetler karşısında dayanıklı olması, estetik olması ve en önemlisi bu özelliklerle birlikte dişin dayanıklılığını arttırması gerekmektedir (43).

Aşırı kron harabiyetli ET'li dişlere uygulanacak retorasyon tipi uzun dönem sağ kalım üzerinde etkilidir (44,45). Hem mesial hem de distal duvarları kaybedilen dişlerde ET' den sonra kalan diş dokusunun okluzal kuvvetler karşısındaki direnci azalmaktadır. Bununla birlikte belli bir süre sonra dişin bukkal ve lingual duvarlarının kırılması sonucu, dişte restore edilemeyecek seviyede aşırı kron harabiyeti meydana gelmektedir.

4.2.1. Endodontik tedavili bir dişte restorasyon seçimini etkileyen faktörler

1. Koronal diş yapısının zayıflaması,
2. ET' nin dişin fiziksel özelliklerini değiştirmesi,
3. Kök kanal dolgusunun korunması,
4. Kök kanal dolgusunun kalitesi gibi faktörler etkilemektedir (46).

4.2.1.1 Koronal Diş Yapısının Zayıflaması

Dişin zayıflaması sadece dişteki fiziksel veya kimyasal özelliklerin değişimleriyle ilgili değildir. Aynı zamanda kalan diş dokusu miktarıyla da ilgilidir. Dişin oklúzal kuvvetlere karşı dayanıklılığı ve kalan koronal diş dokusu miktarı arasında direkt bir ilişki vardır (47). Yapılan bir in vitro çalışmada, oklúzal kavite preparasyonunun, tüberkül dayanıklılığında %20 azalmaya; MOD (üç yüzlü) kavite preparasyonunun ise % 63 azalmaya neden olduğunu bildirilmiştir (29). Yapılan başka bir in vitro çalışmada, kavite derinliğinin dişin zayıflamasına olan etkisi incelenmiştir. Çalışmada, geniş bir isthmus ve sığ bir preperasyonun, dar bir isthmus ve derin bir pulpa odası preparasyonundan daha az zayıflatıcı etkiye sahip olduğu belirtilmiştir. Bu nedenle ET'li posterior dişlerin restorasyonunda diş dokusunun zayıflamasında kavite derinliğinin ana etken olabileceği düşünölmektedir (35).

Kırılma dayanıklılığının azalmasının temel nedeninin dişteki marjinal sırt kaybı olduğunu gösteren çalışmalar bulunmaktadır. Sağlam koronal duvarlar ve marjinal sırtlar, bukkal ve lingual tüberkülleri birbirine bağlayarak kuvvet dağılımının daha eşit olmasına katkı sağlar. Koronal duvarlar ve çapraz marjinal sırtların kaybedilme miktarlarına göre dental dokuların bukkal-lingual yönde ayrılmaya karşı dirençlerinde farklı oranlarda azalmalar görülebilmektedir. Bir marjinal ve sırt tüberkülleri arası mesafenin yarısı kadar kaybedildiğinde dişin direncinde % 40, iki marjinal sırt ve tüberkülleri arası mesafenin yarısı kaybedildiğinde dişin direncinde % 45, çapraz sırttaki kayıp ve tüberkülleri arası mesafenin yarısı aşıldığında dişin direncinde % 45 oranında azalma olduğu belirtilmiştir (48).

4.2.1.2. Endodontik Tedavinin Dişin Fiziksel Özelliklerini Değiştirmesi

ET sırasında kullanılan medikamanlar (kalsiyum hidroksit, sodyum hipoklorit vb.) ve irrigasyon solüsyonlarının (NaOCl, EDTA) dentinin fiziksel özelliklerini değiştirebildiği ve uzun süreli kalsiyum hidroksitin kullanımının dentin yapısını daha hassas ve kırılkan hale getirdiği bildirilmiştir (49,50). Sedgley ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada 23 adet ET'li dişin (ortalama 10,1 yıl) ve vital kontralaterallerinin biyomekanik özellikleri karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda, vital olan dişler, devital dişlerden % 3,5 daha sert bulunmuştur ancak bu fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır. Buna göre de, vital dişlerin dentini ile devital dişlerin dentininin birbirinden farklı olduğu ancak bu farklılıktan dolayı devital dişlerin daha kırılkan olduğunun belirtilemeyeceği bildirilmiştir (31).

4.2.1.3. Kök Kanal Dolgusunun Korunması

ET'li dişlerde kök kanal dolgusu, koronal restorasyon ile oral mikrobiyal kontaminasyondan korunmalıdır. ET'lerin en büyük başarısızlık nedenlerinden biri, koronal sızıntıdır (42). Uygun bir restorasyonla tamamlanmadıkça ET'nin bitirilmiş olmadığını belirten çalışmalar mevcuttur (51,52). Hatta apikal periodontal sağlığın belirleyicisi olarak, ET'nin teknik olarak başarısındansa koronal restorasyonun başarısının daha önemli olduğu iddia edilmektedir (53). ET'nin sızdırmazlığı furkasyon bölgesinde furkal kanallara sahip çok köklü dişlerde oldukça ön plandadır (54). Bu tür furkal ve lateral kanallar, pulpa odasındaki mikroorganizmaların

yayılmasına ve periodontal dokularda yangısal cevapların meydana gelmesine neden olmaktadır (55).

4.2.1.4. Kök Kanal Dolgusunun Kalitesi

Başarılı bir ET yapıldıktan sonra kayıp diş dokuları restorasyonlarla tamamlanmalıdır. Dişlerin periapikal sağlığıyla ilgili herhangi bir şüphe yoksa koronal restorasyonun aynı seansta yapılması önerilmektedir ancak bu durum her zaman uygun olmamaktadır. Koronal restorasyonun yapımı radyolojik olarak periapikal doku iyileşmesi görüldüğü zamana kadar ertelendiğinde ise; dişte kırılma, çürük, koronal sızıntı ve periodontal problem gibi sorunların görülme olasılığı artmaktadır. Restoratif tedavi öncesinde; klinik ve radyolojik periapikal sağlık ve kök kanal dolgusu değerlendirilmelidir. Eğer ET'nin prognozuyla ilgili şüpheli bir durum varsa tedavi tekrar değerlendirilmeli ve gerekirse yenilenmelidir. Yapılması planlanan restoratif işlemlere ET durumuna göre karar verilmelidir (46).

4.3. Koronal Restorasyona Tüberküllerin Dahil Edilmesinin Restorasyon Başarısına Etkisi

ET'li dişlerde uygulanan restorasyona tüberküllerin dahil edilmesi dişlerde stres oluşumunu azaltarak dişlerin kırılma direncini arttırmaktadır. Tüberküllerin dahil edilmesi; ET sonrası tüberküllerde bir miktar aşındırma yaparak oluşturulan boşlukların restoratif materyallerle örtülmesine olanak sağlar. Bu tedavi seçeneği sadece fonksiyonel tüberküllere yapılabilirken, hem fonksiyonel hem de non-fonksiyonel tüberküllere de yapılabilir (56,57). Yapılan bir çalışmada, aşırı madde kayıplı ET'li premolar dişlere tüberkül kaplama tekniği uygulanmıştır ve dişlerin kırılma dayanımı üzerine etkisi incelenmiştir. Yapılan çalışmada; dişlere ET uygulanmış ardından MOD kavite açılarak dişler 2 gruba ayrılmıştır. Birinci gruptaki premolar dişlerin tüberküllerinden 2 mm'lik bir aşındırma yapılmıştır ve restorasyon kompozit rezin ile tamamlanmıştır. İkinci gruptakilerde ise tüberküllere aşındırma uygulanmayarak restorasyon geleneksel kompozit rezin ile tamamlanmıştır. Sonrasında iki grup arasındaki dişlerin kırılma dirençleri değerlendirilmiştir. Sonuç olarak, tüberküllerin restorasyona dahil edildiği gruptaki dişlerin kırılma direncinin dahil edilmeyen grupta yer alan dişlerden daha yüksek olduğu bildirilmiştir (58-60).

4.4. Aşırı Madde Kaybına Uğramış Endodontik Tedavili Posterior Dişlerde Restoratif Tedavi Yaklaşımı

ET'li dişlere yapılacak en uygun restorasyon; dişte kalan sert doku miktarına ve dişin ağızdaki pozisyonuna bağlıdır. Posterior bölgedeki dişler çiğneme kuvvetlerine daha yoğun maruz kaldıkları için bu dişlerin kırılma olasılıkları daha yüksektir. Uygulanması planlanan restorasyonlarda bu iki unsur mutlaka göz önünde bulundurulmalıdır (61).

4.4.1. Kök Kanal Destekli Restorasyonlar

4.4.1.1. Post–Kor Restorasyonlar

Post-kor sistemler dişteki madde kaybının; koronal yapının ½' sini geçtiği veya tamamını içerdiği durumlarda, pulpa odasını da içine alacak şekilde kök kanalından destek alarak final restorasyona desteklik sağlayan sistemlerdir (62). Post- kor restorasyonlar temelde; post, kor ve coping adı verilen 3 bölümden oluşur.

Post

Destek ve retansiyon sağlamak amacıyla kök kanalının 2/3 üne kadar uzanan kısımdır. İdeal bir post, kalan diş dokularında stres oluşturmamalı ve gerekli tutuculuğu sağlamalıdır (63).

Kor

Koronal kısımda bulunan, post ile birleşen ve prepare edilmiş diş formunu taklit eden bölümdür. Kor, postun koronal uzantısı olarakta düşünülebilmektedir.

Coping

Yaklaşık 2 mm genişliğinde bir metal bant olan coping, ferrule etki yaratmak amacıyla kökün servikal kenarlarını çepeçevre sarar. Final restorasyon ile oluşturulabildiği gibi korun bir parçası olarakta hazırlanabilir. Coping simanın örtücülüğünü devam ettirerek, diş gelen stresi posta ve kora iletip kırığa karşı “ferrule” etki oluşturur (63).

ET yapılan aşırı madde kayıplı dişlerde, geride kalan koronal diş dokusu yeterli olmadığında, kök kanalına post yerleştirilerek restorasyona retansiyon

sağlanabilmektedir. Kalan diş dokularının desteklenmesi için kaybedilen dokuyu taklit eden kor yapısının retansiyonunun post ile sağlanması gerekmektedir (48). Ancak yapılan bir çalışmada; postların dişleri güçlendirmede aksine hazırlanan post boşluğunun kökü daha da zayıflattığı ve dolayısıyla kök kırılmalarına neden olduğu gösterilmiştir (64). Yapılan çalışmalarda, postun yalnızca yetersiz diş dokusu varlığında final restorasyonu desteklemek amacıyla yerleştirilmesi gerektiği de vurgulanmıştır. Yani postun asıl fonksiyonu yapılacak olan koronal restorasyonu desteklemektir (65).

Post-Kor Restorasyonların Endikasyonları:

1. Travma, çürük, eski restorasyonlar, abrazyon veya erozyon gibi etkenlere bağlı olarak aşırı madde kaybı olan koronal diş dokusunda, 3 veya daha fazla aksiyal kavite duvarını kaybetmiş ve ferrule etkisinin yeterince sağlanamadığı dişlerin restorasyonunda; pinler, yardımcı kaviteler veya adeziv tekniklerin yetersiz kalması sebebiyle,
2. Gelişimsel bozukluklara bağlı koronal madde kaybı bulunan dişlerin restore edilmesinde,
3. Travma kaynaklı kırıkların tedavisinde kök kanalı desteğine ihtiyaç duyulduğunda,
4. Overdenture protezlerde diş kökünden retansiyon, stabilite ve destek alınması gereken durumlarda,
5. Malpoze bir dişin protezin giriş yolunu sağlamak amacıyla aksiyal veya oklüzal olarak düzeltilmesi sırasında pulpa bütünlüğünün bozulduğu durumlarda kullanımları endikedir (66,67).

Post Kor Restorasyonların Kontrendikasyonları:

1. İyileşmeyen periapikal patoloji varlığında,
2. Kök kanal dolgusunun yetersiz olduğu durumlarda
3. Kırılmaya eğilimli ve ince kök formuna sahip dişlerde,
4. Diş kökünde kırık veya çatlak varlığında,
5. Kök kanallarında hiperkalsifikasyon varlığında,
6. ET'nin başarısızlığına bağlı kanal perforasyonu meydana gelmiş dişlerde,
7. Ağız hijyeni kötü, periyodontal enfeksiyon riski taşıyan hastalarda ve
8. Koopere olmayan hastalarda post kor yapımı kontrendikedir (67,68).

Post uygulanırken dikkat edilmesi gereken hususlar:

- ☐ Apikal bölgede en az 4 mm guta perka bırakılmalıdır.
- ☐ Post yerleştirilirken diş dokusu mümkün olduğunca korunmalıdır.
- ☐ Post tasarımı rotasyonel kuvvetlere karşı dirençli olmalıdır.

4.4.1.2. Korona-Radiküler Restorasyonlar

Kaybedilen madde miktarı dişin klinik kron boyunun yarısını geçtiğinde; dişin koronal bölümünün, pulpa odasının ve pulpa odasının kanallara doğru olan kısmının cam iyonomer, amalgam veya kompozit rezinle restore edilmesine imkan tanıyan kor yöntemidir (62). Dişe post yerleştirmek yerine her kanalın 2-4 mm'lik koronal kısmı ve pulpa odası restorasyon materyalinin retansiyonunda kullanılır (69).

4.4.2. Kök Kanal Desteksiz Restorasyonlar

4.4.2.1. Amalgam Restorasyonlar

Amalgam uzun yıllar boyunca kullanılan, mekanik ve fiziksel özellikleri iyi, oldukça dayanıklı olan restoratif bir materyaldir (70,71). Diş dokularına mekanik bağlantı sağlayan amalgamlar, yüksek sıkışma dayanımı ve rijidite göstermeleri nedeniyle iyi bir klinik performansa sahiptirler (71,72). Amalgamın nem varlığında oldukça stabil olması, korozyon ürünlerinin kenarları tıkayıcı etkisi ile mikrosızıntıya karşı dirençli olması, yüksek basınç bölgelerinde kullanılabilir olması ve ısısal genleşme katsayısının dentinin yaklaşık 2 katı olması gibi avantajları vardır.

Amalgamların; korozyona uğraması, ısı ve elektriği iletmesi, estetik olmaması, galvanik akıma neden olması, daha geniş bir kavite preparasyonu gerektirmesi, adezyon özelliğine sahip olmaması, civa toksisitesine neden olması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu sebeple farklı restorasyon seçenekleri ön plana çıkmaktadır.

Amalgam restorasyonlar, ET yapılmış aşırı madde kayıplı dişlerde, diş dokularına kimyasal olarak bağlanamadıkları için monoblok bir yapı meydana getirememektedir. Bu sebeple amalgam restorasyonlar dişlerin tüberküllerinde ve servikal bölgelerinde yoğun stres oluşturmaktadır. Bu durum diş dokusunda ve restoratif materyalde kırık oluşumunda artış meydana getirmektedir (73). Bu dezavantajların varlığından dolayı ve günümüzde estetiğe olan ilginin artması nedeniyle diş rengindeki restorasyonlar daha çok tercih edilmektedir (74,75).

4.4.2.2. Tam Kron Restorasyonlar

Çürük, ET ve restoratif işlemler sonucu koronal diş yapısı büyük oranda kaybedilir. Böyle durumlarda tam kron restorasyonları tercih edilmektedir (61,76).

Tam kronlar, sızdırmazlık ve kırılmaya karşı dirençleri açısından konservatif restorasyonlardan daha üstündür. Kronlar, kalan diş yapısı doğrudan prepare edilerek üretilbildiği gibi kök kanalı içerisine bir post yerleştirilerek üretilmektedir. Post yapılarak, kor ve kron materyalinin tutuculuğu da sağlanmış olur (77). Kron, kor yapıyı kaplayarak dişe fonksiyonel ve estetik özellikler kazandırır (42).

Günümüzde zirkon alt yapıli seramik veya tam seramik restorasyonların kullanımının artmasına rağmen metal-seramik restorasyonlar hala güncelliğini korumaktadır. Metal-seramik restorasyonlar; çiğneme kuvvetlerine dayanıklı olmaları, ekonomik olmaları, kabul edilen marjinal ve internal açıklığa sahip olmaları nedeniyle tercih edilmektedir. Tam seramik restorasyonlarsa daha üstün estetik özelliklere sahip olmaları, biyouyumlu olmaları, korozyona uğramamaları, güçlendirilen alt yapıları sayesinde çiğneme kuvvetlerine dayanıklı olmaları sebebiyle günümüzde daha fazla tercih edilmektedir (78).

4.4.2.3. İnlay, Onlay, Overlay Restorasyonlar

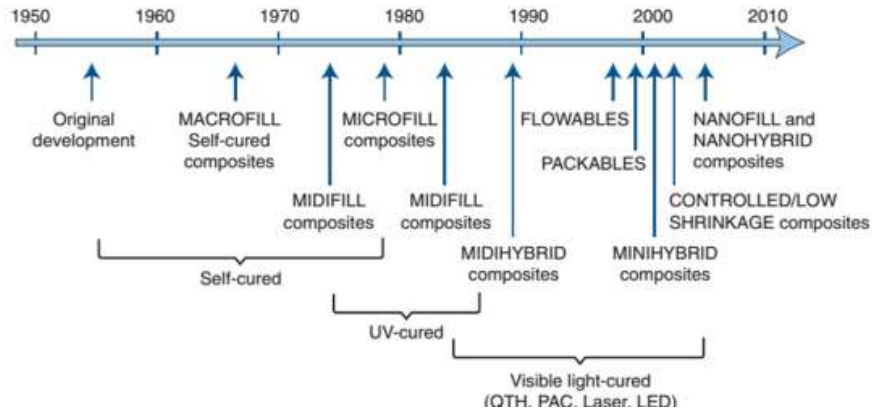
Inley, onley ve overley şeklinde hazırlanan indirekt seramik restorasyonlar; ET'li dişlerde, metal alerjisi olan veya metal restorasyon tercih etmeyen hastalarda, abrazyon ve erozyonların fazla olduğu bölgelerde, geniş ve derin çürük kavitesi varlığında, zayıflamış aksiyal duvarların tüberkül kırıklarına karşı daha dayanıklı hale getirilmesinde, tüberkül kırığı bulunan ve estetiğin önemli olduğu durumlarda, karşıt çenede seramik kron veya köprülerin bulunduğu hastalarda benzer sertliğe ve aşınma direncine sahip materyal kullanılması zorunluluğunda tercih edilirler (79-81).

Seramik restorasyonların; bruksizm gibi kötü alışkanlıkları olan hastalarda, genç hastaların geniş pulpalı dişlerinde, karşıtında geniş bir kompozit rezin restorasyon bulunan vakalarda, kron boyu kısa olan dişlerde, küçük sınıf I ve II kavitelere sahip molar dişlerde, kavite basamaklarının fazlaca subgingivalde olduğu durumlarda veya simantasyon sırasında kavitenin kuru kalması sağlanamıyorsa klinik olarak endikasyonu doğru değildir. Böyle durumlarda alternatif farklı tedaviler düşünülmelidir (82-84).

İndirekt seramik restorasyonlar, boyut ve renk açısından stabildirler, ağız sıvılarından etkilenmezler, mekanik etkilere karşı dirençlidirler, internal ve yüzeysel olarak boyanabilirler. Bu restorasyonların; ısısal genleşme katsayıları diş dokusuna yakındır, glazelenmiş porselen yüzeylerinde plak birikimi oldukça az düzeydedir, su emilimleri yoktur, doğal dişlerdeki gibi ışık ve renk geçirme özelliğine sahiptirler ve hem ısıyı hem de elektrik akımını zayıf iletirler. Kırılma, makaslama ve gerilim kuvvetlerine karşı dirençsiz olmaları, adezyon kaybı görülebilmesi ve sertliklerinden dolayı üzerlerine gelen ekstra yükleri karşılayamamaları ise dezavantajlarındandır. Tamirleri ve düzeltilmeleri risklidir ve ekonomik değillerdir (85,86).

4.4.2.4. Kompozit Restorasyonlar

1940' lı yıllarda konservatif diş hekimliği alanına rezin içerikli materyaller dahil edilmiştir. 1955 'te Buonocore, mine yüzeyine akrilik rezinlerin adezyonunu arttırmak için ortofosforik asit uygulamıştır. 1962'de Dr. Rafael Bowen, akrilik rezinlerin mekanik özelliklerini iyileştirmek amacıyla Bisfenol A glisidil metakrilat (BisGMA) monomerini içeren rezin kompozitleri geliştirmiştir (87-89). Başlarda yalnızca kimyasal olarak polimerize edilen iki komponentli materyaller mevcutken 1970' li yıllarda ultraviyole ışık kaynağı (365 nm dalga boyu) kullanılarak polimerize edilen kompozit rezin materyaller ortaya çıkmıştır. Ancak sonrasında birtakım dezavantajları nedeniyle ultraviyole ışık yerine günümüzde de kullanılan görünür ışık (427-491 nm dalga boyu) kullanılmaya başlanmıştır (87,90). Yıllar içinde nano teknolojinin dahil edilmesiyle birlikte kompozit rezinlerde bir çok önemli gelişme görülmüştür. Nanoteknoloji ile birlikte mükemmel dayanıklılık, yüksek aşınma direnci ve doğal dişleri iyi şekilde taklit eden estetik materyaller elde edilmiştir. Ayrıca kompozit rezinlerin diş yapısına adezyonu için adeziv ajanların geliştirilmesi kompozit restorasyonların performansını artırarak ağız içi kullanım ömrünü uzatmıştır (91).



Şekil 1: Kompozit rezinlerin; bonding, monomer, doldurucu ve ışıkla ma teknolojilerindeki gelişmelerin kronolojisi (92).

Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmakta olan kompozit rezinler; organik matriksten, çeşitli boyutlarda ve tipte inorganik dolduruculardan ve ara fazdan meydana gelmektedir (93). Organik matriks fazının temel bileşenleri Bis-GMA (Bisfenol -A glisidil metakrilat) ve Üretan Dimetakrilat (UDMA) tan oluşmaktadır.

Viskozitelerini azaltmak amacıyla, trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) başta olmak üzere düşük viskoziteli monomerler eklenmektedir (94,95).

4.4.2.4.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı

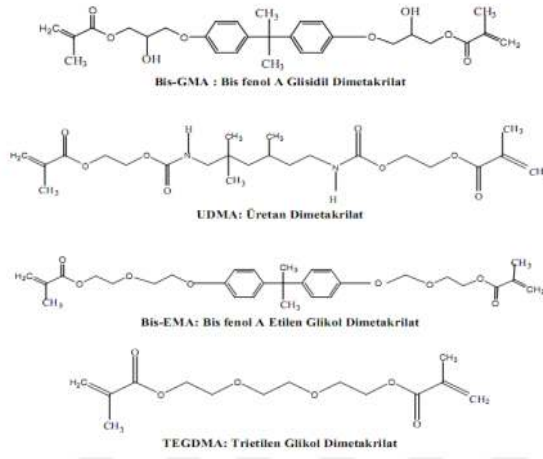
Dental tedavilerde kullanılan kompozit rezinler kimyasal olarak 3 farklı yapıdan oluşmaktadır (87,88,94).

- a) Organik matriks fazı (taşıyıcı faz)
- b) Ara faz (sılan bağlayıcı faz)
- c) İnorganik faz (dağılan faz)

a) Organik Matriks Fazı (taşıyıcı faz)

Organik matriks için kullanılan monomerlerin büyük bir kısmı dimetakrilat bileşiklerini içerir. Yaygın olarak kullanılan iki monomer, üretan dimetakrilat (UDMA) ve Bisfenol -A glisidil metakrilat (Bis-GMA) tır (91). Bis-GMA; Rafael BOWEN (1960'ların başında) tarafından geliştirilmiştir ve dental kompozitlerin %80-90'ı Bis-GMA monomerini içermektedir. Bis-GMA, monomer molekülleri üzerindeki hidroksil grupları arasında meydana gelen hidrojen bağı etkileşimleri nedeniyle oldukça yüksek bir viskoziteye sahiptir (96).

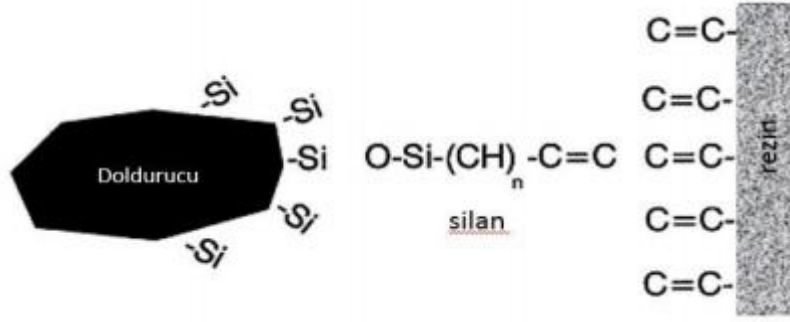
Son yıllarda Bis-GMA'nın sahip olduğu yüksek viskoziteyi azaltmak amacıyla daha düşük viskoziteye sahip; bis-fenol-A etilen glikol dimetakrilat (Bis-EMA), üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA) monomerleri geliştirilmiştir (95,97,98). TEGDMA nın sahip olduğu düşük viskozite sebebiyle dönüşüm sırasında meydana gelen polimerizasyon büzülmesi daha fazladır (99,100). UDMA ise, renk değişimine daha dirençli olmakla birlikte, hidroksil grubu içermediği için düşük su absorpsiyonu sergiler ve iyi bir adezyon sağlar (96,101). Aynı zamanda UDMA kopolimerleri daha yüksek sertlik, elastiklik modülüsü ve eğilme mukavemeti göstermektedir (97).



Şekil 2: Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA ve TEGDMA'nın kimyasal formülü (97).

b) Ara Faz (silan bağlayıcı faz)

Kompozit rezinlerde; organik ve inorganik faz arasında, kompozit materyalinin gelişmiş mekanik özelliklere sahip olması ve kimyasal yapının devamlılığının sağlanması için sıkı bir bağlanmaya ihtiyaç vardır. Bu bağlanmayı sağlayan yapı ara fazdır. Kompozit rezinlerde, inorganik ve organik matriks komponentlerini birbirine bağlayan yapıya 'silan' adı verilmektedir. Silan, silisyum hidrojenli bileşiklerden meydana gelmektedir. Bağlayıcı faz ajanlarından biri, 3 metakriloksipropiltrimetoksisilan (MPTS)'dir (102). Bu moleküllerin 2 fonksiyonu bulunmaktadır. Organik matrikste bulunan metakrilat grupları ile kovalent bağ kurarken, aynı zamanda diğer taraftaki doldurucu partiküllerin yüzeyindeki hidroksil gruplarına da bağlanırlar. Böylece; kompozit rezinlerin mekanik ve fiziksel özelliklerini artırırken, ara yüzeylere suyun penetrasyonunu engelleyerek hidrolitik stabiliteyi sağlamaktadırlar. İnert ve dayanıklı (kimyasal olarak) olan bu bileşenler sıvı halden esnek katı hale kadar çeşitli hallerde bulunabilmektedirler (91,103).



Şekil 3: Dental kompozitlerde polimer matrisi ve doldurucu arasındaki silan bağının basitleştirilmiş şematik görüntüsü (96).

c) İnorganik Faz (dağılan faz)

Günümüz kompozit rezinlerinde polimerizasyon büzülmesini azaltmak, rezin matrisini güçlendirmek ve malzemenin optik özelliklerini iyileştirmek amacıyla rezin matrisi içerisine kompozitin büyük bir kısmını (ağırlıkça) oluşturan doldurucular eklenmektedir (104). Doldurucu olarak koloidal silika, baryum silikat, lityum alüminyum silikat, stronsiyum/borosilikat cam, kuartz veya çinko silikat gibi inorganik moleküller kullanılmaktadır (94). En sık kullanılan inorganik partikül kuartz iken; stronsiyum, baryum, çinko ve yitriyum kompozit rezine radyoopasite sağlamaktadır. Koloidal silika partikülleri, 0.1 mikrondan daha küçük çapa sahiptir. Bu partiküllerin ısısal genleşme katsayıları düşüktür. ayrıca kompozitin kondansasyon ve cilalanma özelliğini de arttırmaktadırlar. Saf silikanın, kristalin (kristobalit, tridimit, kuartz) ve non-kristalin (silikat cam) olmak üzere iki formu mevcuttur. Günümüzde kristalin formlarının sert olması rezin kompozitin cila ve bitirme işlemlerini güçleştirmektedir. Bu nedenle rezin kompozitler genellikle silikanın non kristalin formu kullanılarak üretilmektedir (105). Aynı zamanda kullanılan bir diğer materyal de kalsiyum metafosfattır. Kalsiyum metafosfat, cam yapıdan daha yumuşak olması ve karşıt dişin daha az aşınmasına neden olması nedeniyle tercih edilmektedir (106).

Araştırmacılar, inorganik doldurucu partiküllerindeki değişikliklerin ve gelişmelerin daha kolay anlaşılabilmesi için kompozit rezinlerin sınıflandırılmasında doldurucu partiküllerin büyüklüğü ve miktarını esas almışlardır (107). Genel olarak, kompozitlerin mekanik ve fiziksel özellikleri, eklenen doldurucu miktarına doğrudan

UV Stabilizatörler:

Kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerde polimerizasyondan sonra reaksiyona girmeyen artık maddeler, ultraviyole ışığın etkisiyle parçalanarak amin renklenmesi denilen kahverengi renklenmeye sebep olabilmektedirler. Bu durumu engellemek için otopolimerizan kompozitlerin organik fazına UV stabilizatörleri (2-hidroksi -4- metoksibenzofenon) ilave edilmektedir (94,108).

4.4.2.4.3. Kompozit Rezin Sınıflaması

Kompozit rezinler:

- 1) Polimerizasyon yöntemlerine,
- 2) Visközitelerine,
- 3)İçerdikleri inorganik doldurucu miktarına ve partikül boyutuna göre sınıflandırılmaktadırlar.

Lutz ve Philips'in sınıflandırması günümüzde en çok kabul gören sınıflandırmadır. Bu sınıflamada, inorganik doldurucu partiküllerin miktarı ve büyüklüğü esas alınmıştır (107).

4.4.2.4.3.1. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezin Sınıflaması

a) Kimyasal Yolla Polimerize Edilen Kompozitler

Bu kompozitlere “otopolimerizan kompozitler” de denmektedir. Katalizör ve bazdan oluşan pasta+likit, pasta+pasta komponentlerinin karıştırılmasıyla polimerizasyon meydana gelmektedir. Kimyasal olarak polimerizasyonu tamamlanan bu kompozitlerde başlatıcı benzoil peroksit, aktivatör ise tersiyer amindir (100). İki pat birbiriyle karıştırılmaya başlandığında tersiyer amin yapı benzoil peroksitle reaksiyona girerek serbest radikaller meydana getirir ve sonrasında polimerizasyon başlar. Kompozit polimerizasyonuyla meydana gelen büzülme merkeze doğrudur. Bu büzülmeye bağlı olarak marjinal kenarlarda stres birikimi oluşur. Kompozitlerin tersiyer amin içermeleri ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğramalarına ve kahverengi amin renklenmesi görülmesine neden olur. Bu renklenmeyi nem absorpsiyonu ve ultraviyole ışık hızlandırır (94). Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinlerin bir diğer dezavantajı da çalışma sürelerinin kısa olmasıdır (102).

b) Işık ile Polimerize Edilen Kompozitler

1972 yılında ilk kez kullanılmaya başlanan bu kompozitler tek pat şeklinde piyasaya sunulmuştur. İlk çıkan kompozitler polimerizasyon ultraviyole ışık kullanılarak yapılmıştır. Zamanla ultraviyole ışığın hasta ve hekim için zararlı olabileceği düşünülmüştür ve terkedilerek yerine görünür ışık kullanılmıştır. Görünür mavi ışık 420-470 nm (nanometre) dalga boyundadır ve polimerizasyon başlatıcısı olarak kamforokinon gibi bileşikler kullanılır. Ayrıca hızlandırıcı olarak ise alifatik amin kullanılır (94).

Görünür ışıkla olan polimerizasyona “fotopolimerizasyon” da denmektedir. Görünür ışıkla polimerize edilen fotoinisiyatorler, akselerator/katalist sisteme sahip tek patlı materyallerdir ve amin akselerator/katalist varlığında görünür ışıkla aktive olabilen kamforokinon gibi diketonlardır. Diketon/amin kompleksinin aktive olması dimetakrilat rezin monomerlerinin polimerizasyonunu başlatmaktadır (109). Işık ile polimerize edilen kompozitlerde amin konsantrasyonu otopolimerize kompozitlere göre daha azdır dolayısıyla renk stabilitesi de kimyasal kompozitlerden daha iyidir (102,110).

Yaygın olarak kullanılan fotoinisiyatorlerden biri kamforokinondur. Kamforokinon 400-500 nm dalga boyu aralığındaki görünür mavi ışığın absorpsiyonu yapar ve küçük miktarlarda kamforokinon ışık absorpsiyonu için yeterlidir (ağırlıkça % 0.2 veya daha az) (102). Ayrıca kamforokinon maksimum absorpsiyon spektrumuna 468 nm dalga boyunda ulaşır (90).

Fotopolimerize kompozitlerin otopolimerize kompozitlere göre polimerizasyon dönüşüm oranları ve renk stabilitesi daha yüksektir. Dayanıklılık ve buna bağlı olarak kırılma dirençleri de daha fazladır. Işıkla polimerize olan kompozitler kimyasal kompozitlere göre daha az gözeneklidir ve hekimin polimerizasyon süresini kontrol etmesine imkan tanır (109).

c) Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Edilen Kompozitler

Bu kompozit rezinlerin polimerizasyon mekanizmaları hem kimyasal hem de ışık aktivasyonu ile gerçekleşmektedir. Polimerizasyon ışık aktivasyonu ile başlayıp kimyasal olarak devam eder ve polimerizasyon hızı yavaştır. Özellikle derin

kavitelerde 2 mm'den daha kalın kompozit rezin uygulanan durumlarda kullanılmaktadır. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşip gerçekleşmediğinden endişe edilen durumlarda kullanılması önerilmektedir (94). Dual cure rezinler biri aromatik tersiyer amin hızlandırıcı diğeri benzoil peroksit içeren ışıkla polimerize edilebilir iki macundan oluşmaktadır. Bu sistemin en büyük avantajı; ışıkla polimerizasyon daha derinde, ulaşılabilen bölgelerde ve yetersiz olsa bile polimerizasyon devam etmekte sonunda tedavi tamamlanmaktadır. Ancak en büyük dezavantajı ise karıştırmanın neden olduğu gözenekli yapıdır (102).

4.4.2.4.3.2. Visközitelerine Göre Kompozit Resin Sınıflaması

1)Kondanse Edilebilir Kompozitler

Kondanse edilebilen kompozitlerin rezin matriksleri modifiye edilerek doldurucu miktarları artırılmıştır. Böylece posterior bölgede sınıf I ve II restorasyonlarda kullanılmak amacıyla geliştirilmişlerdir. Hibrit kompozitlere kıyasla hacimce daha fazla doldurucu yüzdesine sahip ve doldurucu partikül boyutu daha büyük olan visküz kompozitlerdir (111,112). Bu kompozitlerin mekanik ve fiziksel özelliklerinin geliştirilmesi daha kolay aproksimal kontakt oluşturulmasına olanak sağlar. Ayrıca yüksek doldurucu içeriklerinden dolayı daha fazla viskoziteye ve daha az polimerizasyon büzülmesine sahiptirler. Kondanse olabilmeleri nedeniyle amalgam yerine başarıyla uygulanabilmektedirler (100,113). Kondanse olabilen kompozitlerin dezavantajı visküz olmalarından dolayı kavite duvarlarına adaptasyon sırasında ve tabakalar arasında boşluk kalma olasılığının artmış olmasıdır (100). Ayrıca doldurucu partiküllerin büyük olması sebebiyle bitirme ve cila işlemlerinden sonra restorasyonun yüzeyi daha pürüzlü kalmaktadır. Bu nedenle estetik açıdan zayıftırlar ve anterior dişlerde kullanımınları kontrendike hale gelmektedir (109).

2) Akışkan Kompozitler

Yeni bir kompozit materyali olarak 1996 yılında üretilen akışkan kompozitler, geleneksel kompozit rezinlere göre daha düşük viskoziteye sahip olan ve enjeksiyon yöntemiyle kaviteye rahatça uygulanan hibrit rezinlerdendir (114). Akışkan kompozitler % 35 - % 65 arasında değişen doldurucu içeriğine sahiptir. Azalan doldurucu içeriğine bağlı olarak; hem zayıf fiziksel özelliklere hem de artan polimerizasyon büzülmesine sahiptirler. Genellikle geniş preperasyonlarda ve üst

yapı materyali kaynaklı polimerizasyon büzülmesini azaltmak için 0,5 mm kalınlığında astar amaçlı kullanımı akışkan kompozitler için en uygun kullanım alanıdır (88,91,115). Günümüzde doldurucu oranları artırılarak, akışkan kompozitlerin mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirilmiştir (116).

4.4.2.4.3.3.   erdikleri Partikül Boyutuna Ve  norganik Doldurucu Miktarına Göre Kompozit Rezin Sınıflaması

Kullanılan partiküllerin boyutu; polimerizasyon büzülmesi, polimerizasyon derinliği, cilalanabilirlik/estetik ve fiziksel özelliklere etki ettiği için kompozit rezinler  erdikleri partikül miktarına ve doldurucu partikül büyüklüğüne göre sınıflandırmaktadır. (Tablo 1).  norganik doldurucu yüzdesinin ve partikül boyutunun oranının bilinmesi rezin kompozitin cilalanabilirliği ve dayanıklılığı açısından bilgi verir (109).

Tablo 1. Kompozitlerin, inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğüne (μm) ve yüzdelere (%) göre sınıflandırılması (107)

Kompozit Rezin Tipi	�norganik Doldurucu Partikül Büyüklüğü (μm :mikrometre)	�norganik Doldurucu Partikül Yüzdesi (%) (Ağırlıkça)
Megafil	50-100 μm	%70-80
Makrofil	10-100 μm	%70-80
Midifil	1-10 μm	%70-80
Minifil	0.1-1 μm	%75-85
Mikrofil	0.01-0.1 μm	%35-60
Hibrit	0.04-1 μm	%75-80
Nanofil	0.005-0.01 μm	%85-90

Megafil Kompozit Rezinler

Megafil kompozitler 50-100 mikrometre (μm) büyüklüğünde inorganik doldurucu partiküllere sahip olan kompozitlerdir. Çok aşınan bölgelere veya okluzal temas bölgelerine yerleştirilmesi önerilir. “İnsert” denilen 0,5–2 milimetre (mm) büyüklüğündeki cam partiküller de mega doldurucu olarak varsayılmaktadır (88,94,117).

Makrofil Kompozit Rezinler

Makrofil kompozitler 10-100 μm büyüklüğünde doldurucu partiküllere sahip ve inorganik doldurucu olarak kuartz ya da ağır metal cam partiküller içeren kompozit rezinlerdir. Doldurucu partiküllerin sert ve büyük olması sebebiyle inorganik partiküllere göre organik matriks daha fazla aşınmaktadır. Bu durum daha fazla yüzey pürüzlülüğü ve dolayısıyla renklenmeye neden olur. Bu materyallerin aşınma dirençleri düşük olduğu için posterior bölgede kullanımı önerilmemektedirler (94).

Midifil Kompozit rezinler

Midifil kompozitler 1-10 μm büyüklüğünde doldurucu partikül boyutuna sahip kompozit rezinlerdir. Geleneksel kompozitler; makrofil ve midifil kompozitleri kapsamaktadır (94).

Minifil Kompozit rezinler

Minifil kompozitler 0,1-1 μm büyüklüğünde inorganik doldurucu partiküllere sahip kompozit rezinlerdir. Bu materyaller makrofil kompozitlere göre daha fazla doldurucu partikül miktarına sahiptir. Böylece materyalin aşınmaya karşı direnci arttırılmış ve materyal daha radyoopak hale getirilmiştir. Doldurucu partiküllerin küçük olmasından dolayı daha pürüzsüz bir yüzey elde edilme olasılığı artmıştır. Bu kompozitlerde yüzey özelliklerini geliştirmek için, inorganik doldurucu olarak, kuartz yerine ağır metal içeren cam ile yoğunlaştırılmış baryum veya stronsiyum gibi partiküller kullanılmıştır. Bu partiküllerin eklenmesinin avantajı, minifil kompozitlerde radyoopasite ve aşınma direncini arttırmasıdır (94,118).

Mikrofil Kompozit rezinler

Mikrofil kompozitler 0.01-0.1 µm arasında partikül büyüklüğüne sahip kompozitlerdir. Mikrofil kompozitlerde inorganik doldurucu kolloidal silika partiküllerinden oluşmaktadır. Bu kompozitler, daha iyi cilalanabilirlik ve bitirilme özelliğine sahiptir. Diğer bir avantajı da, makrofil kompozitlerden daha yüksek sıkışma dayanıklılığına sahip olmalarıdır. Partikül oranı daha az olduğu için monomer oranındaki artışa bağlı olarak su absorpsiyonu artar, ısıl genişleme katsayısı yükselir ve elastisite modülü azalır (94). Küçük partiküllerdeki ışık kırma indeksi diş minesine yakın olduğundan mineye benzer bir estetik görünüm sağlar. Çiğneme kuvvetlerine karşı dirençleri yoktur bu nedenle sadece anterior bölgedeki dental restorasyonlarda kullanımları tavsiye edilir (94,118).

Hibrit Kompozit Resinler

Hibrit kompozitlerin mekanik ve fiziksel özellikleri mikrofil ve makrofil kompozitlere; yüzey pürüzsüzlüğü ise mikrofil kompozitlere benzemektedir. Bu sebeple doldurucu partikül yüzdesi ağırlık olarak yaklaşık %75- %80'e ulaşmıştır. Hibrit kompozitlerde inorganik doldurucu partikül büyüklüğü, yaklaşık olarak 0.04-1µm arasındadır. İnorganik partiküllerin nispeten daha yüksek içeriği geleneksel kompozit rezinlerden daha iyi mekanik ve fiziksel özelliklere sahip olmalarını sağlar. Büyük boyuttaki partiküller arasına submikron büyüklüğündeki (mikro) partiküllerin dağıtılması ile bitirilmiş bir restorasyonda çok daha pürüzsüz bir yüzey elde edilmektedir. Başlangıçta anterior direkt estetik restorasyonlar için endike olan hibrit kompozitler, günümüzde posterior direkt restorasyonlarda da kullanılmaktadır (119).

Bu kompozitler makrofil kompozitlerin mekanik ve fiziksel özelliklerinden, mikrofil kompozitlerin de gelişmiş yüzey pürüzsüzlüğü özelliğinden yararlanmak amacıyla iki farklı boyuttaki doldurucunun karıştırılması sonucu oluşturulmuştur. Partikül boyutları makrofil kompozite göre küçüktür. Ancak, partikül miktarı mikrofil kompozitlerden daha fazladır. Mekanik özellikleri ise, her iki tür kompozitten de daha iyidir. Hibrit kompozitin tiplendirilmesinde; kompozitin sahip olduğu en büyük boyuttaki partikülden faydalanılır ve karışımın ikinci komponentini de küçük boyuttaki partiküller oluşturur (94,118).

Yeni bir kompozit formülasyonu olarak ortaya çıkarılan “Mikrohibrit” kompozitler, doldurucu teknolojisindeki yenilikler sonucu submikron boyuttaki (0.04 μm) ve daha büyük boyuttaki partiküllerin (0,1 μm -1 μm) bir araya getirilmesi ile meydana getirilmiştir. Son zamanlarda hem anterior hem de posterior bölge restorasyonlarında kullanımı estetik ve üstün aşınma direnci sunarak çok amaçlı "universal" kompozit rezinler olarak tanıtılmaktadırlar (118). Universal kompozitler, mikrohibrit kompozitlere daha küçük partiküllerin ilave edilmesi ve daha iyi cilalanabilirlik özellikleriyle geleneksel hibrit kompozitlerden ayrılmaktadır (89).

Mikrohibrit kompozitlerin son versiyonları ise “Nanohibrit” kompozitlerdir ve nanodoldurucu teknoloji ile geliştirilmişlerdir. Nanohibrit kompozitler nanometre büyüklüğündeki doldurucu partiküller (0.005–0.01 μm) ve geleneksel doldurucu partiküllerin kombinasyonu ile oluşturulmuştur. Nanohibrit kompozit rezinler geleneksel hibrit kompozitlerin aşınma dirençleri ve fiziksel güçlerini; mikrofil kompozitlerin ise uygulama ve iyi cilalanabilirlik özelliklerini bir arada taşıyan universal kompozitlerdir (120). Mikrodolduruculu ya da önceden polimerize edilmiş partikül içeren kompozitler “nanohibrit” kompozit rezinler olarak adlandırılırken; nanomer ve nanocluster partikülleri içeren kompozitler “nanofill ” kompozitler olarak tanımlanmaktadır (121). Nanohibrit ve mikrohibrit kompozitlerde bulunun çok küçük partiküller sebebiyle artan polisajlanabilirlik; geleneksel hibrit kompozitlere göre mükemmel fiziksel özelliklere sahip olduğunu düşündürmektedir (122).

Küçük partiküllü kompozitlerde, karışımın viskozitesini arttırmak için doldurucu partiküller monomer matrikse eklenir. Viskozite problemini çözmek için monomer matrikse, doldurucu olarak önceden polimerize edilmiş, öğütülmüş ve 1-20 μm büyüklüğünde partiküllere sahip mikrofil kompozit ilave edilmiştir. Doldurucu partiküllerin modifiye edilmesiyle oluşan kompozitlere heterojen kompozitler denmektedir (123).

Nanofil kompozitler

Diş hekimliğinde nanoteknolojinin kullanılmasıyla beraber partikül büyüklüğü 0,005-0,01 µm den küçük doldurucu partiküllere ve doldurucu içeriği ağırlıkça %85-90 arasında değişen ‘nanofil kompozitler’ üretilmiştir (123).

Nanofil kompozitlerde diğer kompozitlere benzer polimerik yapı materyalin organik yapısını oluştururken, inorganik yapıyı iki ayrı kısım oluşturmaktadır:

- Silika nanodoldurucular (nanomer)
- Nanomer grupları (nanocluster)

Nanomer yapı, partiküllerin kümeleşmemiş halini ifade eder ve organik yapıda ayrı ayrı bulunurlar. Nanocluster (nanomer grupları) ise, 50 nm’den daha küçük nanomerlerin gevşek bağlarla bir araya gelip meydana getirdikleri yapılara verilen isimdir (124).

Nanofil kompozitlerde; doldurucu oranındaki artışla birlikte organik polimer matriksinin kapladığı alan hacimce azalır (123). Organik polimerin hacimce azaltılmasının amacı; polimerizasyon büzülmesi sorununu minimize etmektir. Ayrıca su emiliminin azalması ile renklendiricilerin kompozit yapıya penetrasyonu zorlaşmaktadır. Böylece klinik olarak daha uzun ömürlü estetik performans sağlanmaktadır. Nanofil kompozitler; yüzey yapısı ve estetik açıdan mikrofil kompozitlere, dayanıklılık bakımından da hibrit kompozitlere benzemektedir (94,124).

4.4.2.4.4. Kompozit Rezinlerdeki Güncel Gelişmeler

4.4.2.4.4.1. Ormoserler

Restoratif diş hekimliğinde 1998 yılında, yeni bir materyal sınıfı olarak geliştirilmiştir. Ormoserler, organically modified ceramics (organik-modifikasyon-seramik) kelimelerinin ilk hecelerinden oluşmuştur (94). Bu kompozitler; tioeter oligo metakrilat alkoksi silanın ve çok fonksiyonlu üretan inorganik-organik kopolimerlerinden oluşmaktadır. Silanın alkoksil grupları; polikondensasyon ve

hidroliz reaksiyonlarıyla inorganik Si-O-Si ağlarını, metakrilat grupları ise kimyasal yolla organik polimerizasyonu gerçekleştirmektedir (115,117,125).

Ormoserler temel olarak; polisiloksan, organik ve inorganik kısım olmak üzere 3 komponentten oluşmaktadır ve bu komponentlerin ihtiva ettiği oranlar materyalin termal, optik ve mekanik özelliklerini etkilemektedir.

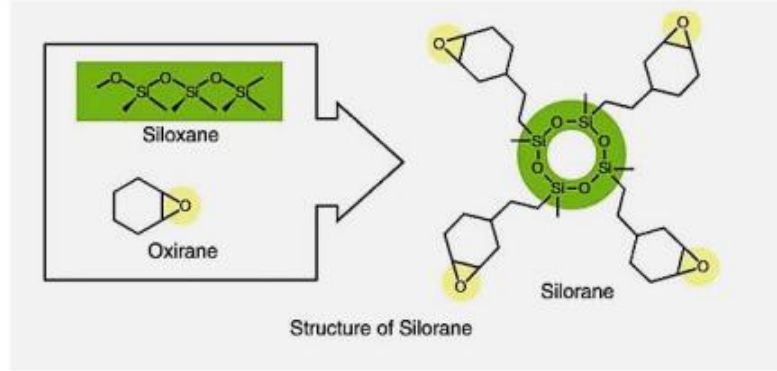
- 1) Polisiloksan; yapısal özellikler, elastikiyet veya dizilimden sorumludur.
- 2) Organik polimerler; sertliği, optik özellikleri, polariteyi ve (cross link) çapraz bağ kabiliyetini etkilemektedirler.
- 3) Seramik veya cam komponentler (inorganik içerik); kimyasal stabilite ve termal ekspansiyondan sorumludurlar (101).

Ormoserlerin ısısal genleşme katsayısı doğal diş yapısına benzerdir ve organik-inorganik polimerlerin 3 boyutlu çapraz bağlanmalarıyla elde edilmektedir. Yapılan çalışmalarda; ormoserlerin daha az doldurucuya sahip olmalarına rağmen kompozitlere göre daha düşük aşınmaya sahip oldukları ve polimerizasyon büzülmelerinin hibrit kompozitlere benzer olduğu gösterilmiştir (126).

4.4.2.4.4.2. Siloranlar

Günümüzde kompozitler oldukça geliştirilmiş estetik ve fiziksel özelliklere sahiptir ancak polimerize edilirken meydana gelen büzülme problemi hala çözülememiştir. Siloranlar; yapısında bulunan oksiran ve siloksan moleküllerinin reaksiyonuyla oluşan, katyonik halka açılımına sahip hibrit monomer sistemidir. Geliştirilmesinin amacı, kompozitlerde meydana gelen polimerizasyon büzülmesi sorununu ortadan kaldırmaktır (Şekil 4) (127-129). Siloran molekülü yapı olarak; bir siloran çekirdeğinin etrafının dört oksiran halkası tarafından çevrilmesiyle oluşmaktadır. Katyonik halka açılımı sonucu hacimsel olarak genleşme meydana gelmekte ve böylece moleküllerin bağlanması sırasında (polimerizasyon) ortaya çıkan büzülme kompanse edilmektedir (128,130). Bu kompozit rezinlerin bir diğer olumlu özellikleri; mutajenik olmamaları, oldukça az polimerizasyon büzülmesi göstermeleri ve biyolojik sıvılara karşı daha dayanıklı olmalarıdır (128,131,132). Siloranlar; mekanik özelliklerinin iyi olması, hidrofobik olmaları, biyouyumlulukları

ve polimerizasyon b z lmelerinin düşük olması sebebiyle metakrilat monomeri içeren kompozitlere alternatif olarak piyasaya çıkarılmıştır (133,134).



Şekil 4: Siloranın Yapısının  ematik Görüntüsü (91).

4.4.2.4.4.3. İyon Salabilen Kompozitler

1998 yılında piyasaya sunulan bu kompozitlerin yapısından kalsiyum, florür ve hidroksil iyonları serbestle mektedir. Bu fonksiyonel iyonlar, mikroorganizmaları ve mikroorganizmalar tarafından üretilen asitleri etkilemektedir dolayısıyla restore edilen di  sert dokusunu demineralizasyondan korumaktadır (134). Ancak bazı kompozitlerin (Tetric Ceram, Charisma F, Ariston pHc) florür içermesine rağmen antibakteriyel etkinlikleri incelendiğinde mikroorganizmalar üzerinde herhangi bir antibakteriyel etki göstermedikleri belirlenmiştir (135,136).

4.4.2.4.4.4. Antibakteriyel Kompozitler

Antibakteriyel kompozit rezinler iki şekilde elde edilirler;

- 1- Resin matrikse    nebilir antimikrobiyal materyal (klorheksidin) eklenir. Klorheksidin, restorasyondan salınarak etkili olmaktadır. Ancak klorheksidinin antibakteriyel etkisinin geçici olması ve kompozitin fiziksel özelliklerini zayıflatması nedeniyle kompozitlere ilave edilmesi başarısızlıkla sonuçlanmıştır (106).
- 2- Bir diğer grup; antimikrobiyal ajanın, resin matrikste sabit kalması sonucu üretilen kompozit rezinlerdir. MDPB monomeri resin matriks içinde hapsolur ve dışarı salınamaz. Bu şekilde plak birikimini ve bakteri üremesini engeller.

Ancak piyasadaki birçok ticari ürünün güvenilir antibakteriyel özellikler göstermediği bilinmektedir (137,138).

4.4.2.4.4.5. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler

Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler, dış yapıyı oluşturmak amacıyla kullanılan mikro dolduruculu ya da hibrit partikül içeren kompozit ve alt yapıyı oluşturmak amacıyla kullanılan fiber olmak üzere iki farklı yapının birleşiminden meydana gelmektedir (139). Ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen fiber, cam fiber, aramid fiber ve karbon fiber olmak üzere farklı özellikte fiber tipleri bulunmaktadır. Fiberler kompozitlere gelişmiş mekanik özellikler kazandırmak amacıyla geliştirilmiştir (140). Çatlak durdurabilme özellikleri yanında çekme stresine karşı da dayanıklıdırlar. Fiberle güçlendirilmiş kompozitin özelliğini, yapısında bulunan fiberlerin geometrisi etkilemektedir (141). Bu kompozitlerde, matriks içerisinde fiberler gömülü şekilde bulunmaktadır. Polimer esaslı veya rezin yapıya sahip bu matriks; polietilen, karbon veya cam yapıdaki fiberlerin çevresinde bir faz oluşturur. Matriks yapının amacı; sardığı fiberi nemden korumak ve gelen kuvvetleri fiberlere (en güçlü kısım) aktarmaktır (142).

Yapılan çalışmalarda mekanik açıdan test sonuçları; kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin geleneksel kompozitlerle karşılaştırıldığında, daha fazla bükülme, kırılma direnci ve yük taşıma kapasitesine sahip olduğunu göstermiştir. Ayrıca fiber oryantasyonundan dolayı polimerizasyon büzülmesi kontrol altına alınarak mikrosızıntı olasılığı azaltılmıştır (143).

4.4.2.4.4.5.1. Karbon Fiberler

Karbon fiberlerin elde edilmesi ilk kez 19. yüzyılın sonlarında, Edison tarafından pamuk fiberler ve ince bambu çubukların karbonize edilmesiyle olmuştur. Karbon fiberler çoğunlukla poliakrilo nitritin önce 200-250 °C’de havada, sonrasında 1200°C’de atmosfer ortamında ısıtılmasıyla elde edilir. Bu işlemle nitrogen, hidrojen, oksijen atomları ortamdan uzaklaştırılır ve karbon atom zinciri oluşturularak karbon fiberlerin ortaya çıkması sağlanır (144,145).

Karbon fiber 1.8 g/cc yoğunluğunda bir materyaldir. Elastik modülü 272 GPa iken bükülme direnci 565 MPa’ dır (146).

Yapılan çalışmaların çoğunda karbon fiberlerin; karsinojenik ve sitotoksik etkisine rastlanmamıştır (146-148). Sadece bir çalışmada fiberlerin yerleştirilmesi sonrasında deri reaksiyonları ortaya çıkmıştır (144). Dental tedavilerde kullanımı, koyu renkli olması ve estetik problemleri sebebiyle sınırlı kalmıştır (146,149,150).

4.4.2.4.4.5.2. Aramid Fiberler

Ticari adı Kevlar olan aramid fiberler; poliparafenilen terftalamid aramid yapısına sahip sentetik-organik bileşiklerdir. Kevlar 1,44 g/cc yoğunluktadır, 50-98,6 GPa elastik modüle ve 104.8 MPa çekme dayanımına değerine sahiptir (146).

Bu fiberler cam fiberlerden 20 kat daha esnektirler. Kevların (poliaramid fiberlerin) (Du Pont, Wilmington, DE) ısı iletim katsayısı ve termal stabilitesi, karbon ve cam fiberlere kıyasla daha düşüktür. Ultraviole ve görünür ışık, aramid fiberlerin renklerinde değişikliğe veya mekanik özelliklerinde kısmi azalmaya neden olabilmektedir (145,151).

Aramid fiberlerin karbon fiberlere kıyasla ıslanabilirlikleri daha yüksek olduğundan rezinle doyurulmalarına gerek yoktur. Estetik bölgelerde kullanımı sarı renklerinden dolayı önerilmemektedir. Aramid fiberler protez kaide rezinini güçlendirmek amacıyla da kullanılmışlardır ve toksik olduklarına dair herhangi bir veriye rastlanmamıştır. Ancak zamanla protez yüzeyinin aşınmasıyla ağız ortamına açılmaları mukoza irritasyonlarına neden olabilmektedir (145).

4.4.2.4.4.5.3. Polietilen Fiberler

Diş hekimliğinde polietilen fiberler, 1988 yılında Braden tarafından önerilerek kullanılmaya başlanmıştır (150). Polietilen; 3×10^6 ve 6×10^6 arasında yüksek moleküler ağırlığa ve 0,97 g/cc yoğunluğunda doğal polimer yapısına sahip olan homopolimer (doğrusal) etilenindir. Aşınmaya karşı oldukça direçlidirler ve sürtünme katsayıları düşüktür (151). Dayanıklı, biyouyumlu, translusent ve kristalin yapıda olmaları; ayrıca düşük yoğunluğa sahip olmaları, kırılğan ve inert olmaları en önemli özelliklerindendir. Elastik modülü 60 GPa dır (145,150).

Polietilen fiberler, polimerleşme yöntemlerine göre ikiye ayrılmaktadır:

- 1- Düşük moleküler ağırlığa sahip polietilenler (LMWPE, Yüksek basınç polietileni)
- 2- Yüksek moleküler ağırlığa sahip polietilenler (HMWPE, Düşük basınç polietileni) (152).

Düşük moleküler ağırlığa sahip polietilenlerin elde edilme yöntemi, 100-300 MPa kadar çok yüksek bir basınç ve 150-300 °C arasında bir sıcaklıkta radikal zincir polimerleşmesiyle olur. Buna karşın, yüksek moleküler ağırlığa sahip polietilenlerde polimerleşmeyi başlatan bir Ziegler-Natta katalizörüdür. Bu katalizör taşıyıcı üzerine, 60-220° C’de alkilalüminyumla birleşen titan türevinin çökeltilmiş halidir (153).

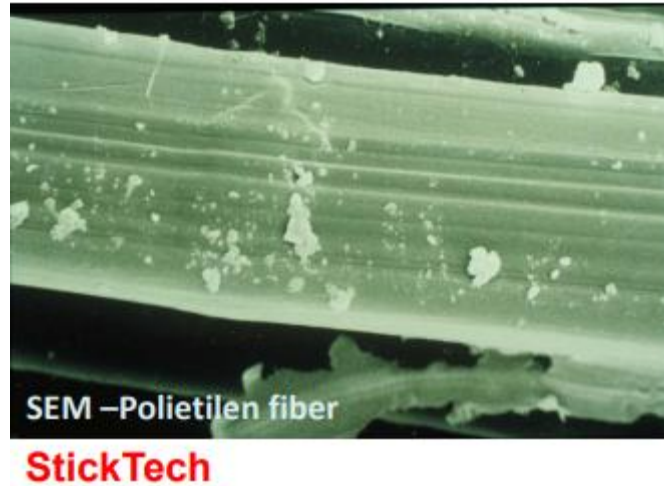
Yüksek moleküler ağırlığa sahip polietilen fiberler, uzun yıllar süren çalışmalar sonucunda ortaya çıkmıştır. Erime noktasının altındaki sıcaklıklarda çekilerek lif haline getirilen yüksek moleküler ağırlığa sahip polietilen, modülüsü ve aksiyel yönde dayanıklılığı yükselmiş bir materyal olarak üretilmiştir. 60 GPa elastik modüle sahiptir ve yoğunluğu çelikten 8 kat az olmasına rağmen çelik kadar dayanıklı bir yapıya sahiptir (154).

Polietilen dental uygulamalar için ‘Ribbond’ (Ribbond, Seattle, Wash., USA) markası olarak geliştirilmiştir. David Rudo tarafından 1992 yılında geliştirilen Ribbond (Ribbond, Seattle, WA, USA), çok yüksek molekül ağırlığına sahiptir ve çapraz kilit örgülü şerit formunda (cross-link stitch leno weave) özel olarak dizayn edilmiş bir polietilen fiber sistemidir. Yüzey enerjisi düşüktür ve artırmak amacıyla soğuk oksijen gazı plazma şeklinde uygulanır. Böylece, polietilen fiberin yüzeyi kimyasal adezyona daha uygun şekle getirilmiş olur (155). 1992 yılından günümüze kadar birçok klinik uygulamada kullanılmışlardır. Kullanıldıkları klinik uygulamalar; geçici köprü yapımı, periodontal splintleme, ortodontik retansiyon, sabit dental restorasyonları güçlendirmek amacıyla, total ve iskelet protezlerin tamirinde ve güçlendirilmesinde, kanal tedavili dişleri güçlendirmek amacıyla kullanılmışlardır (156,157). Şerit formundadırlar ve çeşitli genişliklerde (2, 3, 4 mm) bulunabilen çok yüksek molekül ağırlığında materyallerdir. Polietilen fiberler; 3,00 GPa gerilme

direnci ve 171 GPa elastik modüle sahiptirler. Materyal; durağan, biyouyumlu, translüsent ve renksiz bir yapıdadır. Fiberin yumuşak ve bükülebilir olması kullanım kolaylığı sağlarken restorasyonlarda (direkt, indirekt) kullanılabilirliğini artırır. Bu avantajlarının yanı sıra uygun koşullarda (ısı, nem ve diğer kontaminantlardan uzak) muhafaza edilmesi gerekir. Muhafaza şekli doğru yapıldığında raf ömrü sınırsız olarak kabul edilir. Ayrıca oda ısısında bulundurulması materyal yapısını bozmaz (155, 157, 158).

Beyaz renkte olan Ribbond fiberler, rezin ve akrilik içinde yeterli estetik görünümü sağlamaktadır. Bu fiberlerin dirençlerinin yüksek olması ve özellikle rezinlerle kimyasal bağlantılarının üstün olması son yıllardaki kullanımlarını önemli ölçüde arttırmıştır (157). Polietilen fiberin güçlü çapraz kilit örgü yapısı; fiberin, dental ark formuna, dişlere ve diş konturlarına, total protez kaide plağına ve alçı modele adapte edilmesini kolaylaştırır (155).

Bir diğer polietilen fiber markası ‘Connect’ (Kerr, Mfg., Orange, Calif.) tir. Hem Ribbond hem de Connect polietilen fiber daha önceden adeziv rezinle doyurulmamıştır. Uygun şekilde çalışılabilmeleri için adeziv rezinle doyurulmaları gerekmektedir (155, 159).



Resim 1: Akrilik kaideden ayrılan polietilen fiberin SEM görüntüsü

4.4.2.4.4.5.4. Cam Fiberler

Dental polimerleri güçlendirmek amacıyla farklı formlarda cam fiberler kullanılabilir. Cam fiber sistemleri; doğrusal, dağınık ve örgü şeklinde fiber demetlerden meydana gelmektedir. Tek yönlü olan cam fiberler, 1000-200.000 cam fiberin bir araya getirilmesiyle oluşturulmaktadır. Bu fiberlerin içerdikleri cam miktarı tüm bileşimin %20' si oranındadır. Polimer rezinlerin yapılarını güçlendirmek amacıyla eklenen cam fiberler ile polimer matriks arasındaki adezyon iyi olmalıdır (145,151).

Dental işlemlerde en çok kullanılan fiber çeşidi cam fiberdir ve temel yapısı; SiO₂ (% 55), CaO (%22), Al₂O₃ (%15), B₂O₃ (%6) ve az oranda metal oksitten meydana gelir. Elastik modülü 68-73 GPa iken yoğunluğu 2,55g/cc 'dir (146,148,153).

Cam fiberler; mekanik açıdan yüksek özelliklere sahip olmaları, kolay bulunmaları, ucuz olmaları, nem, yağ ve ısıya karşı dirençlerinin yüksek olması, mükemmel cilalanabilme özellikleri ve beyaz renklerinden dolayı oldukça yaygın şekilde kullanılmaktadır (160). Bu fiberler gözlere ve cilt dokularına temas ettiğinde irritasyona neden olmaktadır. Bu sebeple, dikkatli kullanılmakla birlikte restorasyona yerleştirilirken yüzeye çıkmamasına özen gösterilmelidir. Protez yüzeylerine çıktığı zaman mukoza yaralanmalarına, plak birikimine ve doku irritasyonuna neden olmaktadır (153).

En sık kullanılan cam fiber markaları; ve E cam fiber EverStick (Stick Tech), E cam fiber StickNet (Stick Tech), E cam fiber Stick (Stick Tech), GlasSpan (Exton, Pa), S2 cam fiber Fiber-Kor (Jeneric Pentron) ve E cam fiber Vectris (Ivoclar) tir (161).

Fiber Kor (Jeneric/Pentron) ve Vectris (Ivoclar); BIS GMA (bisfenol A glisidil metakrilat monomer) ile doyurulmuş şekilde üretilen, ısı ve ışık ile polimerize olabilen ve sabit protetik restorasyon yapımında kullanılabilen cam fiber ürünleridir. Bu sistemler protez kaide rezinleriyle birlikte kullanılamazlar çünkü, çok fazla akrilik rezin ve yüksek çapraz bağlı dimetakrilat monomer matriks birbiri ile bağlantı oluşturamaz (162-165).

Splint-It (Jeneric/Pentron); örgü şeklinde ve tek doğrultuda düzenlenen fiber ağlarına sahip, daha önce rezinle doyurulmuş ve özel ekipman gerektirmeyen cam fiber çeşididir (164).

GlasSpan (Exton, Pa); önceden rezinle doyurulmamıştır ve özel ekipman gerektirmemektedir. Laboratuvar ve diş hekimi tarafından geçici köprü uygulamalarında, post-core ve periodontal splint yapımında kullanılabilen örgü şeklinde cam fiber çeşididir (164).

En pratik kullanıma sahip cam fiber markası Stick' tir (Stick Tech Ltd, Turku, Finlandiya). Stick, devamlı tek yönlü fiber demetlerinden oluşan ve poröz polimerlere doyurulup silanlanarak yüzey işleme yapılan fiberdir çeşididir. Yaklaşık olarak 100- 180.000 adet cam liften oluşan, çapı 10-12 µm ve fiber oranı % 45 olan sistemdir. Ürünün BISGMA matriksi içinde PMMA (polimetil metakrilat) zincirleri bulunduran PMMA tabakası ile çevrelenmiştir. İşlemin amacı, ürününü restorasyona yerleştirme özelliğini geliştirmek ve bağlanma özelliğini iyileştirmektir (166). Benzer teknolojiyle üretilmiş olan dokuma formundaki StickNet'e ilave olarak en son üretilen EverStick'te eğilme direnci arttırılmıştır. Stick ürününün eğilme direnci 800 MPa iken, EverStick ürününde yaklaşık olarak 1280 MPa'a yükseltilmiştir. Böylece, fiberle güçlendirilen kompozitlerin esneme kuvvetine dayanımı altın alaşımlarla aynı düzeye ulaşmıştır. Fiberden zengin Stick materyali sol halinde iken E-cam fiber içeren EverStick materyali; ışıkla polimerize olan jel matrikste yoğun olarak silanlanmış şekildedir.

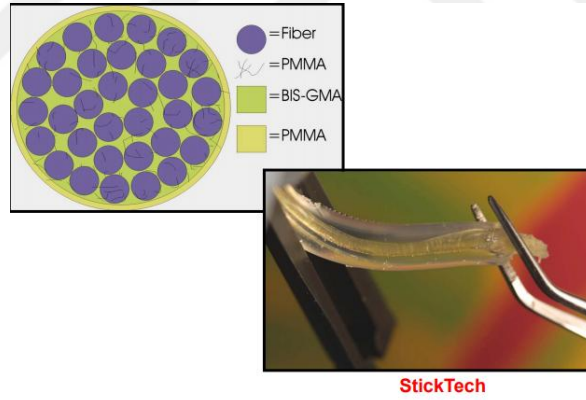
Cam FGK ler; ilk olarak ortodontik apareyleri ve hareketli protezlerin kaidelerini güçlendirmek için kullanılmıştır. Daha sonra, splintleme amacıyla pedodonti, periodontoloji (162) ve ortodonti alanlarında kullanılmıştır (146). Protetik uygulamalarda ise, protez kaidesini güçlendirmek, eksik diş varlığında adeziv köprü veya inley yapımı (163,167) , post yapımı, geçici amaçla yapılan akrilik protezleri güçlendirme (168) ve implant destekli protezlerin üst yapılarının yapımı (159) gibi kullanım alanları vardır.

Dental restorasyonlarda cam fiber alt yapı 3 şekilde oluşturulur: Birincisi, önceden doyurulmuş cam fiberin manuel adaptasyonudur (FiberKor). Bu yöntemin

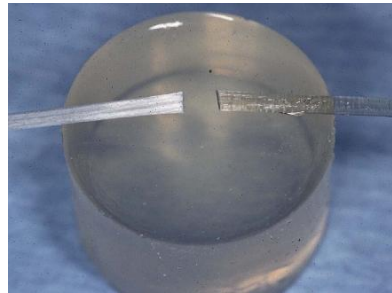
avantajı, fazla donanım gerektirmemesidir. İkincisi, cam fiber liflerin modele pres /vakum yöntemiyle adapte edilmesidir (Vectris). Bu yöntemin avantajları; iskelet yapı içerisindeki boşlukları azaltmak, materyalin mekanik özelliklerini arttırmak ve maksimum lif içeriği sağlamaktır. Üçüncüsü, cam FGK'in ışıkla polimerize edilen monomerler ile çok fazlı polimer matrisin oluşturulduğu, termoplastik polimer içeren ve doyurulmuş cam fiberlere dayalı olan yöntemdir (169,170).



Resim 2: Akrilik kaideden ayrılmayan cam fiberin SEM görüntüsü



Resim 3: Monomer emdirilmiş cam fiberin görüntüsü



Resim 4: Kuru çubuk fiberin monomere doyurulmuş hali

4.4.2.4.4.6. Bulk-fill Kompozit Rezinler

Günümüzde geleneksel kompozitlerle ilgili önemli bazı dezavantajlar mevcuttur; ışıkla polimerize edilebilen kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliği 2 mm ile sınırlıdır ve tabakalı şekilde uygulanması zaman kaybına neden olmaktadır (171). Tabakalı uygulama tekniğinin avantajı, restoratif materyalin kavite duvarlarına adaptasyonunu arttırmak ve kompozit tabakaların ayrı ayrı ışıklanması sonucu her bir tabakanın maksimum polimerize edilmesini sağlamaktır. Ancak; zaman kaybına neden olması, kontaminasyon riski, iyi kondanse edilemediklerinde tabakalar arasında hava boşluklarının kalması ve polimerizasyon büzülmesi sonucu mikrosızıntıya neden olmaları tabakalı uygulama tekniğinin başarısını sorgulatmaktadır. Son yıllarda, polimerizasyon başlatıcı sistemler modifiye edilmiştir. Düşük polimerizasyon büzülmesine sahiptirler ve kısa aktivasyon süresiyle beraber yeterli polimerizasyonu sağlarlar. ‘Bulk-fill kompozit rezinler’ 4-5 mm kalınlığında ve tek tabaka halinde uygulanabilecek şekilde piyasaya sunulmuştur (172-174).

Bulk fill kompozit rezinlerde polimerizasyonun derinliğini artırabilmek amacıyla birçok yöntem uygulanmıştır. Kompozit rezinin translusentliğini arttırabilmek amacıyla doldurucuların oranı azaltılıp boyutu arttırılmıştır. Bu durum ışığın materyal içinde saçılmasının azalmasını ve ışık etkinliğinin derinlere ulaşmasını sağlamıştır (174,175). Organik matrikste yüksek moleküler ağırlığa sahip monomerin kullanılması, monomere stres gidericilerin eklenmesi gibi yöntemlerde kullanılmıştır (174,176). Ayrıca bu kompozitlerin polimerizasyon derinliğini arttırmak amacıyla kullanılan bir diğer yöntem de; organik matrikste polimerizasyonu aktive etmek için kullanılan ‘kamforokinon’ dan farklı olarak, germanyum bazlı ‘ivocerin’ kullanılmasıdır (Tetric EvoCeram (Nonflowable) bulk fill, Ivoclar Vivadent (Schaan, Liechtenstein)) (177). Sonuç olarak; bulk-fill kompozit rezinlerin daha kalın tabakalar (4-5 mm) halinde uygulanabilmesi, bu materyallerin fotoinisiyator dinamiklerinin geliştirilmesi ve artan translusensi özellikleri sayesinde (176,178,179).

Tablo 2: Piyasaya sunulmuş olan bazı bulk-fill kompozitler

Bulk-Fill Rezim Kompozitler	Doldurucu içeriği	Matriks sistemi	Doldurucu miktarı (ağırlık / hacim)	Üretici firma adı
Filtek Bulk fill (Nonflowable)	Zirkonia/silika, ytterbium trifluoride	Bis-GMA, UDMA, BisEMA, procrylat resins	64.5/42.5	3M-ESPE (St. Paul, MN, USA)
Tetric Evo-Ceram bulk fill (Nonflowable)	Barium glass, ytterbium trifluoride, mixed oxide prepolymer	UDMA, Bis-GMA	79-81/60-61	Ivoclar Vivadent (Schaan, Liechtenstein)
SonicFill (Non-flowable)	Barium glass, Silicon dioxide	Bis-EMA, Bis-GMA, TEGDMA	83.5/-	Kerr (Orange, CA, USA)
Venus Bulk Fill (Flowable)	Ba-Al-F-Si-glass, ytterbium trifluoride (YbF ₃), SiO ₂	UDMA, EBPDMA, TEGDMA	65/38	Heraeus Kulzer (Hanau, Germany)
SureFil SDR Flow (Flowable)	Ba-Al-F-B-Si-glass(baryum aluminofluoro-borosilikat cam), Sr-Al-F-Si-glass	Modifiye UDMA, EBPDMA, TEGDMA	68/44	Dentsply Caulk (Konstanz, Germany)
X-tra base (Flowable)	-	Bis-GMA, UDMA	75/61	Voco (Cuxhaven, Germany)
X-tra fill (Nonflowable)	-	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, Bis-EMA	86/70.1	Voco (Cuxhaven, Germany)

Kompozit restorasyonların polimerizasyonu süresince monomerlerin polimerlere dönüşüm miktarı ‘polimerizasyon’ veya ‘konversiyon derecesi’ olarak adlandırılır (106,180). Polimerizasyon derecesi arttıkça reaksiyona katılmamış artık monomer oranı azalır. Bu sebeple restorasyonun fiziksel özelliklerinde gelişme meydana gelir. Geleneksel kompozitlerde polimerizasyon derecesini azaltmak amacıyla kompozit materyali kaviteye tabaka tabaka uygulanır. Ancak ‘bulk-fill’ kompozitde geliştirilmiş translusent yapı sayesinde polimerizasyon derecesi geleneksel kompozitlerden daha yüksektir. Dolayısıyla polimerizasyon derecesinin artmış olması, kompozitin kaviteye 4-5 mm kalınlıkta yerleştirilmesine olanak sağlar (181). Polimerizasyon derinliği artırılan, büzülme stresi ve kapsal defleksiyon miktarı kontrol altına alınan ayrıca kaviteye 4-5 mm kalınlıkta yerleştirilebilen bulk-fill kompozitler, ışıkla sayısının daha az olmasını sağlarlar. Böylece restoratif prosedür basitleşir ve restorasyonlara ayrılan klinik süre azaltılmış olur (175).

Bulk fill kompozitlerin restorasyonlarda kullanılıyor olması; zaman kazancının yanında, tabakalama tekniğinde ortaya çıkan kontaminasyon ve hava boşluğu ihtimalini ortadan kaldırır. Bu sebeple daha kompakt kompozit restorasyonlar elde

edilir. Oksijen inhibisyon tabakası azaldığı için polimerizasyon daha iyi sağlanmaktadır (178). Yeni nesil bulk fill kompozitler, geleneksel hibrit kompozitlerden daha az polimerizasyon büzülmesi göstermektedir ve kavite duvarlarındaki polimerizasyon büzülmesi stresi daha düşüktür (176).

Bulk-fill kompozit rezinler polimerizasyon şekline göre; ışıkla sertleşen, kimyasal sertleşen ve dual cure şeklinde 3 e ayrılır:

İşıkla polimerize olan bulk-fill kompozitler, geleneksel kompozit rezinlere benzer dalga boyunda (420-470 nm) aktive olurlar. Ek olarak üreticiler tarafından bu kompozitler için farklı polimerizasyon derinliği ve ışınlama süresi önerileri mevcuttur (182). Dual cure bulk-fill kompozit rezinler hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olmaktadır. İlk başta polimerizasyon ışıkla başlar ve ışığın ulaşmadığı derin noktalar zamanla kimyasal şekilde polimerize olur. Bu özelliklerinden dolayı, dual cure bulk fill kompozit rezinler tek tabakada 10mm+ kadar uygulanabilmektedirler (183).

Bulk–fill kompozit rezinler içeriklerinde bulunan inorganik doldurucu miktarına (yoğunluklarına) göre; yüksek viskoziteli bulk-fill kompozitler ve düşük viskoziteli bulk-fill (akışkan) kompozitler olarak sınıflandırılır.

Bulk-fill kompozitlerin yüksek viskoziteli (restoratif) olanlarında inorganik doldurucu oranı fazladır. Bu sebeple mekanik özellikleri daha iyidir ve yüzey aşınma dirençleri yüksektir. Yüksek vizkositeli bu kompozitlerin üzeri geleneksel kompozitle örtülmeye ihtiyaç duyulmadan kavite doldurulup restorasyon bitirilebilir (173,184,185).

Bunun yanı sıra sonik titreşimli yüksek viskoziteye sahip kompozitler akışkan hale getirilip 5 mm'ye kadar kolay şekilde uygulanabilir. Bu amaçla, 'sonic titreşimli bulk-fill kompozit rezinler' üretilmiştir. Anguldruvaya takılabilir özel başlıklar sayesinde, materyalin viskozitesi azaltılır ve kaviteye uniform akması sağlanır. Aktivasyon son bulunca kompozit rezin tekrar tepilebilir (visköz) haline geri döner (183).

Bulk-fill kompozitlerin düşük viskoziteli olanları; yüksek akışkanlık özellikleri sebebiyle ulaşılması zor olan kavitelerde tercih edilmektedirler. Elastisite modülleri düşüktür ve sınıf II ve oklüzal kavitelerde liner olarak kullanılırlar. 4 mm kalınlığa kadar tek seferde uygulanabilir ancak zayıf mekanik özelliklerinden dolayı oklüzal bölgede 2 mm kalınlığında kompozit rezinle örtülmesi gerekmektedir (173,176,186). Restorasyon sırasında düşük viskoziteli bulk-fill kompozitin geleneksel kompozit rezinle örtülmesi ilave bir adımdır ve zaman kaybına neden olur. Ayrıca uzun dönemde restorasyonda bozulmalar meydana gelir (187).

4.4.2.5. Endokron Restorasyonlar

Diş hekimliğinde aşırı madde kayıplı ET'li dişlerin restorasyonu tartışmalı konulardan biri olarak literatürde geniş yer edinmiştir. Ancak dişlerin tedavisinde yapılacak planlama ve seçilecek restorasyon tipi konusunda net bir karara varılamamıştır (3). ET yapılan dişin klinik başarısı ve restorasyonun kalitesi arasında doğrudan ilişki olduğunu gösteren çalışmalar literatürde mevcuttur (17).

Aşırı madde kaybına uğramış dişlerin tedavisi geleneksel olarak post-kor-kron restorasyonlarla yapılmaktadır. Post/kor kron restorasyonların oluşturduğu biyolojik, mekanik ve fiziksel komplikasyonlar ve adeziv diş hekimliğindeki gelişmeler, madde kaybı fazla olan dişler için endokron gibi daha konservatif tedavi yaklaşımını güncel hale getirmiştir (18).

Konsept ilk olarak Pissis tarafından 1995 yılında tanımlanmıştır (188). "Endokron" terimi ilk olarak Bindl ve Mörmann tarafından 1999 yılında adeziv materyal ile diş yapısına sabitlenmiş, çevresel 90° butt joint marjin preparasyonuna sahip, monolitik seramik bir yapı olarak tanımlanmıştır (189). Endokron, dişin korunması için önemli bir faktör olan kök kanalına minimal invazyonla seramik restorasyonun düzgün bir şekilde adezyonunu sağlar. Geleneksel yöntemlerle (tam kron, post-kor restorasyonlar, inlay, onlay) karşılaştırıldığında, endokronlar daha iyi mekanik performans, daha iyi estetik, daha düşük maliyet ve daha uzun klinik kullanım süresi sunar (190).

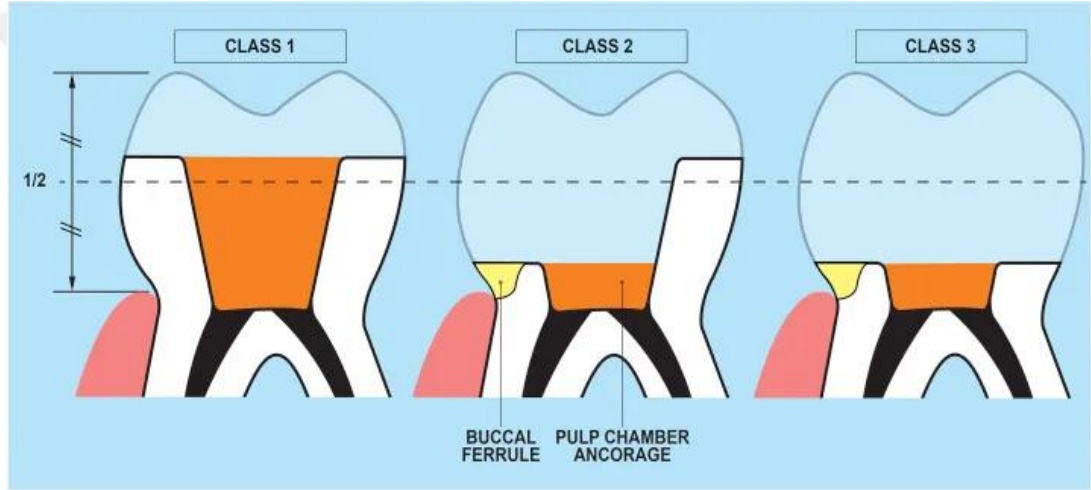
4.4.2.5.1. Endokronların Sınıflandırılması

Endokron restorasyonların sınıflandırılması preparasyon yapıldıktan sonra kalan diş dokusu miktarına göre yapılmaktadır ve 3'e ayrılmaktadır:

Sınıf 1: Dişte en az iki sağlam duvarın olduğu preparasyonu tanımlamaktadır.

Sınıf 2: Dişte en fazla bir duvarın dişin orijinal yüksekliğinin yarısından daha fazla yüksekliğe sahip olduğu preparasyonu tanımlamaktadır.

Sınıf 3: Dişteki tüm duvarların dişin orijinal yüksekliğinin yarısından daha düşük olduğu preparasyonu tanımlamaktadır (191).



Şekil 5: Endokronların sınıflandırılması (192).

4.4.2.5.2. Endokron Restorasyonların Endikasyonları

Endokron restorasyonlar;

- Özellikle kronda aşırı miktarda madde kaybı varlığında,
- Ferrule etki için yeterli diş dokusu olmadığı durumda,
- Yeterli kron boyunun mevcut olmadığı,
- Seramik kalınlığının yetersiz olması nedeniyle post ve kron ile geleneksel rehabilitasyonun mümkün olmadığı durumlarda endikedir (19).

Buna ek olarak; endokronlar, kullanılan adeziv rezin simanlar sayesinde ferrule için yeterli diş dokusunun bulunmadığı durumlar, kısa veya atrezik kronlar; kalsifiye, dilasere, kırılğan veya kısa kök kanalları bulunan, dolayısıyla post restorasyonu uygulamayı imkansız hale getiren dişlerde alternatif bir seçenektir (189).

4.4.2.5.3. Endokron Restorasyonların Preparasyonu

Endokronların restorasyon başarısı, adezyon yüzeyinden ve kalan diş dokusu miktarından etkilenmektedir (193). Adezyon yüzeyini ve kalan diş dokusu miktarını belirleyen servikaldeki mine tabakası dağılımı, endokronların farklı marjinal formlarının hazırlanmasına göre değişmektedir (194).

Butt joint bir endokron daha fazla diş dokusu ve daha az bağlanma alanı gösterirken; 90° lik shoulder basamaklı bir endokron daha geniş bir bağlanma alanı ve daha az diş dokusu varlığına neden olmaktadır (194).

Preparasyon marjlarında kalan mine varlığı adezyon için faydalıdır ve premolar dişlerdeki yük başarısızlığına etkisi olduğu düşünülmektedir (195).

Yayınlanan bir in vitro çalışmada, 1 mm'lik bir shoulder bitiş çizgisi eklenen molar endokronların, butt joint tasarımlı endokronlardan daha yüksek ortalama kırılma direncine sahip olduğu ve bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu gösterilmiştir (196).

4.4.2.5.4. Endokron Restorasyonlarda Kullanılan Materyaller

Endokron restorasyonların klinik uygulamalarında adeziv dental materyallerin gelişmesi ile birlikte birçok farklı materyal (feldspatik porselen, lityum disilikat seramik, monolitik zirkonya ve PEEK) kullanılmıştır (19, 197-199). Cam seramikler mükemmel estetik özellikler göstermesine rağmen, sağlam dişlerin biyomekanik davranışına uymayan kırılğan özellikler göstermektedir. Bu nedenle kuvvet karşısında köke kadar uzanan onarılamaz kırıklar oluşturmaya daha yatkındır ve restore edilmiş dişin ömrünü kısaltır (200). Bununla birlikte, son yıllarda geliştirilen rezin kompozit, PEEK, polimer infiltre seramik ve rezin nano seramik gibi biyomimetik özelliklere sahip restoratif materyaller endokron yapımı için klinisyenler tarafından tercih edilmektedir. Bu restoratif materyaller biyolojik

uyumluluklarının yanında dentine benzer esneklik ve elastikiyet modülü ile kuvvet absorbe edici özelliklere sahiptir (192, 201, 202).

Endokronlar, CAI/ CAD/ CAM (Bilgisayar Destekli Denetim/Bilgisayar Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli Üretim) teknolojisi kullanılarak indirekt olarak üretilbileceği gibi rezin kompozitlerin tabakalama tekniği ile direk olarak uygulanması ile hazırlanabilmektedir. Kompozit restorasyonlarda inkremental tekniğin kullanılması sonrası (boşluk kalmasından dolayı) materyalin gövdesinde koheziv kırılmalar oluşmaktadır. Ayrıca polimerizasyon büzülmesinin varlığı, restorasyonun genel performansını etkilemektedir. Bulk-fill kompozit varlığının, daha iyi bir kohezivite sağladığı ve restorasyonun uyumlu davranışına katkıda bulunduğu öne sürülmüştür (20). Resin adezivler ve düşük viskoziteli bulk fill resin kompozitlerin seramiklere göre dentin elastikiyet modülüsüne daha yakın fiziksel özellikleri; daha başarılı biyolojik, mekanik, fiziksel ve klinik sonuçlar ortaya çıkmasına neden olmuştur (203).

Kompozit restorasyonlar diş yapısına kimyasal olarak bağlanma avantajına sahiptir, bu nedenle teorik olarak diş güçlendirebilecek ve kaybedilen kırılma direncini geri kazanmaya yardımcı olabilecek bir "internal splint" (kimyasal bağlanma sayesinde, çiğneme kuvveti karşısında kavite duvarlarının esneyerek birbirinden ayrılmasının engellenmesi) sağlar. Bununla birlikte, endokron restorasyonlar da tek başına direkt kompozit dolguların güçlendirici etkisi oldukça tartışılmaktadır. Posterior dişlerde kompozit materyallerin artan kullanımı, geleneksel kompozit dolguların eksikliklerinin (polimerizasyon büzülmesi, çiğneme kuvvetlerine karşı direnç, kenar uyumsuzlukları, tüberkül fraktürleri, mikrosızıntı, tekrarlayan çürükler vb.) üstesinden gelmek için kompozitin güçlendirilmesi ihtiyacı ortaya çıkmıştır (21). Günümüzde kompozitlerin biyomekanik özelliklerini geliştirmek için fiber ile güçlendirme en sık kullanılan yöntemlerdendir. Bu amaçla kullanılan fiberler; karbon-grafit, aramid, polietilen ve cam fiberlerdir. Doğal rengi, düşük yoğunluğu, bio uyumluluğu, ve sıvılarda çözünmeye dirençli oluşu nedeniyle polietilen fiber (204); renksizliği ve doku uyumu gibi avantajları sayesinde ise cam fiberler daha sıklıkla tercih edilmektedir (22, 205).

Endokron restorasyonu için preparasyon aşamasında dikkat edilmesi gereken parametreler:

- Endodontik giriş kavitesi ile koronal pulpa odası devamlılık göstermeli,
- Kavite tabanı düz bir biçimde hazırlanmalı
- Okluzal redüksiyon en az 2-3 mm olmalı ve pürüzsüz iç geçişler sağlanmalı,
- İyi bir adezyon için mine dokusu korunmalı,
- Mine marjini olabildiğince supragingival hazırlanmalı ve her zaman sağlanamamakla birlikte restorasyon bitim marjinde 1-1.2 mm genişliğinde basamak bulunmalı,
- Aksiyal duvar açıları restorasyonun giriş yolunu doğru oluşturmak için 6-10° eğimle hazırlanmalı (202, 206).
- Kavitenin iç kenar açıları butt marjin tarzda olmalı, iç gerilimi azaltmak ve restoratif materyalin iyi adaptasyonunu sağlamak için keskin olmamalıdır (189).

Geleneksel restorasyonlar (direkt kompozit rezin, kanal içi post ve inley/onley uygulamalar) ile endokron restorasyonların karşılaştırıldığı klinik ve in vitro çalışmalar, meta analizi ve sistematik derleme olarak yayınlanmıştır. Yayınlanan meta analizine göre; anterior ve posterior bölge dişlerine uygulanan endokronların kırılma dayanımı, geleneksel restorasyonlardan (direkt kompozit rezin, post-kor restorasyon, inley/onley restorasyonlar) anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (207).

Fiber postla desteklenmiş geleneksel kron ve pulpa odası uzantılı endokron ile restore edilen mandibular birinci molarların kırılma dayanımları in vitro çalışmayla karşılaştırılmıştır. 3 mm pulpa odası uzantısına sahip endokronlarla restore edilen dişlerin basma dayanımlarının daha yüksek olduğu gösterilmiştir (208).

Standart endokron, direkt kompozit rezin, fiber post, döküm altın post ve zirkonya post ile restore edilmiş olan devital mandibular premolar dişlerin kırılma dayanımları ve marjinal devamlılıkları in vitro çalışmada karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda; grupların, ortalama kırılma yükleri karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ancak, tamir edilemez başarısızlık türü en çok zirkonyum post destekli- seramik kronlarla restore edilen grupta gözlenmiştir (209). Yapılan bir in

vitro çalışmada, farklı restorasyonların başarısızlık tipleri ve kırılma dayanıklılıkları karşılaştırılmıştır. Çalışmaya göre, en yüksek kırılma dayanıklılığı değeri standart endokron restorasyonu ile restore edilen maksiler kesici dişlerde kaydedilmiştir. Kırılma dayanıklılığının en düşük olduğu grup ise; fiber post/kronla restore edilen maksiler kesici dişlerde kaydedilmiştir. Bununla birlikte, kırılma değerinin en yüksek olduğu başarısızlık tipi; fiber post ve kompozit kor yapının bulunduğu örneklerdir. Bu örneklerde dişte herhangi bir kırık meydana gelmemiştir ancak post kırığı veya post desimantasyonu gözlenmiştir. Endokron uygulanan grupta ise örneklerin çoğunda dişte kırık meydana gelmiştir (210).

Maksiller kesici dişlere uygulanan endokron restorasyonlar in vitro çalışma ile değerlendirilmiştir. Bu in vitro çalışmada maksiler kesici dişlere 3 mm koronal uzantılı endokron ve 5 mm ve 10 mm gibi farklı uzunluklarda fiber post destekli seramik kronlar yapılmıştır. Bu restorasyonların kırılma dayanımları karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda, endodontik tedavili anterior dişlerde (2 mm ferrule varlığında) koronal uzantılı endokronlar ve 5 mm uzunlukta fiber post destekli seramik kronlar başarılı bulunmuştur. Ancak 10 mm fiber post destekli seramik kronların kırılma dayanıklılıkları daha düşük bulunmuştur ve tamiri mümkün olmayan kırıklara neden olduğu bildirilmiştir (211).

Endodontik tedavi yapılmış maksiller molar ve premolar dişlere uygulanan endokronların ve geleneksel post-kor destekli seramik kronların kırılma dayanımları birçok in vitro çalışmayla değerlendirilmiştir. Bu çalışmaların çoğunda endokronlar daha başarılı bulunmuştur (24, 195, 208). Ancak literatürde, mandibular premolar dişlere uygulanan endokronları değerlendiren çalışmalar sınırlıdır. Endokron restorasyonlarında yeterli bağlanma yüzeyi varlığı stabilite ve tutuculuk açısından önemlidir. Mandibular premolarlarda; pulpa odası darlığı ve kısa kron boyu nedeniyle yeterli bağlantı yüzeyi yoktur. Bu sebeple, endokron yapımı için gerekli olan makro ve mikroretansiyon mandibular premolarlarda yeterince elde edilememektedir (212). Bu konuya dair yapılan in vitro çalışmaların sonuçları çelişkili bulunmuştur.

Bir çalışmada mandibular premolar dişlere uygulanan standart endokron restorasyonlarının yeterli kırılma dayanıklılığına sahip olduğu belirtilmiştir (209).

Başka bir çalışmada ise fiber post destekli kron ve standart endokron (butt joint marjin) yapılan mandibular premolar dişlerin kırılma dayanımı ve başarısızlık tipi açısından herhangi bir fark olmadığı rapor edilmiştir. Anatomik özelliklerinden dolayı bağlantı yüzeyleri sınırlı olan ve kök çapı küçük olan bu dişlere endokron endikasyonu vermeden önce iyi şekilde değerlendirmek gerekir (212).

Adeziv tekniklerin konservatif yaklaşımı; aşırı madde kayıplı ET'li dişlerin geleneksel yöntemler yerine direkt veya indirekt kompozit ya da seramik restorasyonlarla restore edilmesine olanak sağlamıştır. Adezyonun varlığı kron ve kökteki sağlam diş dokularının korunmasını sağlamıştır (213, 214). Direkt kompozit rezinlerinin uygulanması, en konservatif yaklaşımı sağladığı için minimum boyutlu boşluklarda tercih edilen bir seçimdir. Ancak okluzal kuvvetleri dengelemek ve tüberküleri korumak için oklüzyonun uygunluğu kontrol edilmelidir (215).

4.5. Adeziv Sistemler

Restorasyonlarda kullanılan materyallerin fiziksel, mekanik, kimyasal ve biyolojik özelliklerinin geliştirilmesi ya da bu materyallerin diş sert dokularına bağlanması son yıllarda oldukça önem kazanmıştır. Asitle pürüzlendirme yöntemi, restoratif diş hekimliğinde atılan ilk önemli adımdır. Zamanla adeziv sistemlerin bulunmasıyla mine ve dentinde bonding ajanların kullanılması sonucunda 'adeziv diş hekimliği' kavramı ortaya çıkmıştır (216).

4.5.1. Adezyon

Farklı iki maddenin birbiri ile temasa geldiklerinde, bir maddenin moleküllerinin diğer maddenin moleküllerini çekmesi ve iki maddenin birbirine bağlanması sırasında ortaya çıkan kuvvete 'adezyon' denmektedir. Çekim kuvvetleri birbiri ile benzer moleküller arasında olursa kohezyon denmektedir. Adezyonu meydana getiren genelde likit şeklinde bulunan maddeye 'adeziv', adeziv materyalinin uygulandığı katı yüzeye ise 'aderent' denmektedir (217).

Diş hekimliğinde, adeziv sistemlerin diş yüzeyine bağlanması sırasında 3 tür bağlanma meydana gelmektedir (218).

a) Fiziksel Bağlanma: Diğer bağlanma türlerine göre daha zayıf olan bu bağlanma, Van der Waal's kuvvetleri, hidrojen bağları ve elektrostatik etkileşimler ile meydana gelmektedir.

b) Kimyasal Bağlanma: Farklı iki yüzeyin atomları arasında meydana gelen bu bağlanma kovalent, iyonik ve hidrojen bağları ile oluşmaktadır.

c) Mekanik Bağlanma: Pürüzlü bir yüzey ve adeziv sistem arasındaki güçlü bağlanmadır. Mekanik bağlanma diş dokularına bağlanma sırasında en çok kullanılan yöntemdir (219).

4.5.2. Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması

Adeziv sistemler; üretim zamanlarına göre, klinik kullanım aşamalarına göre, uygulama şekillerine göre ve dentine bağlanma dayanıklılıklarına göre sınıflandırılmaktadır (216, 220, 221).

A. Üretim zamanlarına göre

1. Jenerasyon: 1980 öncesi
2. Jenerasyon: 1980'li yıllar
3. Jenerasyon : 1980'lerin sonrası
4. Jenerasyon: 1990'lı yıllar
5. Jenerasyon: 1990'lı yıllar
6. Jenerasyon: 1990'lı yıllar
7. Jenerasyon:2000 li yıllar

B. Klinik Kullanım Aşamalarına Göre

1. Tek aşamalı (all-in-one)
2. İki aşamalı
3. Üç aşamalı (konvansiyonel)

Bu sınıflandırma daha sonra Hewlett tarafından modifiye edilerek; total-etch ve self-etch olmak üzere alt gruplara ayrılmıştır (222).

C. Uygulama şekillerine göre

1. Smear tabakası üzerine uygulananlar,
2. Smear tabakası modifiye edilerek uygulananlar,
3. Smear tabakası kaldırıldıktan sonra uygulananlar.

D. Dentine bağlanma dayanımlarına göre

1. Jenerasyon: 2-6 MPa
2. Jenerasyon: 1-10 MPa
3. Jenerasyon: 10-14 MPa
4. Jenerasyon: 18-20 MPa
5. Jenerasyon: 30 MPa

Asitle pürüzlendirme aşamasının ayrı olup olmamasına göre sınıflandırılan 2 ana adeziv sistem bulunmaktadır: Total-etch (etch&rinse) ve Self-etch adeziv sistemleri (223,224).

4.5.2.1. Total-etch (Etch&rinse) Adeziv Sistemler

Adeziv sistemlerde tutuculuğu arttırmak amacıyla geliştirilen sistemler 1990'ların başlarında ortaya çıkmıştır. Mine ve dentinin aynı anda fosforik asitle pürüzlendirilmesi konseptini benimseyen 'total etch' tekniği tanıtılmıştır. Pürüzlendirme %34-37 konsantrasyondaki fosforik asitle gerçekleştirilmiştir (225-227).

Bu sistemlerde ilk aşama, asit uygulama ve yıkama işlemidir. Bu durum, adezivlerin mekanik olarak bağlanmalarını sağlar (228). Asitleme ve yıkama işlemlerinin sırasıyla yapılması, total etch adeziv sistemlerin aynı zamanda "etch and rinse" adezivler olarakta adlandırılmasını sağlamıştır. Yoğun şekilde mineralize olan peritübüler dentin, asitlendirme işlemi ile demineralize olur ve tübül ağzları huni şeklinde açılır (216). Bu işlemten sonra primer ve bonding ajan ayrı ayrı veya tek şişede uygulanır.

Smear tabakasının asidik solüsyonlar ile kaldırılması, açığa çıkmış dentin yüzeyinde sıvı çıkışına neden olur. Sıvı çıkışı adezyonun engellenmesine neden olur. Sebebi, dentinin nemli yapısından dolayı hidrofilik olması ve hidrofobik yapıya sahip olan rezinin dentine bağlanamamasıdır. Asitle pürüzlendirilmiş dentinin havayla kurutulması da; kollajen fibril matriksinin çökmesine neden olarak, fibrillere rezin infiltrasyonunu engeller. Bu nedenle nemli ortamla uyumlu dentin adezivler geliştirilmiştir (229, 230).

Kanca ve ark. tarafından bulunan "wet bonding" tekniğinde, organik çözücüde çözünmüş etanol veya aseton gibi hidrofilik ve hidrofobik monomerler tek bir şişede birleştirilmiştir. Bu monomerler, dentin yüzeyi veya nemli kollajen ağındaki suyla yer değiştirir, rezinin kollajen ağı içine penetrasyonuna olanak verir (231).

4. Jenerasyon adeziv sistemler, total etch sistemlerin ilk aşamasını oluşturmaktadır. Bu jenerasyon, asit, primer ve bağlayıcı (bonding) ajan uygulaması ile 3 basamakta gerçekleşmektedir (232). Sonraki yıllarda 4. jenerasyon adezivlerin uygulama basamakların fazlalığı ve uygulama zorluğu nedeniyle, primer ve bağlayıcı ajanlar tek bir şişede toplanmıştır. Basamak sayısı ikiye indirilerek, 5. jenerasyon adeziv sistemler geliştirilmiştir (233).

Üç aşamalı etch&rinse (4. jenerasyon): Asit + primer + bonding ajan

İki aşamalı etch&rinse (5. jenerasyon): Asit + (primer-bonding ajan)

4.5.2.2. Self-etch Adeziv Sistemler

Self etch adezivler; yıkama işlemi gerektirmemelerinden dolayı total etch sistemlerden farklıdır. Bu sistemler, mine ve dentini aynı anda pürüzlendirerek primer uygulanmasına olanak sağlarlar. Etch&rinse tekniğinin teknik hassasiyetini azaltmak amacıyla uygulanan bu teknik, HEMA primerlerde çözünmüş daha asidik monomerlerin kullanımını gerektirir. Su içeren self-etch adezivler smear tabakası üzerinden altındaki dentini demineralize edebilecek derecede asidiktirler (234).

Asitle pürüzlendirilmedikleri için işlem aşamaları basitleştirilmiş olan adeziv sistemdir (235). Bu sistemin avantajları; uygulama basamağının az olması, çalışma zamanı kısalığı ve daha az teknik hassasiyet gerektirmesidir (236-238).

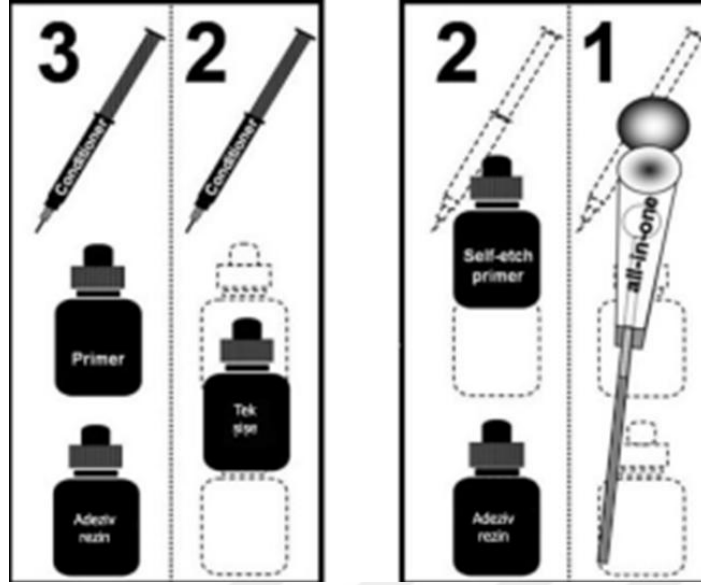
Asitle pürüzlendirme yapılmaması, hem kavitenin kan ve tükürükle kontaminasyonunu azaltır hem de uygulama kolaylığı sağlar. Ayrıca smear tabakası çözündüğü için dentin tübülleri daha az açığa çıkar ve tübül içinde yer alan sıvı akışı daha az görülür. Böylece post-operatif hassasiyet azaltılmış olur (223, 239).

Self-etch adeziv sistemlerin diğer bir avantajı da, demineralizasyon ve rezin infiltrasyon derinliği arasında fark bulunmamasıdır. Güçlü self-etch adezivlerin pH değeri 1 veya daha düşük iken zayıf self-etch adezivlerin pH değeri yaklaşık olarak 2'dir. Dolayısıyla dentini sadece 1µm derinliğinde demineralize edebilirler. Ancak yine de yeterli yüzey pürüzlülüğü sağlayarak hibridizasyonla mikromekanik bağlanma meydana getirirler (234).

Self etch adezivler, iki aşamalı ya da tek aşamalı olarak adlandırılmaktadırlar (240).

İki aşamalı self-etch (6. jenerasyon): (Asit-primer) + bonding ajan

Tek aşamalı self-etch (7. jenerasyon) (all-in-one): (Asit-primer-bonding ajan)



Şekil 6: Total Etch Ve Self Etch Sistem Basamakları (Adezyon mekanizması ve klinik uygulama adımlarının sayısına göre günümüzde kullanılan adeziv sistemlerin sınıflandırılması (241))

4.6. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri

Ağız içindeki restorasyonlar sürekli olarak; tükürük akış değişimi, pH ve ısı değişikliklerine maruz kalırlar. Bu nedenle yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılarak klinik koşulların restorasyonlar üzerindeki etkileri in vitro çalışmalara yansıtılır. Suda bekletme, termal siklus, otoklavla yaşlandırma (238), NaOCl solüsyonunda bekletme ve oklüzal yükleme ile yaşlandırma en sık kullanılan yapay yaşlandırma yöntemleridir (243).

Uzun dönem suda bekletme ile yaşlandırma en sık kullanılan yapay yaşlandırma tekniklerinden biridir. Numuneler 37° C suda belirli bir süre bekletilir. Bu zaman periyotları birkaç ay, 4-5 yıl veya daha uzun süre olabilmektedir. Birçok çalışmada, kısa bekletme periyodunda bile bağlanma kuvvetlerinde azalma olduğu gösterilmiştir. Bağlanma kuvvetlerindeki bu azalma, kollajenin veya rezinin hidrolizle yıkımı sonucunda olur. Polimerize matrikse infiltre olabilen su, restorasyonun mekanik özelliklerinin azaltır. Ayrıca bağlantı monomerler aracılığıyla da zayıflar (243).

Okluzal yüklemeyeyle yaşlandırma; mekanik yükleme, çiğneme simulatorsleri ile yapılır ve in vivo streslere benzer şekilde yükleme yapılmaktadır. Örnekler yaşlandırılır daha sonra bağlanma etkinlikleri ölçülür (243).

NaOCI solüsyonunda bekleterek yapılan yaşlandırma, bağlayıcı yıkımını sağlar ve demineralize edilerek açığa çıkmış kollajen fibrillerde protein yıkımına neden olur. İn vivo yıkımı taklit ederek oldukça hızlandırılmış bir şekilde görev yapan %10' luk NaOCI solüsyonu, organik bileşenleri ortamdan uzaklaştırarak hibrit tabakasını çözer. Bağlanma değerleri, yapılan yaşlandırma işleminden sonra düşme eğilimindedir (244).

4.6.1. Isıl Döngü ile Yaşlandırma (Termal Siklus)

1952 yılından beri dental araştırmalarda termal siklus yöntemi sıklıkla kullanılmaktadır. Ağızda meydana gelen ısısal değişiklikleri yansıtabilmek amacıyla restoratif malzemeler, döngüsel olarak tekrar eden sıcak ve soğuk su banyosuna maruz bırakılır ve yaşlanma taklit edilir. Başka bir ifadeyle bu yöntem; materyallerin in vivo dayanıklılığını ön görmek amacıyla yapılan bir in vitro testtir (245).

Termal siklus yöntemi, numuneler üzerinde 2 farklı etkiye sahiptir:

İlk olarak sıcak su; su alımını, tam polimerize edilmemiş rezin oligomerlerinin ortaya çıkışını, ara yüz bileşenlerinin hidrolizini ve yıkım ürünlerinin ortaya çıkmasını hızlandırmaktadır.

İkinci olarak soğuk su; diş ve restoratif materyal arasındaki termal genleşme katsayısı farklılığından dolayı iki yapı arasında tekrarlayan büzülme ve genleşme stresleri meydana gelir (241). Oral kavitedeki ısı değişim siklusunun günde 20-50 olabileceği düşünülecek olursa, 10 000 siklusun dental materyalin ağız içindeki 1 yıllık kullanımına eş değer olduğu bildirilmiştir (241, 245).

Çalışmalarda birçok termal siklus protokolü önerilmektedir (246). Ancak, ISO standartlarıyla belirlenen 5°C - 55°C arasındaki termal siklus sıcaklık değişimi en çok tercih edilendir.

4.6.2. Çiğneme Simülatörü

Ağız içerisindeki dental restorasyonlar; asidik ya da bazik pH, nem veya periyodik yükleme gibi zorluklara maruz kalmaktadır (247). Dental restorasyonlarda mekanik başarısızlıklar, uzun yılların sonunda meydana gelmektedir. Yani mekanik başarısızlıklar, ani aşırı yüklemeyle değil; uzun zaman sonra ortaya çıkan yorgunluk sebebiyle oluşmaktadır (248). Hasar; maksiller ve mandibular dişlerin periyodik temasıyla oluşur. Böylece restorasyonların kullanım süreleri ve hayatta kalma olasılıkları kısıtlanmış olur (249). Uygulanan bazı test parametreleri; periyot sayısı, geniş aralıklı yükleme kuvvetleri, termal siklus, antagonist materyal, yükleme frekansı, ıslak/kuru yorgunluğu, periodontal ligament taklidi, dayanak materyali ve lateral-vertikal hareketleri içermektedir (250).

Dual akslı olan çiğneme simülatörleri; yatay ve dikey veya çift yönde kuvvet uygulayabilme özelliği bulunan cihazlardır. Plastik tutuculara numuneler yerleştirilir. Yatay ve dikey hareket, araştırmacı tarafından belirlenir ve çiğneme siklusu başlatılır. Antagonist olarak, farklı çaplarda ve farklı materyallerden yapılmış top uçlar kullanılmaktadır (251).

Çiğneme simülatörünün çalışma prensibine göre işlem, hazırlık ezme ve kayma olmak üzere 3 aşamada gerçekleşir (252).

Hazırlık aşamasında; çenenin konumu gıda ile temas için hazırdır ve açma hareketiyle başlar. Dişler gıda ile temas edinceye kadar kapama hareketi devam eder. Ezme aşaması; dişler ile gıdaların üç cisim etkileşimini tanımlayarak hazırlık aşamasını takip eder. Bu aşama, dişler gıda ile ilk temas ettiğinde başlar ve diş dişle temas oluncaya kadar veya çenenin yeniden açılmaya başlamasına kadar devam eder. Kuvvet, ilk temas sırasında gıda yoluyla dağıtılır. Dişler tarafından uygulanan kuvvetin büyüklüğü, gıdanın sertliğiyle orantılıdır. Çiğneme kuvvetleri, maksiller ve mandibular dişlerle temas eden gıdaların yüzeyi boyunca dağıtılmaktadır. Dolayısıyla temas yüzeyi arttığında birim alana uygulanan kuvvet azalır. Kayma fazı; çiğneme sırasında her zaman meydana gelmez. Dişler temas edince başlar ve çene açılmaya başlayıncaya kadar devam eder (250).

Aktif kuvvetler, çiğneme kaslarıyla üretilmektedirler. Oklüzal temas sırasında, kayma fazındaki gibi, kas kuvvetleri oklüzal yüzeylere gelen dik veya teğet tepkisel kuvvetler içerisinde çözümlenebilirler. Bu kuvvetler, maksillaya bağlı olarak mandibula hareketlerine kılavuzluk ederler ve materyallerin aşınmalarından sorumludurlar (250).

Laboratuvar ortamında, materyallerin aşınma miktarlarını tespit etmek amacıyla çeşitli araştırma merkezleri tarafından, farklı karmaşıklık derecesinde aşınma test makineleri geliştirilmiştir. İki cisim aşınma makineleri, üç cisim aşınma makineleri ve diş fırçalama makineleri gibi temel mekanik yaklaşımlar farklı aşınma simülasyon tekniği olarak kullanılmaktadır. Bu sistemlerden üç cisim aşınma makineleri, restoratif materyallerin aşınma dirençlerini etkileyebilen biyolojik değişkenleri ve ağız ortamını taklit etmeye çalışırlar (253).

Isırma işlemi sırasında kaslardaki aktivasyon yaklaşık olarak her yarım siklus için 0.2- 1.5 Hz frekans aralığındadır (254, 255). Bu sebeple; uygun çiğneme sistemini taklit edip tek veya çoklu ekseninde hareket edebilen bir cihaz, önceden belirlenen kuvvetleri belirli sayıda tekrarlar ve materyale uygular. Literatüre göre, dinamik yüklemeye maruz bırakılarak 1.200.000 döngü sonunda kırılmadan kalan numune gruplarının kullanım süreleri 5 yıllık bir klinik ömüre eş değerdir (256).

4.7. Mekanik Testler

Günümüzde dental materyallerin maksimum fizyolojik yükler altındaki klinik performanslarını öngörebilmek ve yapısal özelliklerini incelemek, mekanik testlerin uygulanması sayesinde mümkündür. Mekanik testler, meydana getirdikleri gerilim tiplerine göre; basma (kıırma (compressive, fracture)), makaslama (kesme (shear)), eğme (bükme (bending)), burma (torsion) ve çekme (tensile) testi olmak üzere beş sınıfta incelenmektedir (257).

4.7.1. Statik Yükleme ve Basma Testi

Kırılgan materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerini belirleyebilmek ve kırılma dayanımlarını değerlendirmek amacıyla statik yüklemeye uygulanan test 'basma testi' dir (257). Kırılma dayanımı; dental seramik ve kompozit gibi kırılabilen materyallerin belirli yükleme kuvvetlerine ve çatlak yayılımına verdiği

tepkilerle karakterizedir. Plastik deformasyona ve kırılmaya neden olmayan nihai stres ‘dayanıklılık’ olarak tanımlanır. Dayanıklılık; test edilen materyallerin yüzey kusurlarından ve kusur boyutlarından, mekanik ve termek işlemler sırasında ortaya çıkan ve giderek büyüyen mikro çatlaklardan önemli derecede etkilenmektedir (258, 259). Bu testte; yüklemeyi yapacak uç, kuvvetin hızı ve yönü, tutucu kollara bağlanan örneğin pozisyonu, yükleme ucunun çapı ve şekli ayarlanabilmektedir. Test başlatılınca cihaz, örnekler artan bir yük uygular. Kontrol sistemi ve ilgili yazılım, örneğin esneme veya sıkıştırılma değerlerini, kırılma anındaki yük değerini ve örneğe uygulanan yük değerini test süresince bir grafik ile birlikte kaydetmektedir (260).

4.8. (Sem) Taramalı Elektron Mikroskobu

SEM (Scanning Electron Microscope, Taramalı Elektron Mikroskobu) örneklerdeki çok küçük ayrıntıları görebilmek için merceklereki değişikliklerden faydalanarak geliştirilmiş bir cihazdır. Analiz ve görüntü çakıştırma özelliği, ayırım gücünün yüksek oluşu ve odak derinliği nedeniyle araştırmalarda sıklıkla tercih edilmektedir.

SEM de yüzey, elektron demetiyle taranmaktadır. Tarama sırasında, primer elektron demeti materyal yüzeyindeki elektronlarla etkileşime girer ve elektronların etrafa saçılmasına neden olmaktadır. Sekonder elektronların yüzeyin herhangi bir noktasından saçılması dedektörle tespit edilir ve toplanır. Böylece, yüzeyin bileşenleri, topografisi ve yapısıyla ilgili bilgi edinilmiş olur. Sekonder elektron dedektörüyle toplanan elektron sayısı ne kadar fazla ise o alanın görüntüsü o kadar parlak, ne kadar az ise o kadar karanlık olur. Örnek topografisiyle ilgili bilgi veren gri görüntü böylece elde edilmiş olur (261).

5. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu in vitro çalışma; Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından SBE.21.009 numaralı destek projesi ile alınan sarf malzemeler kullanılarak Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Afyon Kocatepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda yürütüldü.

Bu araştırma için Dicle Üniversitesi Yerel Etik Kurulu'ndan 31 Mart 2021 tarihli toplantıda 2021/17 protokol numaralı etik kurul onayı alındı (Ek 1).

Çalışmamızda iki farklı kavite preparasyonu uygulanan aşırı kron harabiyetli ET'li premolar dişlerde polietilen fiber ve cam fiber ile güçlendirilen kaviteye uygulanan direkt kompozit endokronların basma dayanımları karşılaştırıldı. Çalışmamızda kullanılan materyaller Tablo 3'te gösterilmiştir.

Tablo 3: Çalışmada kullanılan materyaller

	MATERYAL	ÖZELLİK	ÜRETİCİ FİRMA
1	Ribbon-Ultra THM	Polietilen fiber	Ribbon İnc., Seattle WA, ABD.
2	Everstick NET	Cam fiber	GC, Europe, Leuven, Belçika.
3	K-etchant syringe, CLEARFIL MAJESTY,	Asit etching	Kuraray, Okayama, JAPONYA.
4	Clearfil TM S3 BOND Universal Kit	Bağlayıcı ajan	Kuraray, Okayama, JAPONYA.
5	Bioinfinitiy Esthetic Restorative Composite	Bulk fill kompozit	Avrupa İmplant (Umg Uysal), İstanbul, Türkiye.
6	3M™ Filtek™ Supreme Flowable Restorative	Akışkan kompozit	3M ESPE, St. Paul MN, ABD.
7	Sof-tray sheets	Yumuşak plak	Ultradent, Utah, ABD.
8	Gradia air barrier	Oksidasyon tabakası inhibitörü	GC Corporation, Tokyo, JAPONYA.
9	Valo	Işık Cihazı	Ultradent, ABD.
10	Protaper	Endodontik Döner Alet	Dentsply-Maillefer, Ballaigues, İspanya.

5.1. Deney İçin Dişlerin Seçimi

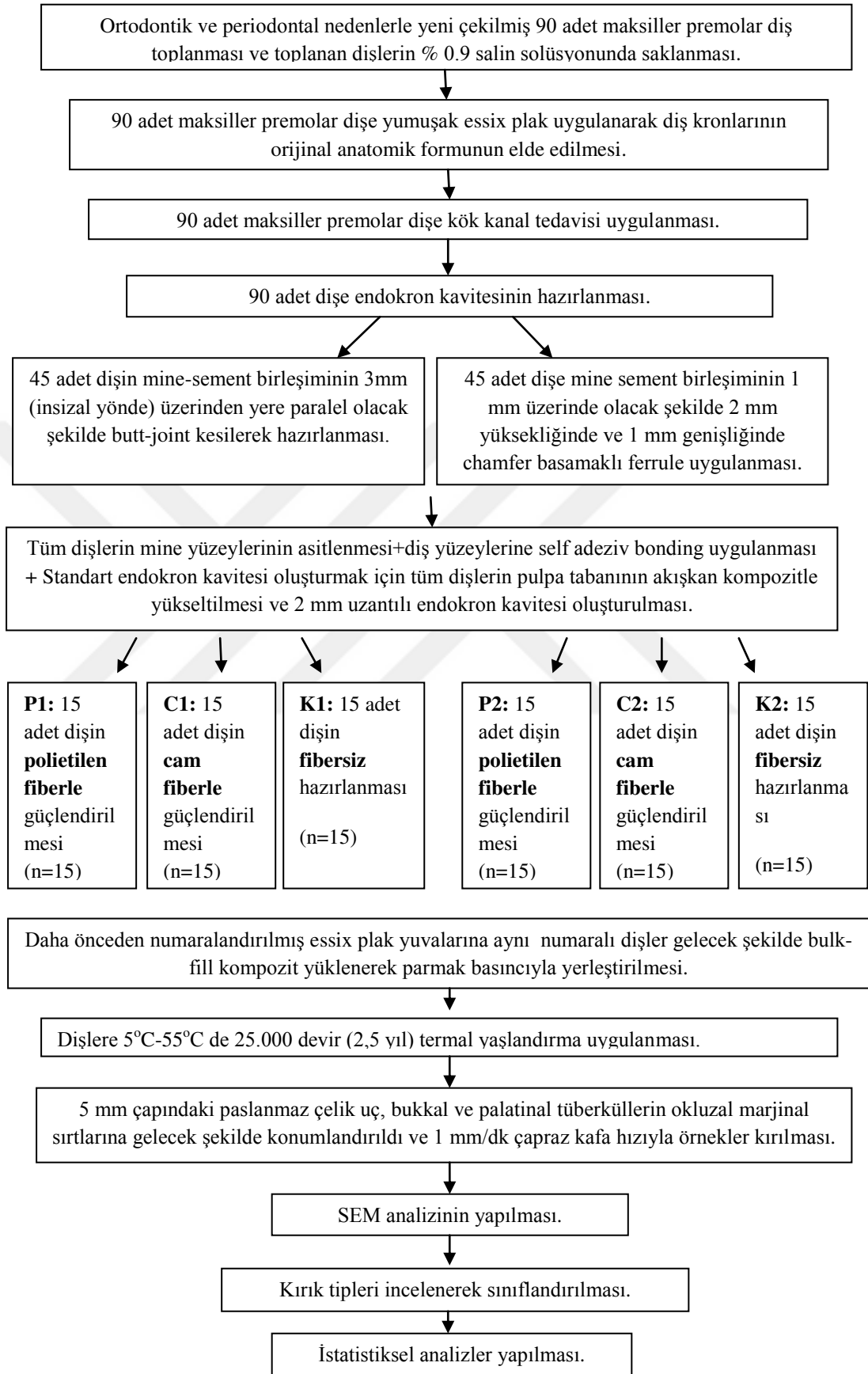
Bu çalışmada ortodontik ve periodontal nedenlerle çekilen benzer bukko-palatinal ve meziyo-distal boyutlarda 90 adet maksiler premolar dişi kullanıldı (n=90).

Dahil edilme kriterleri;

- Ortodontik veya periyodontal nedenlerle çekilmiş olması,
- Çürük lezyon olmaması,
- Kökte görünür kırık olmaması,
- Kök ucunun kapanmış olması,
- Daha önce endodontik tedavi yapılmamış olması,
- Post- kron restorasyonu veya rezorpsiyon olmaması,
- Koronal şiddetli polimorfizmin olmaması

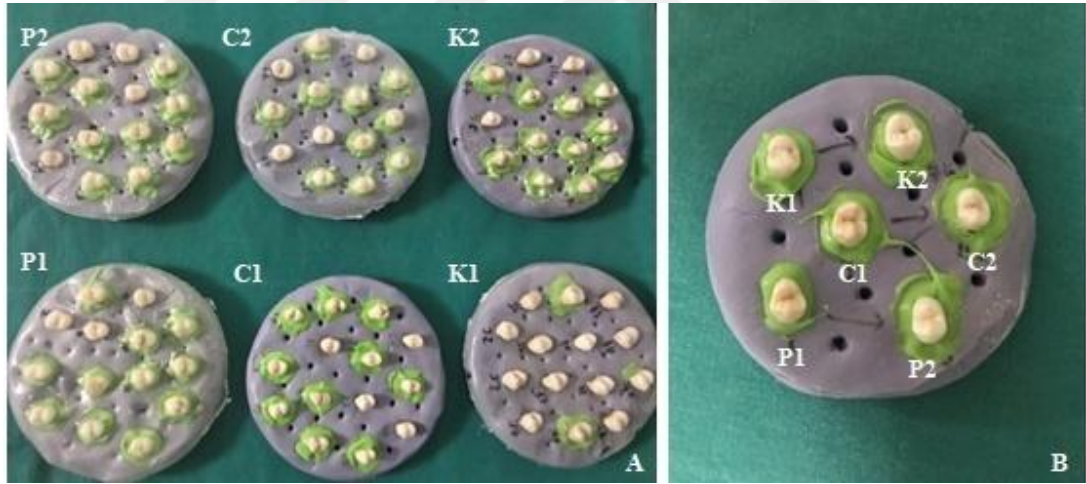
Çalışmamızın akış şeması Tablo 4' te gösterilmiştir.

Tablo 4: Çalışmanın akış şeması



Çalışma için seçilen dişler önce % 5,25 NaOCl solüsyonunda 5 dk süre ile bekletildi. Tüm dişlerin yüzeylerindeki plak ve tartarlar kavitron yardımı ile temizlendi. Renkleşmiş organik dokular polisaj patıyla cilalandı. Daha sonra tüm dişler ultrasonik cihazla tüm artıklarından arındırıldı ve dişler deney için kullanıma hazır hale getirildi. Dişler 24 saat formol solüsyonu ile dezenfekte edildikten sonra deneyin başlangıcına kadar % 0.9 salin solüsyonunda bekletildi.

Tüm dişler farklı kavite konfigürasyonlarına ve farklı fiberle güçlendirilmelerine göre 6 gruba ayrılacak şekilde rastgele dağıtıldı (n=15). Tüm gruplardaki dişler polivinil siloksan ölçü maddesi kullanılarak hazırlanan silikon anahtarlara (Elite HD+, Zhermack, İTALYA) mine-sement sınırına (CEJ) kadar gelecek şekilde gömüldü. Sonrasında diş yüzeylerine lak sürüldü. Diş kronlarının negatifini elde etmek için hazırlanan 6 grubun her birine 1 mm'lik yumuşak plak (Sof-tray sheets, Ultradent, Utah, ABD) essix plak cihazı (Dentreal, TÜRKİYE) ile uygulandı (Resim 5).



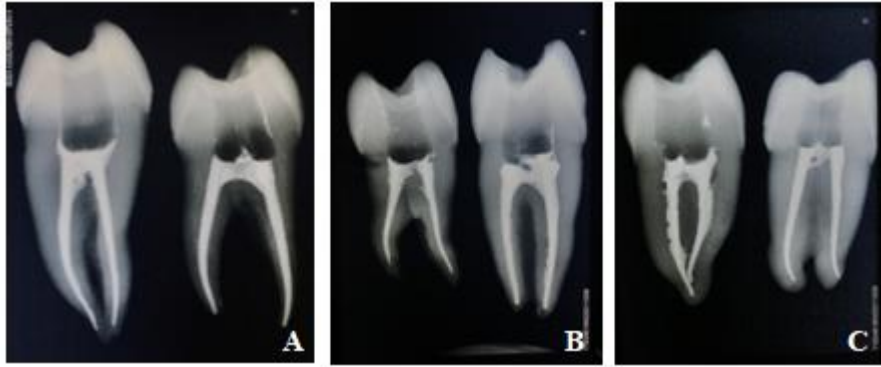
Resim 5: A: P1, P2, C1, C2, K1, K2 gruplarına essix plak uygulanması, B: Her gruptan rastgele seçilen 1 dişin olduğu prototip grup

5.2. Dişlere Endodontik Tedavinin Uygulanması

Standardizasyon için tüm dişlerin endodontik tedavileri aynı kişi tarafından yapıldı. Tüm numunelerin pulpa odaları minimal invaziv şekilde rond ve fissur elmas frezlerle (GZ, GZ Instrumente GmbH, Lustensu, Austria) açıldı. Endodontik tedavi uzunluğu 10 numaralı K-file (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, İspanya) yerleştirilerek görsel olarak anatomik kök ucundan 0.5 mm geride olacak şekilde

belirlendi. Kök kanalları üreticinin talimatlarına uygun olarak manuel K-file 10,15,20 numaralı eğe (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, İspanya) ve nikel-titanyum döner alet (Protaper, Dentsply-Maillefer, Ballaigues, İspanya) kullanılarak step-back tekniğiyle hazırlandı.

Çalışma sırasında tüm kanallar eğelemeden sonra 1 ml % 5,25 lik NaOCl ile yıkandı ve daha sonrasında serumla durulandı. Kanallar paper-pointlerle (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, İspanya) kurutuldu. Kanallar, gutta-perka (Protaper, Dentsply-Maillefer, Ballaigues, İspanya) ve kanal patı (AH-Plus, Dentsply-Maillefer, Ballaigues, İspanya) kullanılarak dolduruldu. Daha sonra gutta-perka sıcak bir aletle kanal ağzılarının 1 mm altında olacak şekilde kesildi. Apikal yönde soğuk plugger ile sıkıştırıldı (Resim 6).

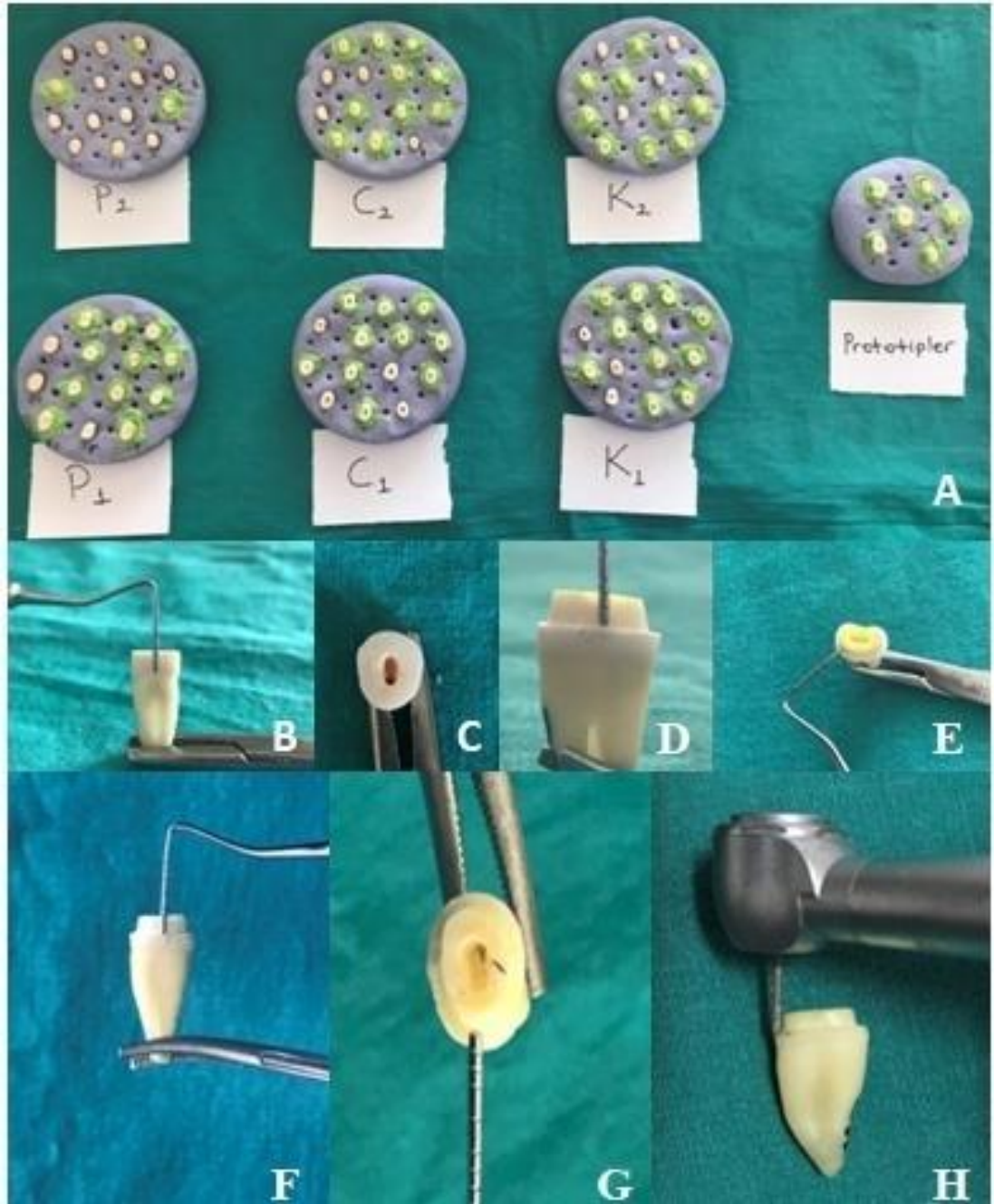


Resim 6: 6A: P1 ve P2 grubuna ait dişlerin kanal tedavisi 6B: C1 ve C2 grubuna ait dişlerin kanal tedavisi 6C: K1 ve K2 grubuna ait dişlerin kanal tedavisi

Kanal girişleri self etch adeziv sistem (Clearfil TM S3 BOND Universal Kit, CLEARFIL MAJESTY, Kuraray, Okayama, JAPONYA) uygulandı ve 1000 Mv/cm^2 güç yoğunluğu sağlayan yüksek güçlü LED cihaz (VALO, Ultradent, ABD) ile 20 sn süre polimerize edildi.

5.3. Dişlerde Endokron Kavite Hazırlığı

90 adet maksiler premolar diş mine-sement birleşiminin (MSB, ing. CEJ) insizal yönde 3mm üzerinden yere paralel şekilde butt-joint kesildi. Ardından 45 adet diş CEJ'in 1 mm üzerinden olacak şekilde 2 mm yüksekliğinde ve 1mm chamfer basamaklı ferrule uygulandı (Resim 7).



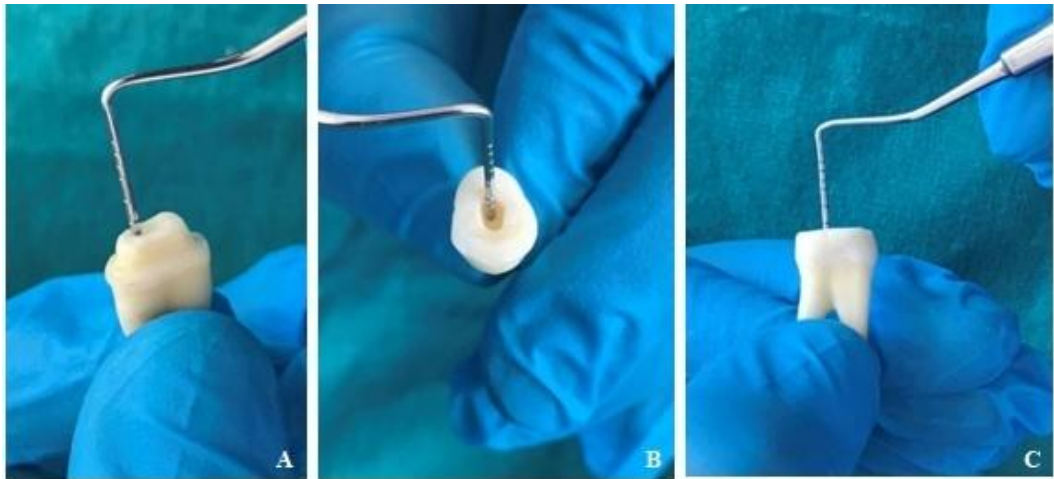
Resim 7: 7A: tüm numunelerde endokron kavitesinin hazırlanmış görüntüsü 7B, 7C, 7D, 7E, 7F, 7G, 7H: Butt-joint ve ferruleli örneklerin çeşitli yüzeylerden ölçüm görüntüleri

Kavite hazırlığından sonra tüm kavite 10 sn su ile yıkandı ve hava/su spreyi ile kurutuldu. Diş mineleri 30 sn % 35 lik fosforik asit ile asitlendi (Resim 8A). Hava su spreyi ile 10 sn yıkandı ve kurutuldu. Üreticinin talimatları izlenerek tüm kavite dentin yüzeyini kapatmak için tek şişeli bir self etch adeziv sistem kullanıldı (Resim 8B). Self etch adeziv sistem LED ışık cihazı ile 20 sn polimerize edildi (Resim 8C).

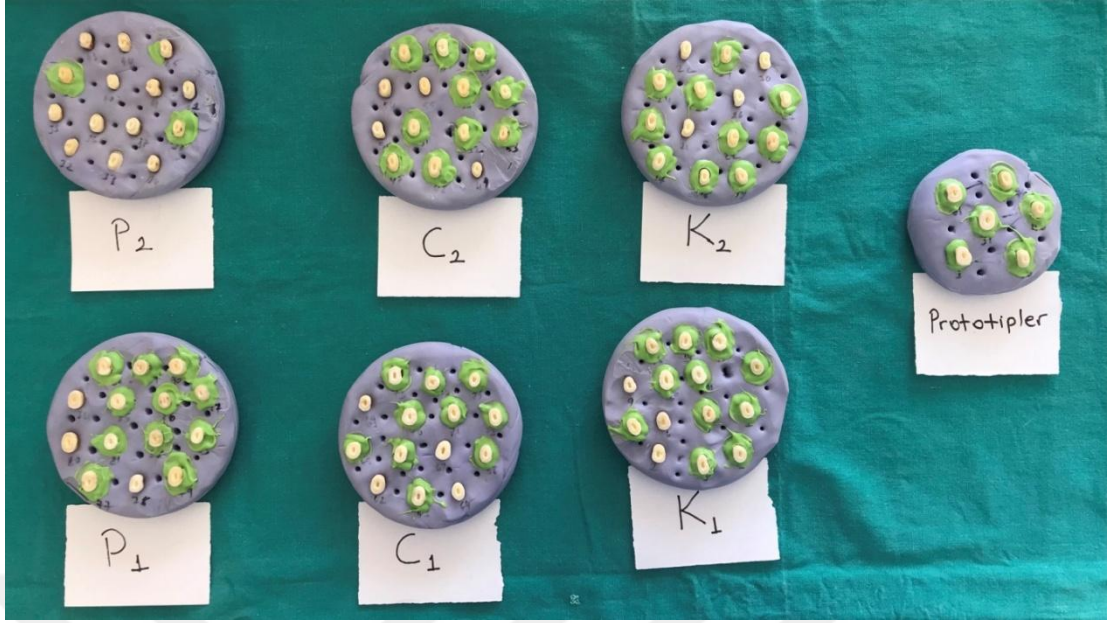


Resim 8: 8A: prototip gruptaki diş minelerinin asitlenmiş görüntüsü 8B: Kullanılan asit, bond ve akışkan kompozit 8C: Karanlık oda ve kullanılan LED cihazın görüntüsü

Standart endokron kavitesi oluşturmak için tüm dişlerin pulpa tabanı akışkan kompozitle oluşturuldu ve 2 mm uzantılı endokron kavitesi hazırlandı. Kavite duvarları dişin eksenine paralel olacak şekilde hazırlandı. Endokronun pulpal uzantısının derinliği aletin tam uzunluğu ile kavite tabanına dokunarak periodontal sonda (Hu-friedy Williams #30, Chicago, ABD) ile ölçüldü (Resim 9A, 9B, 9C). Endokron kavitesi hazırlanmış tüm grupların genel görüntüsü Resim 10’ da gösterilmiştir.



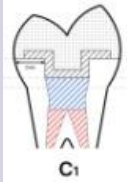
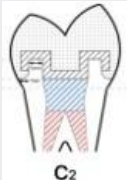
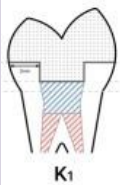
Resim 9: 9A: Ferrule oluşturularak hazırlanan grubun periodontal sonda ile ölçümü 9B: Butt-joint hazırlanan grubun periodontal sonda ile ölçümünün oklüzal yüzeyden görüntüsü 9C: Ferrule oluşturularak hazırlanan grubun periodontal sonda ile ölçümünün aproksimal yüzeyden görüntüsü



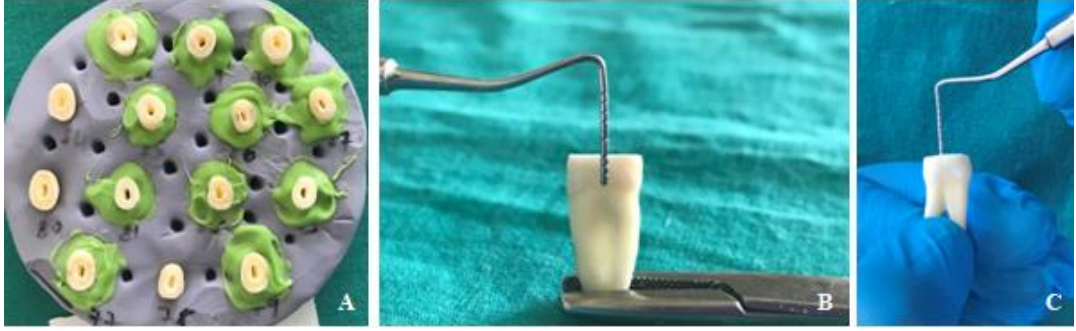
Resim 10: Endokron kavitesi hazırlanmış tüm grupların ve prototiplerin genel görüntüsü

5.4. Deney Gruplarının Hazırlanması

Tablo 5: Deney Grupları

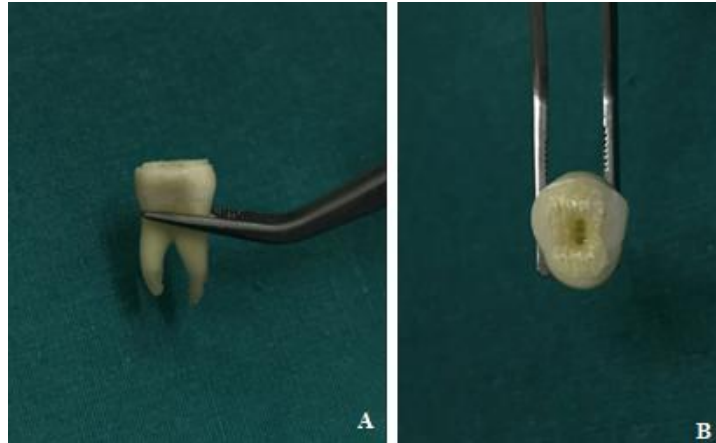
DENEY GRUBU	GRUP ADI	GRUP TASARIMI	KAVİTE KONFIGÜRASYONU	FİBER UYGULAMASI
Grup 1	P1		Butt- joint	Polietilen Fiber
Grup2	P2		Ferrule	Polietilen Fiber
Grup 3	C1		Butt- joint	Cam Fiber
Grup 4	C2		Ferrule	Cam Fiber
Grup 5	K1		Butt- joint	Fibersiz
Grup 6	K2		Ferrule	Fibersiz

GRUP 1 (P1) örneklerinin hazırlanması: Kaviteler 2 mm olacak şekilde butt-joint hazırlandı (Resim 11).

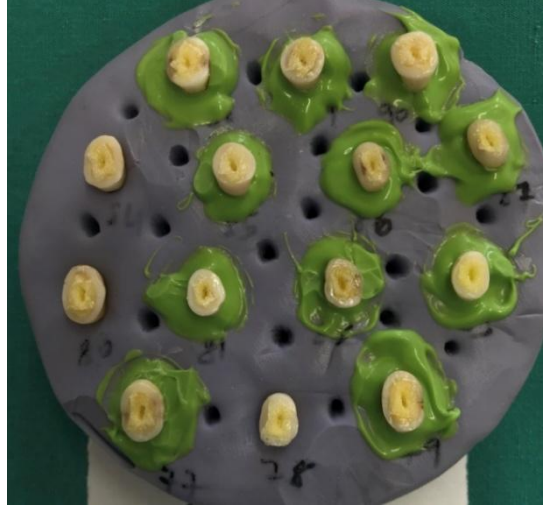


Resim 11: 11A: P1 Grubunun genel görüntüsü, 11B: CEJ hattının insizal yönde 3 mm üzerinden kesilmesi ve 11C: 2 mm kavite derinliğinin hazırlanması

Adezive doyurulmamış olan 4 mm genişliğinde polietilen fiber (Ribbond-Ultra THM, Ribbond Inc., Seattle WA, ABD) karanlık odada adezive doyuruldu. Daha sonra bir spanç yardımıyla fazla adeziv alındı. Kaviteye uygulanan 0.5 mm kalınlığındaki akışkan kompozitle kavite duvarlarına çevresel olacak şekilde sabitlendi ve 40 sn polimerize edildi (Resim 12). Polietilen fiber kavite kenarlarına (mineye) ulaşmayacak şekilde yerleştirildi (Resim 13).



Resim 12: 12A: Dişe uygulanan polietilen fiberin aproksimal yüzeyden görüntüsü 12B: Dişe uygulanan polietilen fiberin oklüzal yüzeyden görüntüsü



Resim 13: P1 grubunun polietilen fiber uygulanmış görüntüsü

Bulk-fill kompozit (Bioinfinity Esthetic Restorative Composite, Avrupa İmplant (Umg Uysal), İstanbul, Türkiye) kavitelere 1 mm kalınlığında tabakalanarak yerleştirildi ve okluzal yüzeyden 40 sn süreyle ışık uygulanarak polimerize edildi. Daha önceden diş kronlarının negatifi için hazırlanan yumuşak essix plaklara dişin daha kolay kaviteden ayrılması için lak uygulandı ve lakın kuruması beklendi. Daha önceden numaralandırılmış dişler aynı essix plak yuvalarına gelecek şekilde yerleştirilerek essix plaklara bulk-fill kompozit yüklendi. Sonrasında dişler parmak basıncıyla kavitelere yerleştirildi (Resim 14).



Resim 14: Parmak basıncıyla dişlerin yumuşak essix plaklara yerleştirilmesi

Kaviteden taşan fazla kompozit ağız spatülü yardımıyla uzaklaştırıldı. Tüm yüzeylere LED cihazıyla 40 sn süre ile ışık uygulandı ve polimerizasyon sağlandı. Daha sonra dişler essix plaktan ayrıldı (Resim 15).



Resim 15: Kompozit uygulanmış yumuşak essix plağa dişin yerleştirilmesi ve kompozitin polimerize edilmesi

Direkt teknikle diş yüzeylerine uygulanan kompozitin oksidasyon tabakasını uzaklaştırmak için gliserin jel (Gradia air barrier, GC Corporation, Tokyo, JAPONYA) uygulandı ve tekrar 40 sn süre ile polimerizasyon gerçekleştirildi (Resim 16).



Resim 16: Oksidasyon tabakasını uzaklaştırmak için gliserin jel uygulaması

Yüzey pürüzlülüğü kırılmayı arttıracğından parlak yüzeylerin standardizasyonunu sağlamak amacıyla, tüm yüzeyler gren büyüklüğü 80 mm (kaba) den 20 mm (ince) ye doğru azalan diskler uygulanarak (Soflex, 3M ESPE, St. Paul MN, ABD) cilalandı (Resim 17).



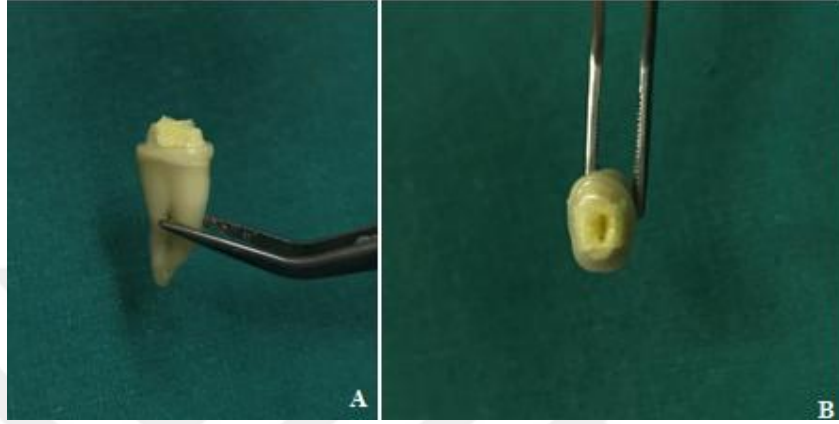
Resim 17: Diş yüzeylerinin disklerle cilalanması

GRUP 2 (P2) örneklerinin hazırlanması: Kavite derinliği 2 mm olan dişlere 1mm chamfer basamaklı ve 2mm yüksekliğinde ferrule eklendi. Restorasyonların mine seviyesinde tamamlanması için CEJ'in 1mm koronalinde chamfer basamak oluşturuldu (Resim 18).



Resim 18: 2 mm ferrule ve 1mm chamfer basamaklı hazırlanmış P2 grubunun görüntüsü

Adezive doyurulmamış olan polietilen fiber karanlık odada adezive doyuruldu. Daha sonra bir spanç yardımıyla fazla adeziv alındı. Kaviteye uygulanan 0.5 mm kalınlığındaki akışkan kompozitle kavite duvarlarına çevresel olacak şekilde sabitlendi ve 40 sn süre ile ışık uygulanarak polimerize edildi (Resim 19). Polietilen fiber kavite kenarlarına ulaşmayacak şekilde yerleştirildi (Resim 20).



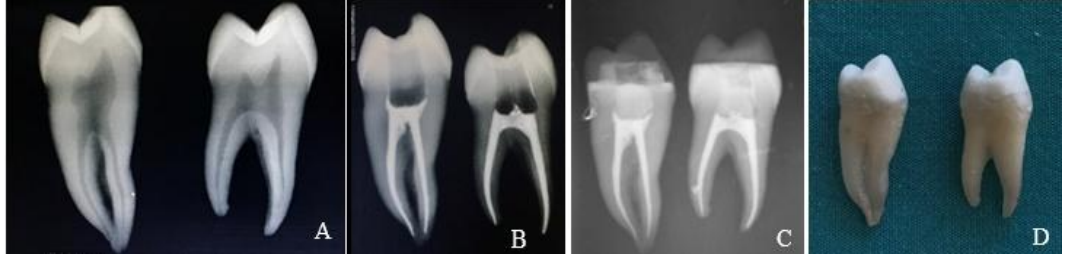
Resim 19: 19A: Dişe uygulanan polietilen fiberin apoksimal yüzeyden görüntüsü
19B: Dişe uygulanan polietilen fiberin okluzal yüzeyden görüntüsü



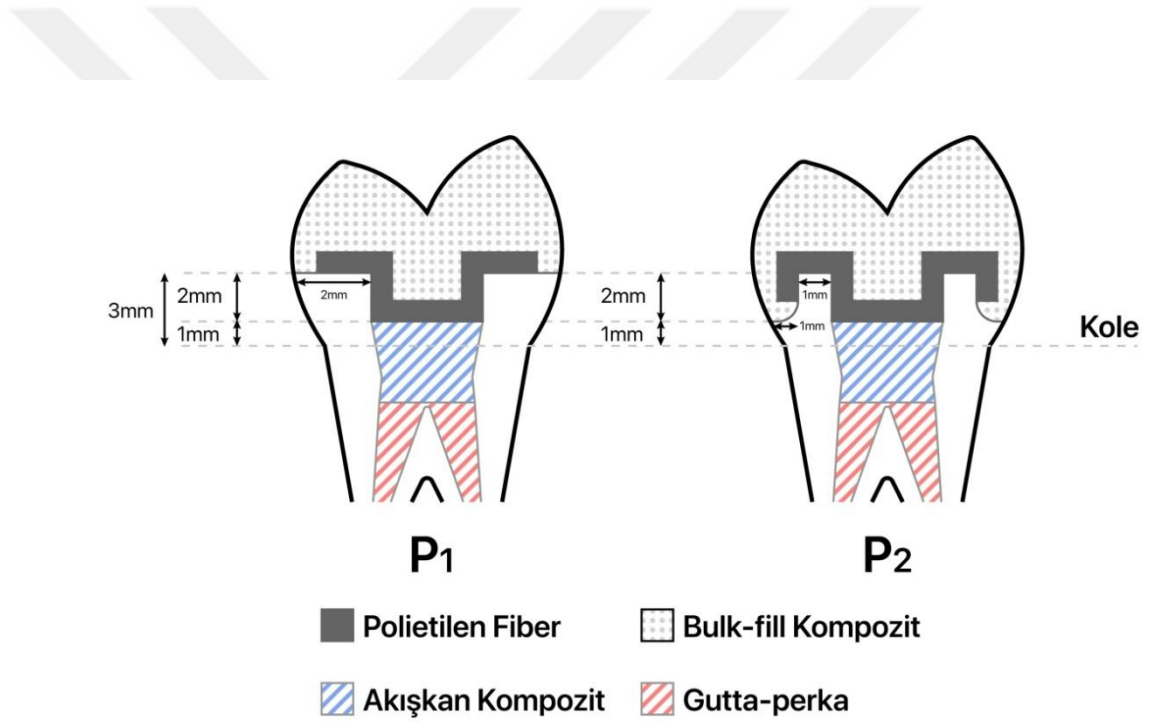
Resim 20: Polietilen fiberin P2 grubunda kavite kenarlarına ulaşmayacak şekilde yerleştirilmiş görüntüsü

Bulk-fill kompozit kavitelere 1 mm kalınlığında tabakalanarak yerleştirildi ve okluzal yüzeyden 40 sn süreyle ışık uygulanarak polimerize edildi. Daha önceden diş kronlarının negatifi için hazırlanan yumuşak essix plaklara lak uygulandı ve lakın kuruması beklendi (Dişin daha kolay kaviteden ayrılması için). Daha önceden numaralandırılmış dişler aynı essix plak yuvalarına gelecek şekilde ayarlanarak essix plaklara bulk-fill kompozit yerleştirildi. Sonrasında dişler parmak basıncıyla kavitelere yerleştirildi. Kaviteden taşan fazla kompozit ağız spatülü yardımıyla uzaklaştırıldı. Tüm yüzeyler LED cihazıyla 40 sn süre ile polimerize edildi ve dişler essix plaktan ayrıldı. Direkt teknikle diş yüzeylerine uygulanan kompozitin oksidasyon tabakasını uzaklaştırmak için gliserin jel uygulandı ve tekrar 40 sn süre ile polimerize edildi. Yüzey pürüzlülüğü kırılmayı arttıracadından parlak yüzeylerin standardizasyonu sağlamak amacıyla tüm yüzeyler 80 mm (kaba) den 20 mm (ince) ye doğru azalan disklerle cilalandı.

P1 ve P2 gruplarının işlem basamakları Resim 21' de sırasıyla gösterilmiştir. P1 ve P2 gruplarının şematik olarak tasarlanmış görüntüsü şekil 6' da gösterilmiştir.



Resim 21: 21A: P1 ve P2 prototip grubunun kanal tedavisinden önceki röntgen görüntüsü 21B: Kanal tedavisi yapılmış röntgen görüntüsü 21C: Direkt teknikle hazırlanmış endokron restorasyonun röntgen görüntüsü 21D: P2 ve P1 grubuna ait dişlerin görüntüsü



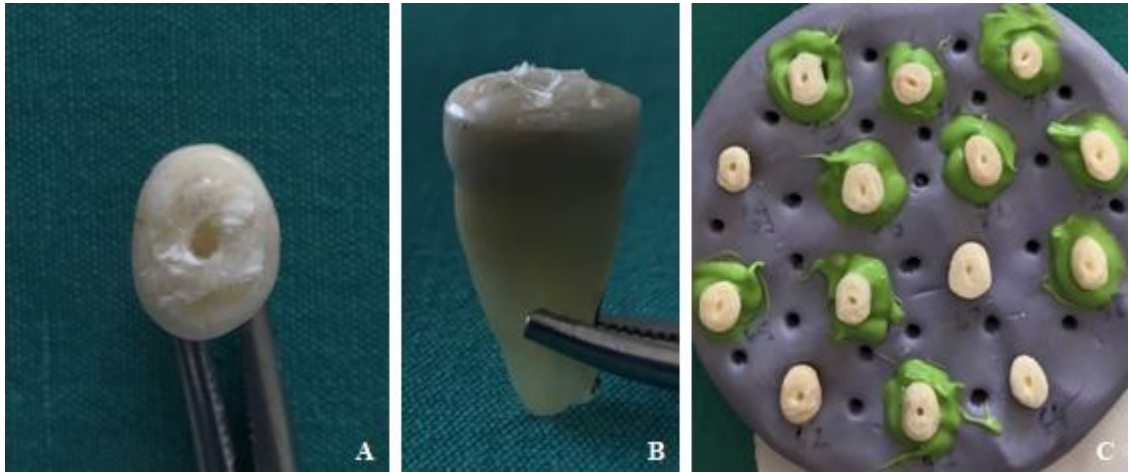
Şekil 7: P1 ve P2 gruplarının şematik olarak tasarlanmış görüntüsü

GRUP 3 (C1) örneklerinin hazırlanması: Kaviteler 2 mm olacak şekilde butt-joint hazırlandı (Resim 22).



Resim 22: C1 grubunun endokron kavitelerinin hazırlanmış görüntüsü

Önceden adezive doyurulmuş olan cam fiber (Everstick NET,GC, Europe, Leuven, Belçika) 0.5 mm kalınlığındaki akışkan kompozitle kavite duvarlarına çevresel olacak şekilde sabitlendi ve 40 sn süre polimerize edildi (Resim 23A, 23B). Cam fiber kavite kenarlarına (mineye) ulaşmayacak şekilde yerleştirildi (Resim 23C).



Resim 23: 23A: Dişe uygulanan cam fiberin oklüzal yüzeyden görüntüsü 23B: Dişe uygulanan cam fiberin aproksimal yüzeyden görüntüsü 23C: C1 grubuna uygulanan cam fiberin kavite kenarlarına ulaşmayacak şekilde yerleştirilmesi

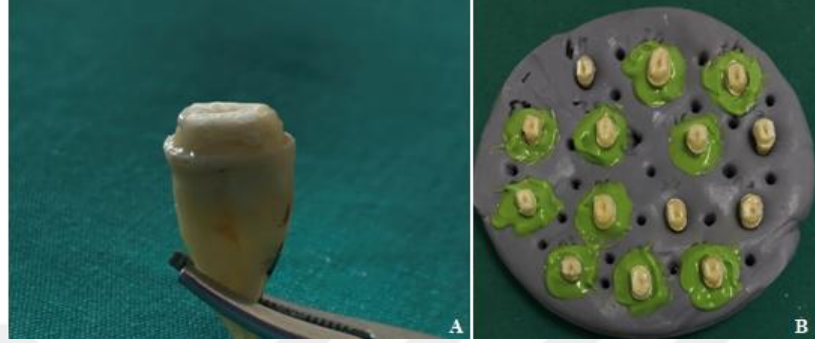
Bulk-fill kompozit kavitelere 1 mm kalınlığında tabakalanarak yerleştirildi ve okluzal yzeyden 40 sn sreyile polimerize edildi. Daha önceden diş kronlarının negatifi için hazırlanan yumuşak essix plaklara lak uygulandı ve lakın kuruması beklendi. Daha önceden numaralandırılmış dişler aynı essix plak yuvalarına gelecek şekilde yerleştirilerek essix plaklara bulk-fill kompozit yüklendi. Sonrasında dişler parmak basıncıyla kavitelere yerleştirildi. Kaviteden taşan fazla kompozit ağız spatülü yardımıyla uzaklaştırıldı. Tüm yzeyler LED cihazıyla 40 sn süre ile polimerize edildi ve dişler essix plaktan ayrıldı. Direkt teknikle diş yzeylerine uygulanan kompozitin oksidasyon tabakasını uzaklaştırmak için gliserin jel uygulandı ve tekrar 40 sn süre ile polimerize edildi. Yzey pürüzlülüğü kırılmayı arttıracadından parlak yzeylerin standardizasyonunu sağlamak amacıyla tüm yzeyler 80 mm (kaba) den ve 20 mm (ince) ye doğru azalan disklerle cilalandı.

GRUP 4 (C2) rneklerinin hazırlanması: Kavite derinliği 2 mm olan dişlere 1mm chamfer basamaklı ve 2mm yüksekliğinde ferrule eklendi. Restorasyonların mine seviyesinde tamamlanması için chamfer basamak CEJ'in 1mm koronalinde oluşturuldu (Resim 24).



Resim 24: C2 grubunun endokron kavitesi hazırlanmış genel görüntüsü

Adezeve doyurulmuş olan cam fiber 0.5 mm kalınlığındaki akışkan kompozitle kavite duvarlarına çevresel olacak şekilde sabitlendi ve 40 sn polimerize edildi (Resim 25A). Cam fiber kavite kenarlarına (mineye) ulaşmayacak şekilde yerleştirildi (Resim 25B).

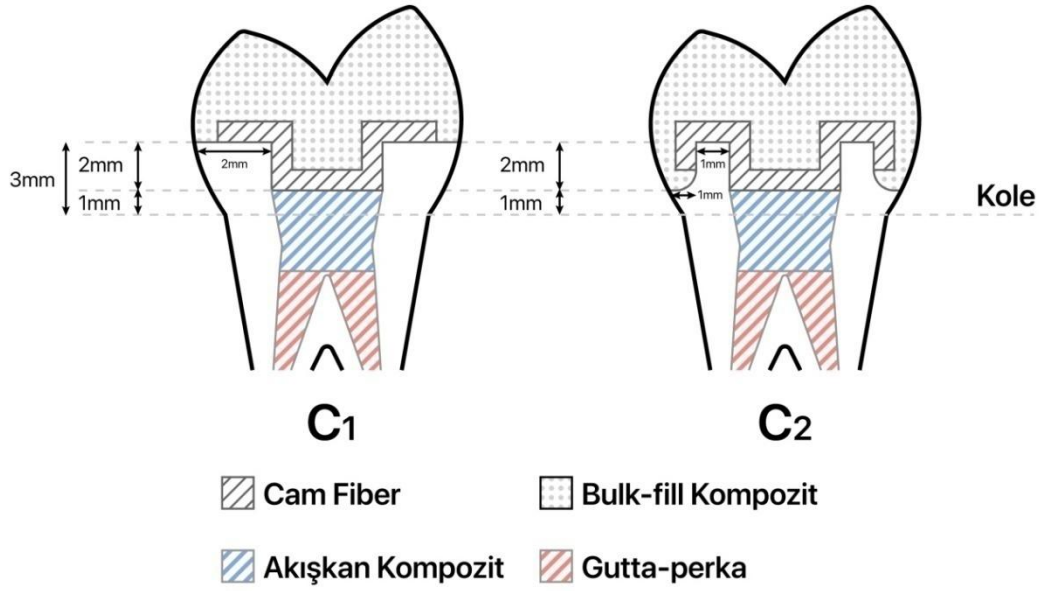


Resim 25: 25A: Cam fiberin kaviteye yerleştirilmesinin aproksimal yüzeyden görüntüsü 25B: C2 grubunda cam fiberlerin kavite kenarlarına ulaşmayacak şekilde yerleştirilmesi

Bulk-fill kompozit kavitelere 1 mm kalınlığında tabakalanarak yerleştirildi ve okluzal yüzeyden 40 sn süreyle sertleştirildi. Daha önceden diş kronlarının negatifi için hazırlanan yumuşak essix plaklara lak uygulandı ve lakın kuruması beklendi (Dişin daha kolay kaviteden ayrılması için). Daha önceden numaralandırılmış dişler aynı essix plak yuvalarına gelecek şekilde ayarlanarak essix plaklara bulk-fill kompozit yüklendi. Sonrasında dişler parmak basıncıyla kavitelere yerleştirildi. Kaviteden taşan fazla kompozit ağız spatülü yardımıyla uzaklaştırıldı. Tüm yüzeylere LED cihazıyla 40 sn süre ile ışık uygulandı polimerizasyon sağlandı. Daha sonra dişler essix plaktan ayrıldı. Direkt teknikle diş yüzeylerine uygulanan kompozitin oksidasyon tabakasını uzaklaştırmak için gliserin jel uygulandı ve tekrar 40 sn süre ile polimerize edildi. Yüzey pürüzlülüğü kırılmayı arttıracığından parlak yüzeylerin standardizasyonu sağlamak amacıyla tüm yüzeyler 80 mm (kaba) den ve 20 mm (ince) ye doğru azalan disklerle cilalandı. C1 ve C2 gruplarının işlem basamakları Resim 26'da sırasıyla gösterilmiştir. C1 ve C2 gruplarının şematik olarak tasarlanmış görüntüsü Şekil 7'de gösterilmiştir.

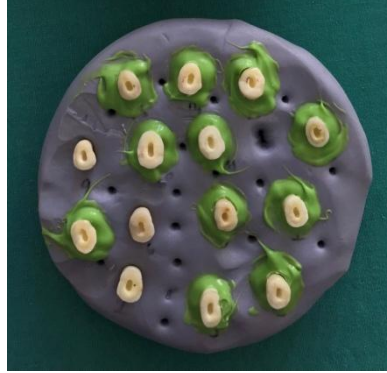


Resim 26: 26A: C1 ve C2 prototip grubunun kanal tedavisinden önceki röntgen görüntüsü 26B: Kanal tedavisi yapılmış röntgen görüntüsü 26C: Direkt teknikle hazırlanmış endokron restorasyonun röntgen görüntüsü 26D: C2 ve C1 grubuna ait dişlerin görüntüsü



Şekil 8: C1 ve C2 gruplarının şematik olarak tasarlanmış görüntüsü

GRUP 5 (K1): Kontrol grubu olarak belirlenen Grup 5’te, dişler CEJ sınırının 3 mm koronalinde ve kavite derinliği 2 mm uzunluğunda olacak şekilde butt-joint hazırlandı (Resim 27).



Resim 27: K1 grubunun endokron kavitesi hazırlanmış görüntüsü

Bu gruba herhangi bir fiber ağ uygulanmadı. Bulk-fill kompozit kavitelere 1 mm kalınlığında tabakalanarak yerleştirildi ve okluzal yüzeyden 40 sn süreyle polimerize edildi (Resim 28).

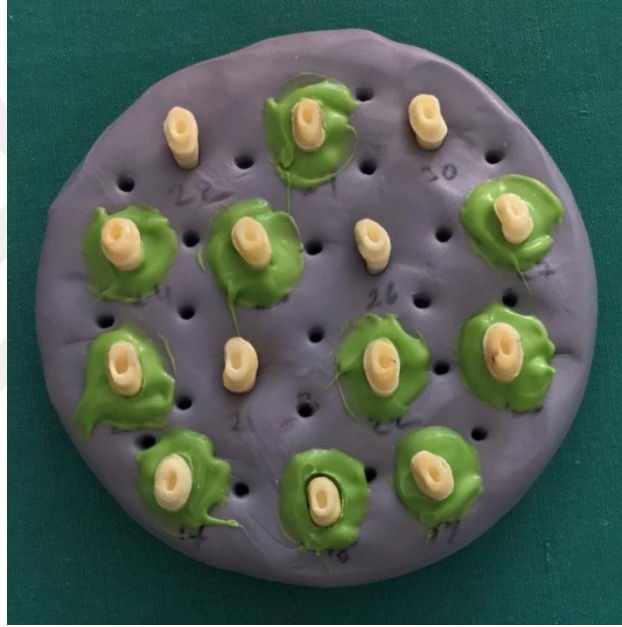


Resim 28: K1 grubunun endokron merkezi kavitesinin bulk fill kompozitle restore edilmesi

Daha önceden diş kronlarının negatifı için hazırlanan yumuşak essix plaklara lak uygulandı ve lakın kuruması beklendi. Daha önceden numaralandırılmış dişler aynı essix plak yuvalarına gelecek şekilde ayarlanarak essix plaklara bulk-fill kompozit yüklendi. Sonrasında dişler parmak basıncıyla kavitelere yerleştirildi. Kaviteden taşan fazla kompozit ağız spatülü yardımıyla uzaklaştırıldı. Tüm yüzeyler

LED cihazıyla 40 sn süre ile polimerize edildi ve dişler essix plaktan ayrıldı. Direkt teknikle diş yüzeylerine uygulanan kompozitin oksidasyon tabakasını uzaklaştırmak için gliserin jel uygulandı ve tekrar 40 sn polimerize edildi. Yüzey pürüzlülüğü kırılmayı arttıracığından parlak yüzeylerin standardizasyonu sağlamak amacıyla tüm yüzeyler 80 mm (kaba) den ve 20 mm (ince) ye doğru azalan disklerle cilalandı.

GRUP 6 (K2): Kontrol grubu olarak belirlenen Grup 6’da, kavite derinliği 2 mm olan dişlere 1 mm chamfer basamak ve 2mm yüksekliğinde ferrule eklendi (Resim 29). Restorasyonların mine seviyesinde tamamlanması için chamfer basamak CEJ’in 1 mm koronalinde oluşturuldu.



Resim 29: K2 grubunun endokron kavitesi hazırlanmış görüntüsü

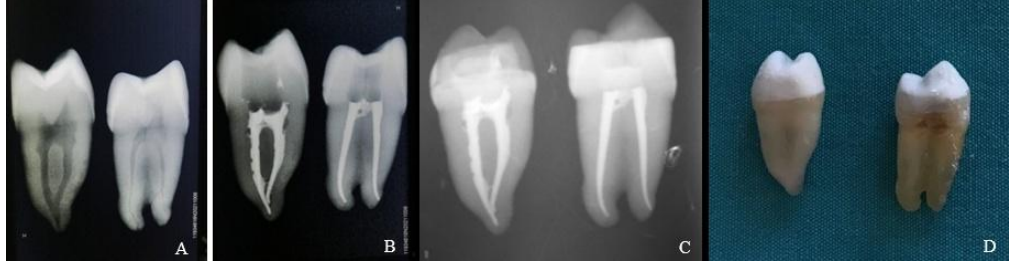
Bu gruba herhangi bir fiber ağ uygulanmadı. Bulk-fill kompozit kavitelere 1 mm kalınlığında tabakalanarak yerleştirildi ve okluzal yüzeyden 40 sn süreyle polimerize edildi (Resim 30).



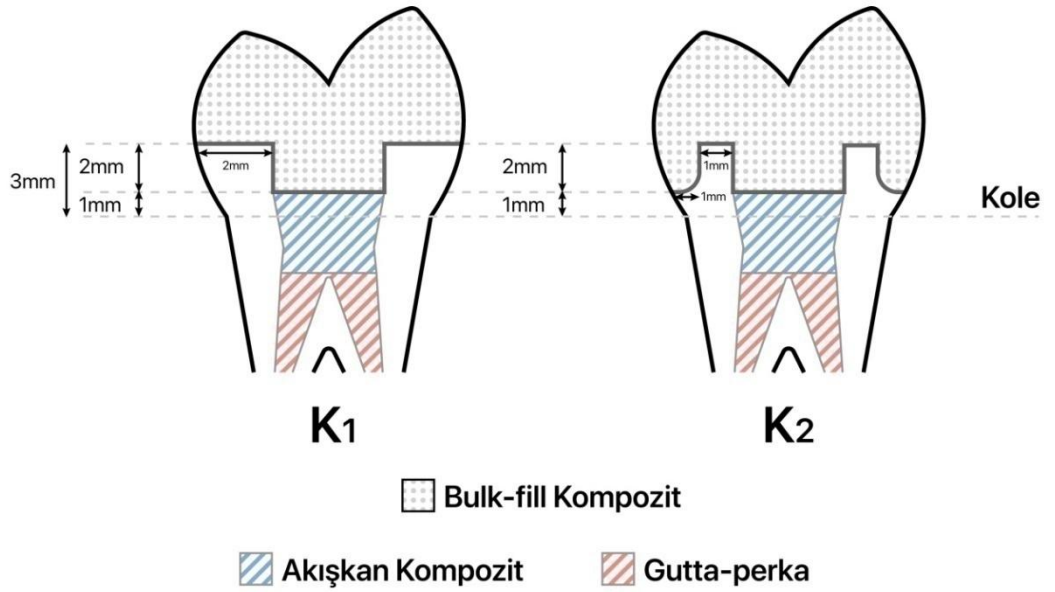
Resim 30: K2 grubunun endokron merkezi kavitesinin bulk fill kompozitle restore edilmesi

Daha önceden diş kronlarının negatifi için hazırlanan yumuşak essix plaklara lak uygulandı ve lakın kuruması beklendi. Daha önceden numaralandırılmış dişler aynı essix plak yuvalarına gelecek şekilde ayarlanarak essix plaklara bulk-fill kompozit yüklendi. Sonrasında dişler parmak basıncıyla kavitelere yerleştirildi. Kaviteden taşan fazla kompozit ağız spatülü yardımıyla uzaklaştırıldı. Tüm yüzeyler LED cihazıyla 40 sn süre ile polimerize edildi ve dişler essix plaktan ayrıldı. Direkt teknikle diş yüzeylerine uygulanan kompozitin oksidasyon tabakasını uzaklaştırmak için gliserin jel uygulandı ve tekrar 40 sn polimerize edildi. Yüzey pürüzlülüğü kırılmayı arttıracığından parlak yüzeylerin standardizasyonu sağlamak amacıyla tüm yüzeyler 80 mm (kaba) den ve 20 mm (ince) ye doğru azalan disklerle cilalandı.

K1 ve K2 gruplarının işlem basamakları Resim 31’de sırasıyla gösterilmiştir. K1 ve K2 gruplarının şematik olarak tasarlanmış görüntüsü Şekil 8’de gösterilmiştir.



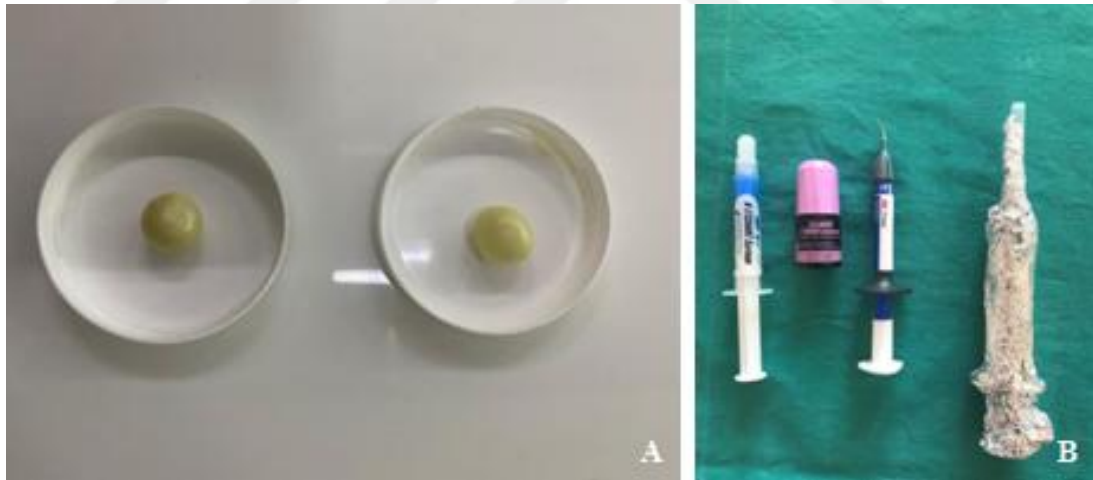
Resim 31: 31A: K1 ve K2 prototip grubunun kanal tedavisinden önceki röntgen görüntüsü 31B: Kanal tedavisi yapılmış röntgen görüntüsü 31C: Direkt teknikle hazırlanmış endokron restorasyonun röntgen görüntüsü 31D: K2 ve K1 grubuna ait dişlerin görüntüsü



Şekil 9: K1 ve K2 gruplarının şematik olarak tasarlanmış görüntüsü

Bulk-Fill Kompozit (Bioinfinity Esthetic Restorative Composite, Avrupa İmplant (Umg Uysal), İstanbul, Türkiye)

Kompozitin içerisinde BisEMA, BisGMA ve UDMA organik matris olarak yer almakta; destekleyici faz olarak ise Silika silan, Silika Zirkonya (SiZr) silan ve Biyomimetik Hidroksiapatit (BHA) silan kullanılmaktadır. Silanlama işlemi ile organik faz ve destekleyici faz arasındaki ara yüzey uyumu geliştirilmektedir. Organik matris içinde yer alan Bis-EMA, hidroksil grupları ve daha yüksek molekül ağırlığı dışında Bis-GMA ile benzer bir molekül yapısına sahiptir. UDMA, belirtilen monomerlere göre daha akışkan kıvamdadır; böylece seyreltme amacıyla da kullanılabilir. Organik matris içinde yer alan, yukarıda belirtilen üç malzemenin (UDMA, BisEMA, BisGMA) kullanımı ile kompozitimizin kıvamının ve marjinal bütünlüğünün; destekleyici faz sistemi ile de kompozitin mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi hedeflenmektedir. Resim 32’de hazırlanan kompozite ait görseller bulunmaktadır. Görseller, dental kompozitin ışık ile kürlenme işlemi gerçekleştirilmeden önceki halidir.



Resim 32: 32A: Kürlenmemiş dental kompozit 32B: Bulk-fill kompozit içeren şırınganın alüminyum folyo ile izole edilmesi

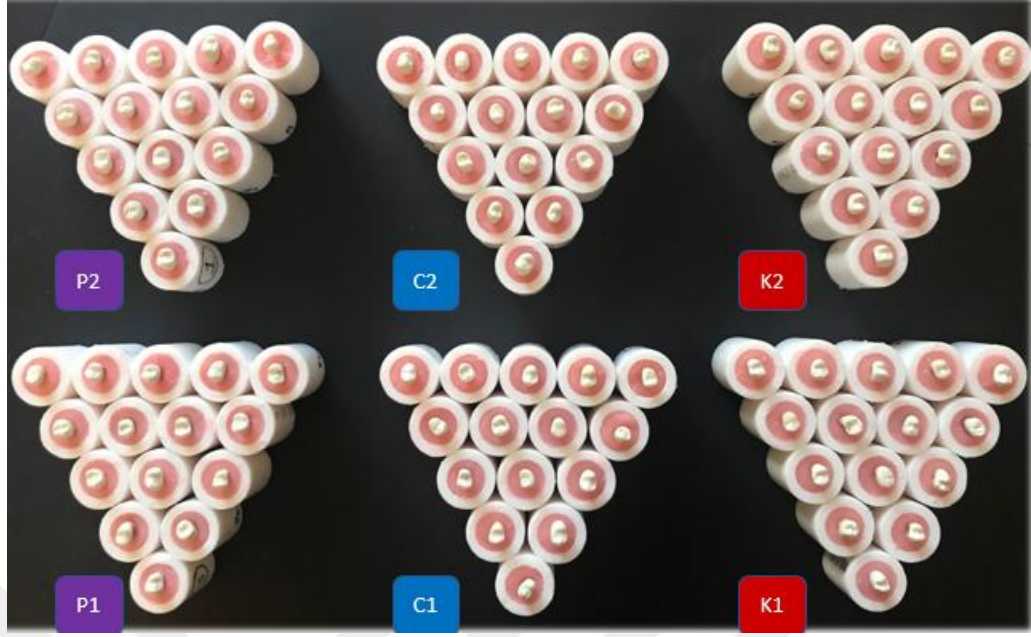
5.5. Termal Yaşlandırma Testi

Tüm örnekler fizyolojik salin solüsyonunda (izotonik salin solüsyonu %0.9, B.Braun, Melsungen, ALMANYA) bekletildi. Diş köklerinin de aynı yaşlandırma prosedürüne maruz kalması için dişler polimetilmetakrilata (PMMA) gömülmeden termal yaşlandırma testine tabi tutulmuştur. Aynı anda toplam 25.000 termal döngü (2,5 yıl), 5°C-55°C-5°C'lik sıcaklık farkı arasında 20 sn-10 sn-20 sn süre farkıyla gerçekleştirildi (35 gün) (Resim 33).



Resim 33: Çalışma örneklerine yaşlandırma işleminin uygulandığı cihazın görüntüsü

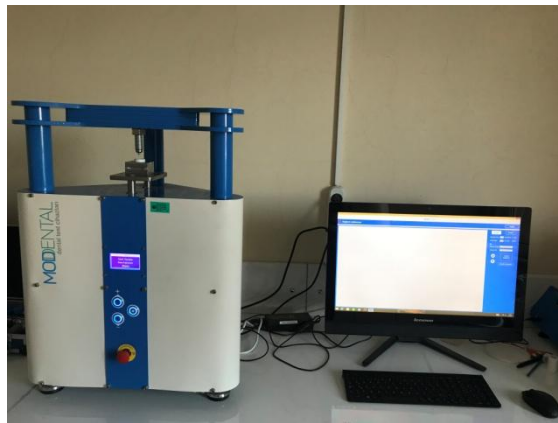
Termal yaşlandırma testi bittikten hemen sonra tüm dişler kemiği simüle etmek için CEJ hattının 2 mm altından 2,5 cm çapında ve 3,0 cm boyunda polivinil klorür (PVC) borular kalıp olarak kullanılarak hızlı polimerize olan soğuk akrilik rezin (Imicryl; Konya, Türkiye) içerisine gömüldü. (Resim 34).



Resim 34: Diş örneklerinin akrilik rezine gömülmüş görüntüsü

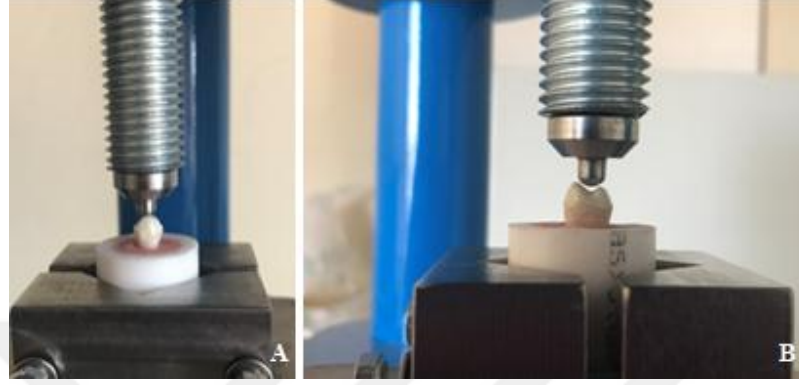
5.6. Mekanik Test

Dişler gömüldükten hemen sonra kırılma direnci testine tabi tutuldu. Üiversal bir test makinesine (4000 N, MOD Dental, Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Türkiye) yerleştirilen örneklerin uzun eksenleri yer düzlemine 90° olacak şekilde ayarlandı ve test edilen her bir örnek anahtar yardımıyla düzeneğe sabitlendi. (Resim 35).



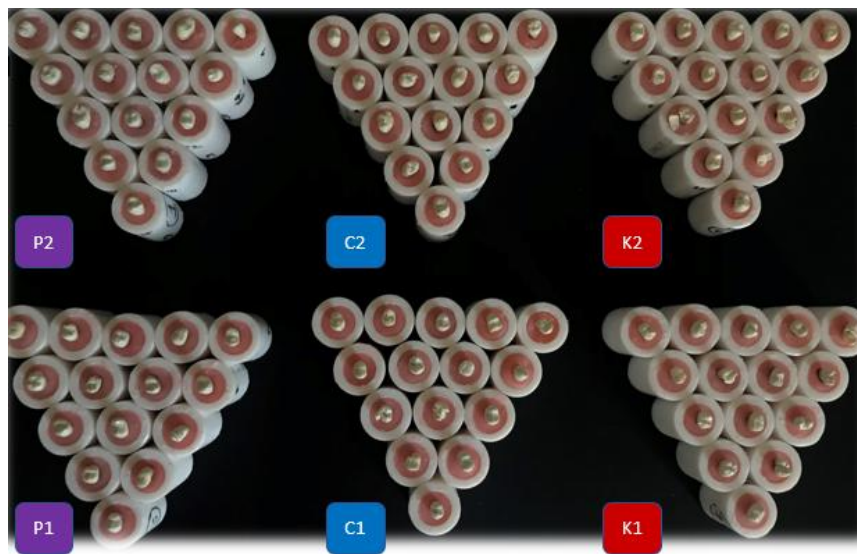
Resim 35: Diş örneklerinin kırılma direncini belirlemek için kullanılan test cihazının görüntüsü

5 mm çapındaki dairesel paslanmaz elik uç, restorasyonların okluzal yüzeyinde santral fossa üzerinde, bukkal ve palatinal tüberküllerin okluzal marjinal sırtlarına gelecek şekilde konumlandırıldı. (Resim 36). Okluzal düzleme dik olacak şekilde 1 mm/dk çapraz kafa hızıyla örnekler kırılıncaya kadar kuvvet uygulandı.



Resim 36: 36A: 5 mm dairesel paslanmaz elik ucun uygulanmasının bukkal yüzeyden görüntüsü 36B: 5 mm dairesel paslanmaz elik ucun uygulanmasının aproksimal yüzeyden görüntüsü

Temas noktalarındaki tepe gerilimlerini azaltmak ve temas yüzeylerini işaretlemek için elik bilye ile numune arasına folyo (Bausch Articulating Paper Inc., Nashua, ABD) yerleştirilmiştir. Kırılma gerçekleştiği andaki en büyük kuvvet Newton (N) cinsinden kaydedildi. Numunelerin basınç yüküne karşı direncinde ani de işaret eden spesifik kırılma yükü belirlendi. Di gruplarının kırıldıktan sonraki görüntüsü Resim 37’ de gösterilmiştir.

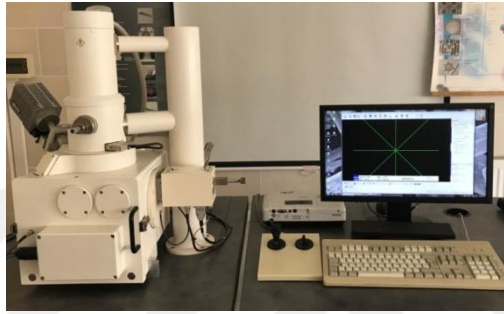


Resim 37: Tüm di gruplarının kırıldıktan sonraki görüntüsü

5.7. SEM Analizi

Kırılma yükünün kaydedilmesinden sonra her numune kırılma türü, konumu ve yönü açısından görsel olarak incelendi. Kırık örneklerin ilk incelemesi bir optik mikroskopta $\times 40$ büyütme kullanılarak gerçekleştirildi.

Kırık yüzeyini daha iyi görebilmek için açılı aydınlatma kullanıldı. Tüm tanınabilir özellikler fotoğraflanıp ve belgelendi. Ardından Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) (LEO Electron Microscopy LTD., Clifton Road Cambridge CB1 3QH, ENGLAND) kullanıldı (Resim 38).



Resim 38: Kullanılan SEM cihazının görüntüsü

SEM kullanılarak kırık yüzeylerin daha ayrıntılı analizi yapıldı. Tüm artıkları gidermek için, numuneler ultrasonik % 10 sodyum hipoklorit banyosunda 3 dakika süreyle temizlenip, suyla durulanıp, kurutulup ve ardından mikroskop için destek üzerine sabitlendi. Numuneler, SEM ile analizden önce altınla kaplandı (Resim 39).



Resim 39: Numunelerin SEM analizinden önce altınla kaplanmış görüntüsü

5000 × 'e kadar büyütmele, seçilen ilgi alanlarında tanımlanan çatlak özelliklerinin daha iyi belirlemek için kullanıldı. Çatlak yayılmasının genel yönü ve başarısızlık nedenleri, tüm numuneler için haritalandı.

5.8. Kırık Tiplerinin İncelenmesi

Kırılma dayanımı testi sonrası tüm örnekler optik mikroskop altında incelendi ve dişin tüm yüzeylerinden fotoğraflar alındı. Bu inceleme sonunda başarısızlık tipleri 4 grup altında toplandı (262).

Buna göre:

Tip 1: Restorasyonda ya da dişte kırık olmadan meydana gelen adeziv başarısızlık.

Tip 2: Sadece restorasyonda oluşan kırık.

Tip 3: Mine-sement birleşiminin üzerinde oluşan diş ve restorasyon kırığı.

Tip 4: Mine-sement birleşiminin altında oluşan kırık diş ve restorasyon kırığı.

Mine-sement birleşiminin üzerindeki kırıklar 'Onarılabilir Kırık' olarak sınıflandırılırken; mine-sement birleşiminin altında olan kırıklar ise 'Onarılamaz Kırık' olarak sınıflandırıldı.

5.9. İstatistiksel Değerlendirme

Bu çalışmada sürekli değişkenlerin homojenliği ise Levene testi, normallik dağılım varsayımına uygunluğu Kolmogorov-Smirnow testi ile incelenmiştir.

Bağımsız gruplardaki değişkenlere ait ortalamalar arası farkların karşılaştırılmasında parametrik analiz testlerinden, İki yönlü varyans analizi (Two Way ANOVA) ile Bonferroni istatistiksel analiz testlerinden yararlanılmıştır.

Tanımlayıcı istatistikler ve test analizleri Medcalc Free Trial bilgisayar paket programı kullanılarak yapılmıştır. $P < 0,05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

6. BULGULAR

Çalışmamızda, iki farklı fiber ve fibersiz ayrıca iki farklı kavite konfigürasyonu kullanılarak direkt teknikle hazırlanan endokron örneklerin Universal test cihazında dikey kuvvet altında kırılma dayanımından elde edilen veriler istatistiksel olarak değerlendirildi.

6.1. İstatistik Bulguları

Tanımlayıcı istatistikler Tablo 6’ da, basma dayanımı değerleri ve ölçümlerdeki değişkenlerin varyans analizi Tablo 8’ de gösterilmiştir.

Tablo 6: Basma dayanımında tanımlayıcı istatistikler

Gruplar	Grup Adı	Kesimler	n	Ortalama	Standart Sapma
(1) Polietilen fiber	P1	(1) Butt joint	15	497,2120	120,29749
	P2	(2) Ferrule	15	442,4533	116,83568
		Total	30	469,8327	119,79835
(2) Cam fiber	C1	(1) Butt joint	15	522,8640	148,84339
	C2	(2) Ferrule	15	579,9027	158,40513
		Total	30	551,3833	153,78581
(3) Fibersiz	K1	(1) Butt joint	15	402,6860	194,93913
	K2	(2) Ferrule	15	429,0093	178,88699
		Total	30	415,8477	184,31816
Toplam		(1) Butt joint	45	474,2540	162,71554
		(2) Ferrule	45	483,7884	165,11812
		Total	90	479,0212	163,06820

En yüksek kırılma dayanımı ferrule uygulanan cam fiber grubunda bulundu (579,90 N). En düşük kırılma dayanımı butt joint fibersiz grupta bulundu (402,68 N). Ortalama kırılma dayanımları polietilen fiber grubu için 469,83 N; cam fiber grubu için 551,38 N ve fibersiz grup için 415,84 N şeklindedir.

6.1.1. Gruplar

Tablo 7: Gruplar arasında tahmini marjinal ortalamalar

Gruplar	n	Ortalama	Standart Hata	95% Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
(1) Polietilen fiber	30	469,8327	28,4185	413,3193	526,3461
(2) Cam fiber	30	551,3833	28,4185	494,8699	607,8967
(3) Fibersiz	30	415,8477	28,4185	359,3343	472,3611

Tablo 8: Basma dayanımına değişkenlerin etkisi (Tek yönlü varyans analizi)

	Kareler Toplamı	SD	Kareler Ortalaması	F	P
Gruplar	279348,084	2	139674,042	5,765	0,005
Kesimler	2045,377	1	2045,377	0,0844	0,772
Gruplar*Kesimler	50040,915	2	25020,458	1,033	0,361
Residual	2035185,929	84	24228,404		

İstatistiksel olarak anlamlı farklılık gösteren gruplar koyu yazıyla gösterilmektedir ($p < 0,05$).

Kırılma dayanımı değerlendirildiğinde; polietilen fiber, cam fiber ve fibersiz gruplar **istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p=0,005$)**.

Butt joint ve ferrule kesim konfigürasyonları kırılma dayanımı değerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p = 0,772$).

Polietilen fiber, cam fiber, fibersiz grup ve butt joint, ferrule kesim konfigürasyonu etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahip değildir ($p=0,361$).

Tablo 9: Çoklu karşılaştırma ^aBonferroni testi

Gruplar			Ortalama Fark	Standart Hata	P ^a	95% Güven Aralığı ^a	
						Alt Sınır	Üst Sınır
(1) Polietilen fiber	-	(2)	-81,5507	40,1899	0,1368	-179,7292	16,6279
	-	(3)	53,9850	40,1899	0,5484	-44,1936	152,1636
(2) Cam fiber	-	(1)	81,5507	40,1899	0,1368	-16,6279	179,7292
	-	(3)	135,5357	40,1899	0,0034	37,3571	233,7142
(3) Fibersiz	-	(1)	-53,9850	40,1899	0,5484	-152,1636	44,1936
	-	(2)	-135,5357	40,1899	0,0034	-233,7142	-37,3571

İstatistiksel olarak anlamlı farklılık gösteren gruplar koyu yazıyla gösterilmektedir ($p<0,05$).

Polietilen fiber grubu ile cam fiber grubu birbiri arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p=0,1368$).

Polietilen fiber grubu ile fibersiz grup birbiri arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p=0,5484$).

Cam fiber grubu ile fibersiz grup birbiri arasında **istatistiksel olarak anlamlı bulundu** ($p=0,0034$).

6.1.2. Kesimler

Kesimlerle ilgili tahmini marjinal ortalamalar ve çoklu karşılaştırma^aBonferroni testi Tablo 10' da ve Tablo 11' de gösterilmiştir.

Tablo 10: Kesimler arasında tahmini marjinal ortalamalar

Kesimler	n	Ortalama	Standart Hata	95% Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
(1) Butt joint	45	474,2540	23,2036	428,1110	520,3970
(2) Chamfer	45	483,7884	23,2036	437,6455	529,9314

Tablo 11: Çoklu karşılaştırma^aBonferroni testi

Kesimler			Ortalama Fark	Standart Hata	P ^a	95% Güven Aralığı ^a	
						Alt Sınır	Üst Sınır
(1) Butt joint	-	(2)	-9,5344	32,8149	0,7721	-74,7905	55,7216
(2) Chamfer	-	(1)	9,5344	32,8149	0,7721	-55,7216	74,7905

45 adet butt joint hazırlanmış dişin ortalama kırılma dayanımı 474,25 N dur.

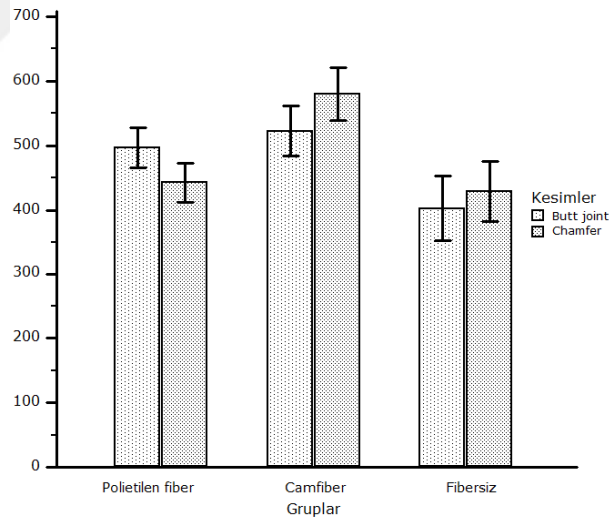
45 adet chamfer basamak ve ferrule hazırlanan dişin ortalama kırılma dayanımı 483,78 N bulundu.

Kesim konfigürasyonları (butt joint, ferrule) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0,7721).

6.1.3. Gruplar*Kesimler

Tablo 12: Gruplar ve kesimler arasında tahmini marjinal ortalamalar

Gruplar	Kesimler	n	Ortalama	Standart Hata	95% Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
(1) Polietilen fiber	(1) Butt joint	15	497,2120	40,1899	417,2900	577,1340
	(2) Ferruleli	15	442,4533	40,1899	362,5313	522,3753
(2) Cam fiber	(1) Butt joint	15	522,8640	40,1899	442,9420	602,7860
	(2) Ferruleli	15	579,9027	40,1899	499,9807	659,8247
(3) Fibersiz	(1) Butt joint	15	402,6860	40,1899	322,7640	482,6080
	(2) Ferruleli	15	429,0093	40,1899	349,0873	508,9313

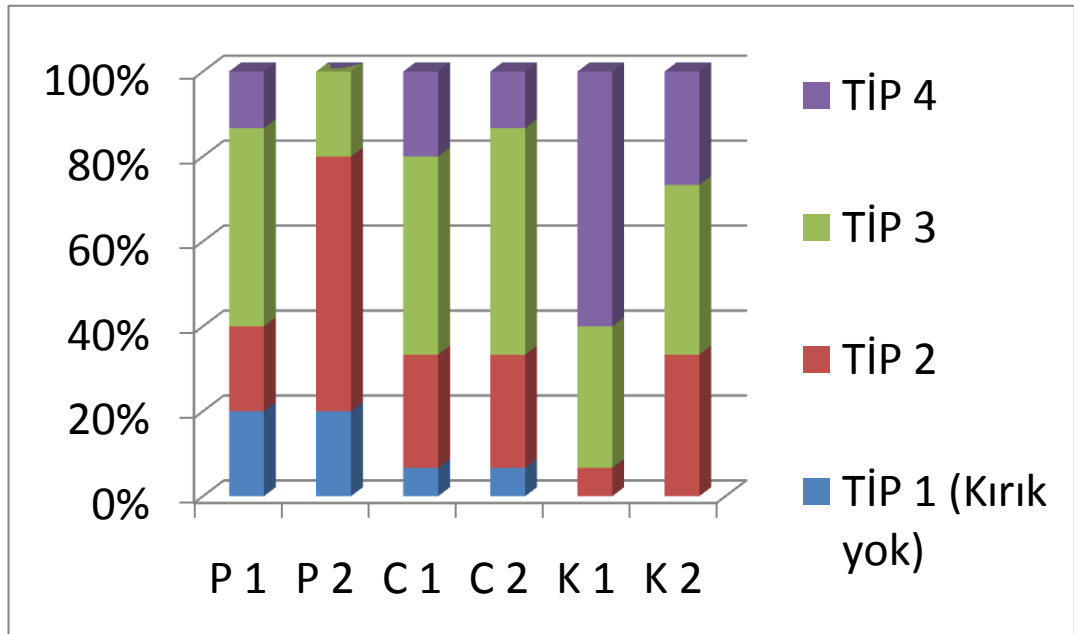


Şekil 10: Gruplara ve kesim türlerine ait tabloların grafiksel olarak gösterimi (Dikdörtgenlerin üst kenarı medyan değerini, çizginin alt ve üst kenarı %95 güven aralığı değerlerini göstermektedir)

6.2. Başarısızlık Tiplerine Ait Bulgular

Tablo 13: P1, P2, C1, C2, K1, K2 gruplarına ait kırık tipleri sayıları (n) ve yüzdeleri (%)

Başarısızlık Tipi	P1		P2		C1		C2		K1		K2		TOPLAM	
	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	(%)
TİP 1 (Kırık Yok)	3	20	3	20	1	6,68	1	6,68	0	0	0	0	8	8,88
TİP 2	3	20	9	60	4	26,66	4	26,66	1	6,67	5	33,34	26	28,88
TİP 3	7	46,66	3	20	7	46,66	8	53,33	5	33,33	6	40	36	40
TİP 4	2	13,34	0	0	3	20	2	13,33	9	60	4	26,66	20	22,24
TOPLAM	15	100	15	100	15	100	15	100	15	100	15	100	90	100



Şekil 11: P1, P2, C1, C2, K1, K2 gruplarına ait kırık tiplerinin yüzde (%) dağılımı

Çalışmamızda;

En fazla görülen kırık tipi Tip 3 kırık %40 oranında görüldü.

En az görülen kırık tipi Tip 1 adeziv başarısızlık % 8,89 oranında görüldü.

Tip 1 adeziv başarısızlık en fazla P1 ve P2 grubunda % 20 oranında görüldü.

Tip 2 kırık en fazla P2 grubunda % 60 oranında görüldü.

Tip 3 kırık en fazla C2 grubunda %53 oranında görüldü.

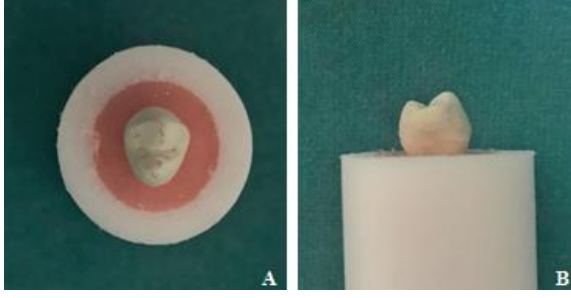
Tip 4 kırık en fazla K1 grubunda % 60 oranında görüldü.

Tüm gruplar incelendiğinde onarılabılır kırık (%77,78) oranı onarılamaz kırık (%22,22) oranından yüksek bulundu.

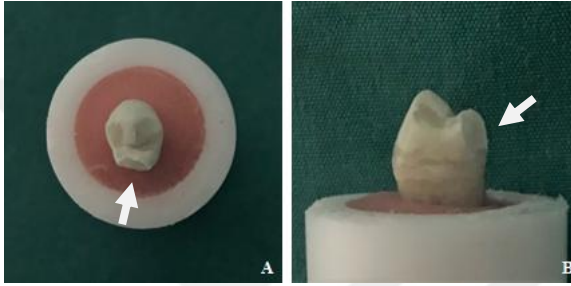
Tüm gruplar incelendiğinde Tip 4 kırık (onarılamaz kırık) en fazla K1 (butt joint-fibersiz) kontrol grubunda %60 oranında gözlenirken, P2 (ferrule uygulanan-polietilen fiber) grubunda (%0) gözlenmedi. P2 grubundaki tüm örnekler onarılabılır kırık şeklindedir.

En yüksek Tip 1 (kırık yok) adeziv başarısızlık oranı P1 ve P2 gruplarında (sırasıyla %20, %20) gözlenirken, K1 ve K2 kontrol gruplarında (%0) gözlenmedi.

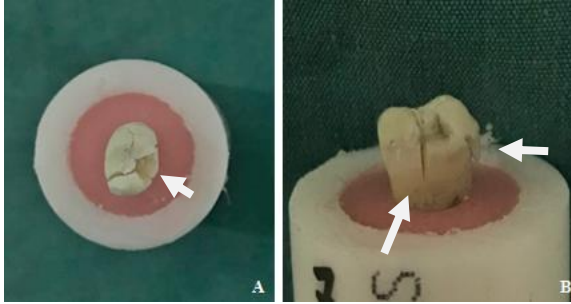
6.2.1. Kırık Tipleri



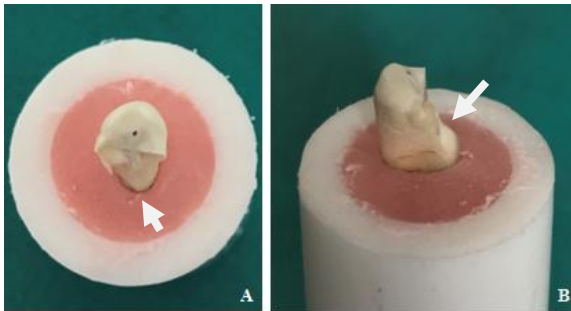
Resim 40: Tip 1 kırık türüne örnek dişin okluzal (A) ve aproksimal yüzeyden (B) görüntüsü



Resim 41: Tip 2 kırık türüne örnek dişin okluzal (A) ve aproksimal yüzeyden (B) görüntüsü



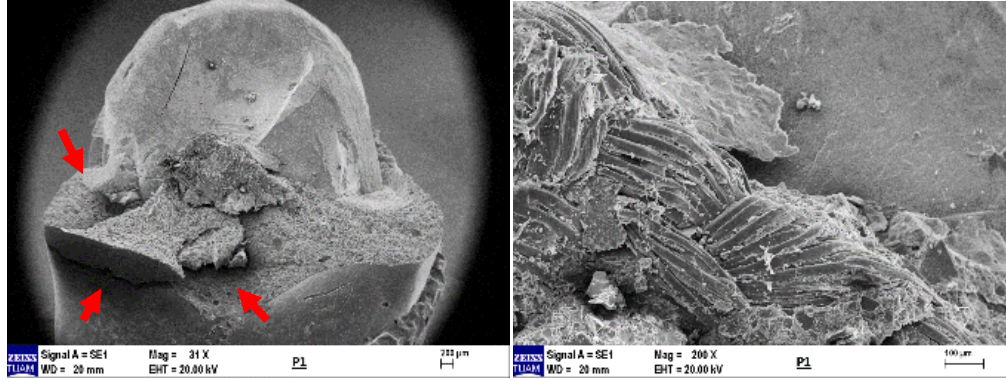
Resim 42: Tip 3 kırık türüne örnek dişin okluzal (A) ve aproksimal yüzeyden (B) görüntüsü



Resim 43: Tip 4 kırık türüne örnek dişin okluzal (A) ve aproksimal yüzeyden (B) görüntüsü (Beyaz ok: kırığın meydana geldiği yeri göstermektedir.)

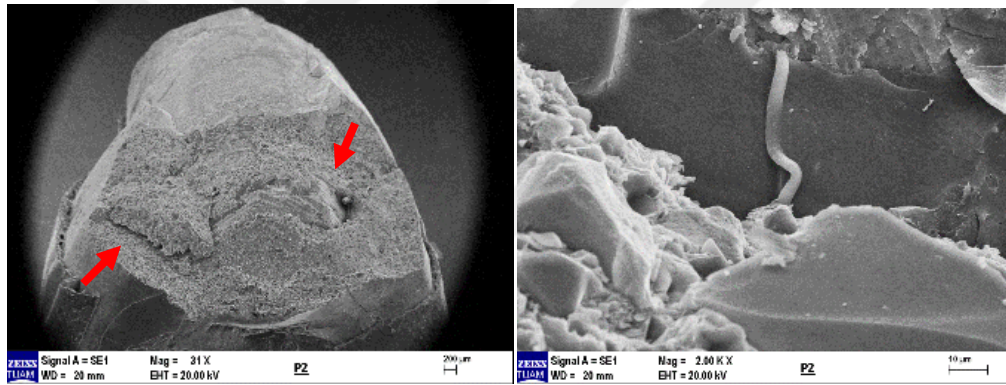
6.3. SEM Bulguları

P1 Grubu



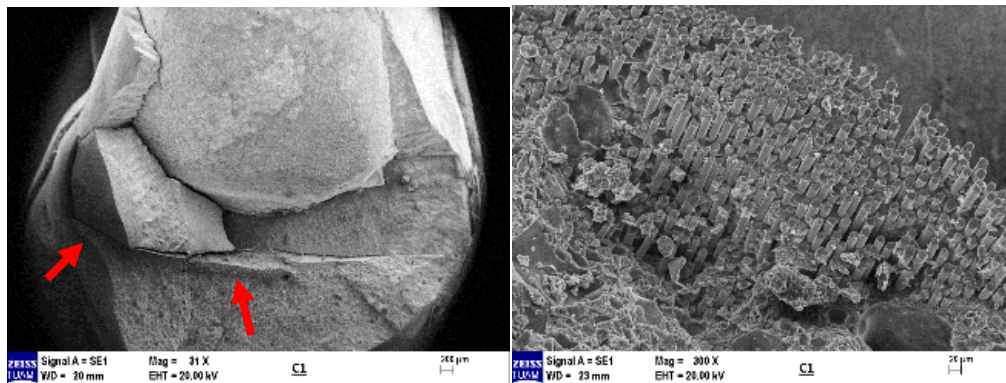
Resim 44: P1 grubuna ait dişin kırık görüntüsü ve polietilen fiberin örgü görüntüsü

P2 Grubu



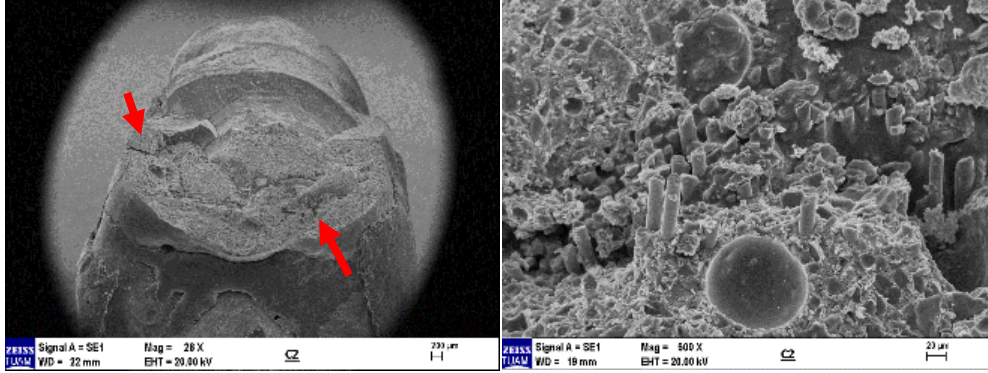
Resim 45: P2 grubuna ait dişin kırık görüntüsü ve polietilen fiber lifinin esnemiş görüntüsü

C1 Grubu



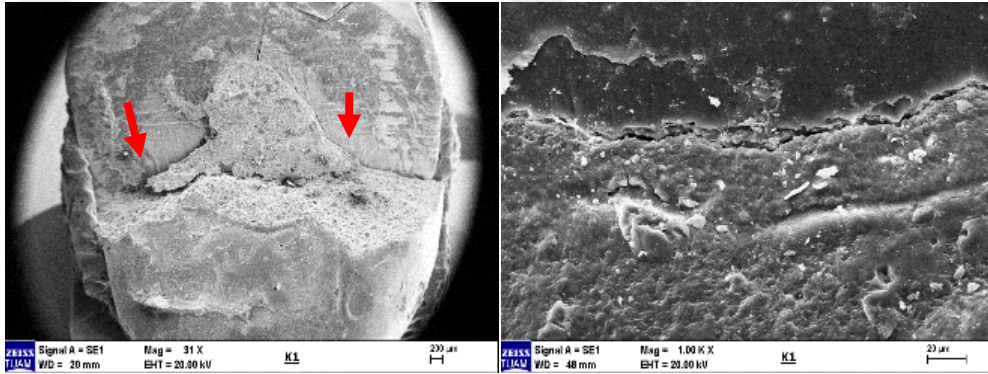
Resim 46: C1 grubuna ait dişin kırık görüntüsü ve cam fiberin görüntüsü

C2 Grubu



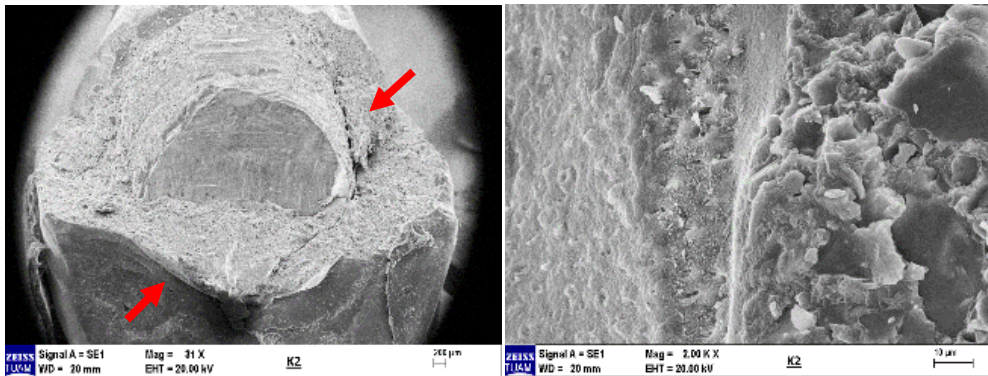
Resim 47: C2 grubuna ait dişin kırık görüntüsü ve cam fiberin görüntüsü

K1 Grubu



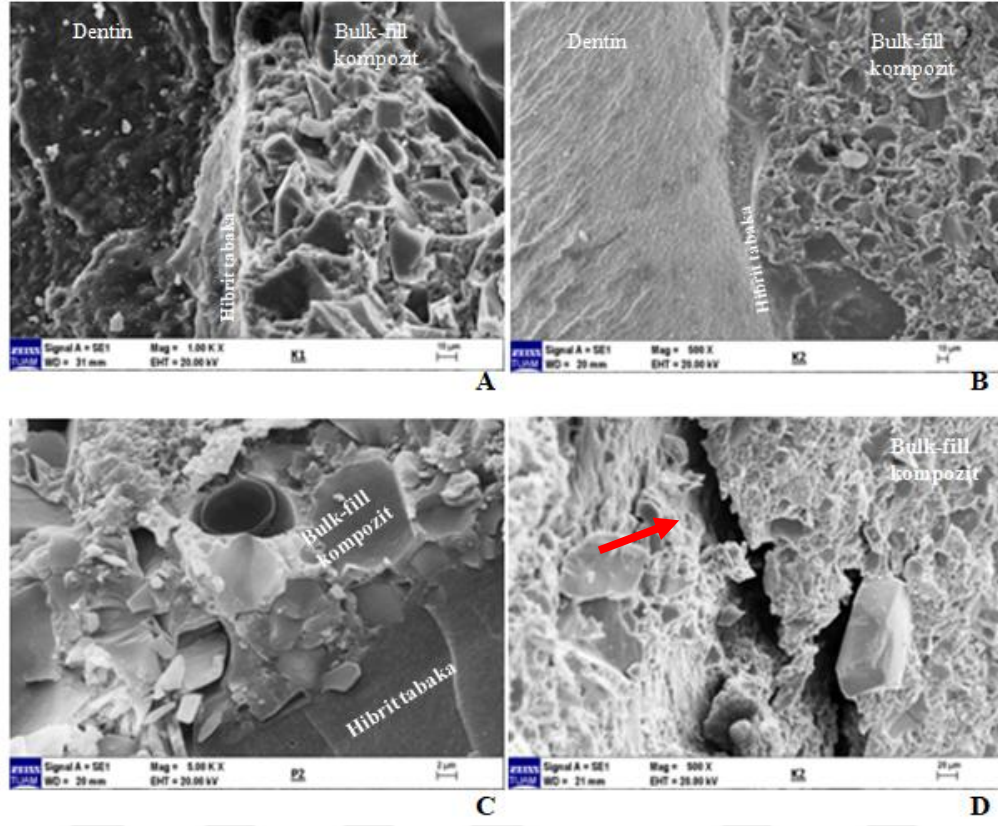
Resim 48: K1 grubuna ait dişin kırık görüntüsü ve dentin ile bulk-fill kompozit arasındaki adeziv ayrılmanın görüntüsü

K2 Grubu



Resim 49: K2 grubuna ait dişin kırık görüntüsü ve dentin ile bulk-fill kompozit arasındaki adezyonun görüntüsü

Bulk-fill kompozit



Resim 50: A,B,C: Dentin- Hibrit Tabaka-Bulk fill kompozitin farklı büyütmelerde SEM görüntüleri, D: Bulk- fill kompozitteki koheziv ayrılmanın SEM görüntüsü

(Kırmızı ok: Kırık hattını göstermektedir.)

7. TARTIŞMA

İn vitro çalışmamızın amacı, endodontik tedavili premolar dişlerde iki farklı fiber (cam fiber, polietilen fiber) ile güçlendirilen ve iki farklı kavite preparasyonu ile hazırlanan direkt kompozit endokronların basma dayanımlarını karşılaştırmaktır. Çalışmamızın literatüre katkısı şu şekilde özetlenebilir; klinikte sıklıkla karşılaşılan aşırı kron harabiyetine uğramış ET'li maksiler premolar endokronların başarısı hakkında literatürde yeterli veri bulunmamaktadır. Bu çalışmada kullanılan farklı iki fiber ve farklı kavite konfigürasyonlarının kırılma dayanımı açısından sonuçlarının ortaya konduğu literatür kısıtlıdır. Aynı zamanda, çalışmamızda direkt yöntemle uygulanan bulk fill kompozit rezin yeni bir materyal olmakla birlikte yapısında silika zirkonyum (SiZr) ve diğerlerinden farklı olarak biyomimetik hidroksi apatit (BHA) bulundurmaktadır. Çalışmamızın sıfır hipotezleri,

1. ET'li ve iki farklı kavite preparasyonu ile hazırlanan premolar direkt kompozit endokronların basma dayanımı açısından anlamlı bir fark yoktur.
2. ET'li ve iki farklı fiberle güçlendirilen premolar direkt kompozit endokronlarda; fiberli ve fibersiz gruplar arasında basma dayanımı açısından anlamlı bir fark yoktur.

Protetik restorasyonlarda uygulanan materyallerin ağızda uzun dönem hizmet etmesi amaçlandığından; dişin sağ kalım oranı, materyallerin biyomekanik özellikleri ve klinik ömürleri önemlidir (243, 263). Bu sebeple dental materyaller klinik kullanıma sunulmadan önce in vivo veya in vitro çalışmalarla test edilmektedir. İn vivo testler en güvenilir testler olmalarına rağmen hastaların ve dişlerin standardize edilememesi, pahalı olmaları, deney sürelerinin uzun olması, uyulması gereken etik ve yasal kurallar bu testlerin uygulanmasını karmaşık hale getirmektedir. İn vitro deneylerin kontrol edilebilir ve tekrarlanabilir oluşu ayrıca in vivo deneylere göre daha ucuz olması, bu testlerin daha çok tercih edilmelerini sağlamıştır (264). Bir malzemenin veya tekniğin araştırılmasında sıklıkla in vitro testlerin tercih edilmesi ve in vitro testlerin in vivo testler için bir ön hazırlık olmasından dolayı çalışmamız in vitro koşullarda yapılmıştır.

İn vitro çalışmalarda rezin dişler, sığır dişleri veya insan dişleri numune olarak kullanılabilir. Sığır dişleri restoratif materyallerle bağlantısının iyi olması, elastisite modülü ve dayanıklılıkları ile insan dişlerine benzer özellikler gösterirken, insan dişlerinden daha büyüktürler. Resin dişler ise standardizasyon açısından büyük kolaylık sağlamaktadırlar. Ancak, özellikleri ve adeziv ajanlarla bağlantıları klinik koşulları taklit edememektedir (265). Çalışmalarda insan dişlerinin kullanılması, boyut ve mekanik özellik bakımından geniş bir varyasyon göstermeleri ve standardizasyonlarının zor olması sebebiyle dezavantaj yaratmaktadır. Ancak insanlarda var olan dişlerin heterojen bir yapıya sahip olması ve bu durumun tüm dişlerde olması, anatomik değişkenliğinin bir sonucudur ve klinik gerçeği yansıtmaktadır (266). İn vitro çalışmalarda, restoratif materyallere adezyonunun iyi olması ve elastik özellikleri nedeniyle klinik koşulları daha iyi yansıttığı için insan dişlerinin kullanımı önerilmektedir (267). İn vitro çalışmamızda çekilmiş insan dişleri kullanılarak in vivo durumlardaki kullanımı hakkında öngörü sağlanmaya çalışılmıştır.

Saklama koşulları standardizasyonun sağlanması açısından önemlidir. Literatüre bakıldığında dişlerin dezenfeksiyonunda kloramin, timol, formol ve % 3'lük sodyum hipoklorit gibi çeşitli solüsyonlar kullanılmıştır (268, 269). Formol solüsyonu dişlerin dezenfeksiyonunda etkili olmasına rağmen, dişlerin uzun süre bu solüsyonda saklanması tavsiye edilmemiştir (270). Çalışmamızda, dişler 24 saat formol solüsyonu ile dezenfekte edilmiştir ve deneyler başlayana kadar % 0.9' luk salin solüsyonunda bekletilmiştir.

ET'nin amacı, kök kanal tedavisinden etkilenen dişleri korunmak ve madde kayıplarını önlemektir (271, 272). Kanal tedavili dişlerin sertlik ve kırılma direncindeki azalmanın birincil nedeni, dentin içindeki dehidratasyon veya fiziksel değişikliklerden çok çürük, travma ve geniş kavite hazırlığı ile ilişkili yapısal bütünlüğün kaybıdır (23, 273). Endodontik tedavi görmüş dişleri etkileyen bu biyomekanik değişiklikler, uzun süreli prognozu tehlikeye atarak rehabilitasyon prosedürlerini zorlaştırmaktadır (274). Bugüne kadarki literatürde, hangi malzeme veya tekniğin ET'li dişleri en iyi şekilde restore edebileceği konusunda hala bir uzlaşmaya varılamamıştır (275). ET'li dişleri restore etmenin klasik yaklaşımı, diş

bir post ve kor ile restore etmek, adeziv prosedürleri kullanmak ve yeterli ferrule sağlayarak tam kronların hazırlanıp yerleştirilmesidir (276). Prefabrike metal postlar hızlı ve basit tekniklere izin verse de, kök kanalının şeklini taklit edemezler ve adaptasyonları her zaman ideal değildir. Ayrıca, post boşluğunun hazırlanması kök perforasyonu riskini artırmaktadır (277). Büyük ve düzensiz kanallar için, metal döküm postlar, kanal ile post sistemi arasındaki yakın teması sağlamak için doğrudan kök boşluğundan alınan bir ölçü temelinde elde edildiğinden en uygun çözüm olarak kabul edilmektedir. Bununla birlikte, dentin ile karşılaştırıldığında döküm postlar için yaygın olarak kullanılan metal alaşımlarının yüksek sertliği nedeniyle kök kırıkları meydana gelebilmektedir (277). İntraradiküler materyallerin sertliği ile diş dokuları arasındaki uyumsuzluk, restoratif materyallerde / diş arayüzlerinde büyük stres konsantrasyonuna neden olmaktadır. Bu nedenle fiber postlar, elastik özellikleri doğal dişe çok yakın olan materyallerden yapılan özelleştirilebilir post sistemleri olarak tanıtılmıştır. Bu durumun, onarılamaz kırık riskini azaltmasına rağmen yine de başarısız olduğu düşünülmektedir (278).

Son zamanlarda adeziv diş hekimliğinde gözlenen ilerlemelerle tedavi seçeneklerinde daha konservatif yaklaşımlar benimsenmiş ve geleneksel post-kor ve tam kron restorasyonlara olan ihtiyaç sorgulanmıştır. Endokron restorasyonlar, kalan diş yapısının varlığına bağlı olarak kanal tedavili dişleri restore etmek için alternatif bir seçenek olarak sunulmuştur (189).

Endokronlar; bir servikal butt joint marjin ve pulpa odası hazırlığından oluşmaktadır. Restorasyonun dayanıklılığı ve stabilitesi, simanın adezyonundan, pulpa odasının sağladığı arayüz tutuculuğundan ve stres paylaşımının artmasından sağlanmaktadır (279).

Endokron restorasyonu post-kor kron teknikleriyle karşılaştırıldığında, kor-kron bütünlüğü nedeniyle daha basittir; ayrıca, post gerekli değildir. Bu durum kök kırığı riskini azaltmaktadır (208). Post-kor kron restorasyonu, kalan diş sert dokularını güçlendirmeyi ve eksik diş dokusunu tamamlamayı amaçlamaktadır. Post-kor restorasyonlarıyla diş dokularının direnci artmamaktadır yalnızca kron için tutuculuk sağlanmaktadır (280). Ayrıca, post-kor kron restorasyonu, kanal perforasyonu ve kök kırığı gibi ek riskler oluşturabilmektedir (194).

Tam kron restorasyonları da yaygın olarak uygulanmaktadır. Tam kron ve endokronun sonlu bir eleman analizi, endokronun geleneksel tam krondan üstün olduğunu ortaya koymuştur (281). Biyomekaniğe göre, diş dokusunun direnci, diş sert doku miktarına, internal kuvvetlere ve anatomik özelliklere bağlıdır. Diş dokusunun özellikleri çürüklerden, kavite hazırlanmasından, kanallara erişim yolundan ve kök kanalının genişletilmesinden etkilenmektedir. İn vitro 3 çalışmada; endokron ve fiber postlu veya postsuz kronlarla restore edilen büyük azı dişlerinin kırılma direncinin karşılaştırılması değerlendirilmiştir (208, 282, 283). Endokronlar için ortalama değerler, fiber post kronlara göre daha yüksek bulunmuştur (208). Endokronlar ile postsuz kronlar arasında kırılma direnci açısından önemli bir fark gözlenmemiştir (282, 283). Üç boyutlu bir sonlu elemanlar analizi çalışması; mine, dentin ve adeziv yüzey üzerindeki gerilim dağılımının, endokronlar için seramik onlay ve geleneksel tam krondan daha küçük olduğunu göstermiştir (24, 284). Ek olarak, birkaç çalışma endokronların geleneksel kronlara göre daha fazla kırılma direncine sahip olduğunu göstermiştir (24, 212, 284). Endokron restorasyonların retrospektif bir çalışması,% 94-100'lük bir klinik başarı oranı bildirmiş ve endokron restorasyonun retansiyon etkisinin geleneksel tam kron restorasyonlardan üstün olduğunu göstermiştir (207). Başka bir prospektif çalışmada, aynı tip endokron ve kronların (post-kor kron veya yetersiz preparasyona sahip vital dişler) 12 yıllık sağ kalım oranlarının benzer olduğu bildirilmiştir (sırasıyla %85,7, %90.3 ve %94,4). Test (25 endokron) ve kontrol (40 kron) grubu arasında restorasyon ömrü açısından anlamlı bir fark tespit edilememesinin sebebinin, küçük örneklem büyüklüğü olduğu düşünülmüştür. Genel olarak çalışmada, başarısızlık oranları düşük bulunmuştur. Bu durum katılımcı seçimini ve standart prosedürü yansıtmakla birlikte endokronların onarım konusunda umut verici bir seçenek olabileceğini göstermektedir (285). Endokron restorasyonlar; iyi bir estetik, daha iyi mekanik performans, daha düşük maliyet ve klinik süre sunar.1 Ayrıca kalan diş dokusunu diğer restorasyon yöntemlerinden daha büyük ölçüde koruyabilmektedir. Tam kronlar için yetersiz tutuculuğa sahip, düşük oklüzo-gingival mesafeli dişler için özellikle önerilmektedir (194).

Al- Dabbagh tarafından yayınlanan bir sistematik derleme ve meta analize dahil edilen klinik çalışmalar, popülasyon ortalama yaşı 53 (aralık: 21-80), erkek-kadın

oranı 1:1 ve ortalama takip süresi 85±10 ay olan prospektif çalışmalardır. Tahmini genel 5 yıllık sağ kalım oranları, premolarları restore eden endokronlar için %93,8, geleneksel kronlar için %98,4; molarları restore eden endokronlar için %89,1 ve geleneksel kronlar için %98,2 bulunmuştur (286).

Sedrez-Porto ve ark. tarafından 2016 yılında yayınlanan bir sistematik derlemede, endokronların; post-kor kronlar, direkt kompozit restorasyonlar, inleyler ve onleyler gibi geleneksel tedavilere benzer veya daha iyi performans gösterebileceği öne sürülmüştür (207).

Dejak ve Mlotkovski tarafından yayınlanan sonlu elemenlar analizi; molar dişlerde inley, onley ve endokronları meydana gelen streslere göre karşılaştırmıştır. En yüksek mvM stresleri inleylerin bukkalinde meydana gelmiştir. Endokronlarda mvM stresleri ise diğer restorasyonlara göre daha düşük bulunmuştur (287).

Lin ve ark. tarafından yayınlanan sonlu elemanlar analizinde ET'li MOD kaviteli dişlerin CAD/CAM seramik inley, endokron ve geleneksel kron yapılarak başarısızlık riskleri değerlendirilmiştir. Başarısızlık riski sonuçlarına göre; endokron ve geleneksel kron benzer performans gösterirken, inley restorasyonlardan daha elverişli bulunmuştur (288).

Çalışmamızda, estetik alana giren maksiller premolar endokronlar ile ilgili literatürde yeterli veri bulunmaması sebebiyle in vitro çalışmamızda tercih edilmiştir. Ayrıca premolar dişlerin belirgin meziyo-distal furkasyon ve tüberkülleri arası keskin açılı okluzal yüzey anatomisi bu dişleri dikey yükler karşısında kırığa duyarlı hale getirir (289).

Al- Dabbagh ve ark. endokron ve tam kron uygulanan premoların tahmini 5 yıllık başarı oranlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, endokronlar ile restore edilen premolar dişlerde %74,4, geleneksel kronlarda %97 bulunmuştur. Molarları restore eden test ve kontrol gruplarında endokronlar %80,9, geleneksel kronlar %91 bulunmuştur. Bununla birlikte, endokronların ve geleneksel kronların genel sağ kalım ve başarı oranları önemli ölçüde farklı bulunmamıştır. Ayrıca, alt grup analizi; molar ve premolar dişler restore edilirken endokronların ve geleneksel kronların sağ kalım oranlarının benzer olduğunu ortaya koymuştur. Sonuçlarla tutarlı olarak,

endokronların ve geleneksel kronların klinik sağ kalım ve başarı oranları ET'li molar ve premolar dişler için benzer bulunmuştur (286).

Govare & Contrepolis tarafından yayınlanan bir sistematik derlemede, klinik çalışmaların 7 tanesinde, premolar ve molarlar endokronların sağ kalım oranları ayırt edilerek çalışılmıştır. Molar endokronlar için sağ kalım oranları 6 aydan 10 yıla kadar % 90'ın üzerinde bulunmuştur. Molar geleneksel kronların sağ kalım oranlarını analiz eden çalışmalarda da bu oranlar benzer bulunmuştur. Premolar endokronlar için sağ kalım oranları 55. ay ve 10. Yılda % 68 ile % 75 arasında değişirken, premolar geleneksel kronlarda % 94- % 95 sağ kalım oranları bulunmuştur. Bir çalışmada molarları premolarlardan ayırt etmek mümkün olmamıştır. Gruplandırılmış molar ve premolar sağkalım oranı 44.7 ayda % 99 bulunmuştur (290). Sistematik derlemede, molar dişlerde post-kor kron restorasyonlara güvenilir bir alternatif olarak endokronlar önerilmiştir ve endokronların premolarlarda kullanımı için daha fazla klinik çalışma yapılması tavsiye edilmiştir (290).

Thomas ve ark. yayınladıkları sistematik derleme ve meta analizde, molar endokron restorasyonların başarı oranlarını premolar endokron restorasyonlarla karşılaştırarak değerlendirmişlerdir. Yapılan çalışma sonucunda molar ve premolar dişler arasındaki endokron başarısızlık oranları istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ve benzer başarı oranları gösterdiği kabul edilmiştir (291). Meta analizin temel bulgusu, önceki kanıtlara rağmen (290, 292), premolarlardaki endokronların, molarlardaki endokronlar kadar güvenilir olabileceğidir (291).

Bindl ve ark. tarafından yürütülen bir klinik araştırmada, molar ve premolar dişlerinin kron rekonstrüksiyonu için umut verici ve etkili bir tedavi yöntemi olarak endokron önerilmiştir (189). Ancak, dört buçuk yıl sonra, aynı yazarlar endokronları premolarlar için yetersiz olarak değerlendirmişlerdir (292). Bu restoratif yaklaşımın, restore edilmiş 70 molar endokronun 61'inde başarılı olduğunu (% 12 başarısızlık), premolar endokronların % 31 oranında daha yüksek bir başarısızlık insidansına (16 restorasyondan 5'i) sahip olduğunu bildirmişlerdir (289). Çalışmaya göre premolar dişler için başarısızlık nedenleri; premolar dişlerde adeziv bağlanma yüzeyinin yeterince büyük olmaması, molar dişlere kıyasla kron tabanı ile kron yüksekliği arasındaki oranın uygun olmamasının bir güç momentine neden olabilmesi ve

molarlara göre daha fazla yatay kuvvetlere maruz kalmaları sonucu kırılma dirençlerinin azalması sayılabilmektedir (191).

Hazırlanan endokron restorasyonların kavite derinliği başarıyı etkilemektedir. Pissis kavitelerin 5 mm derinliğe sahip olması gerektiğini öne sürmesine rağmen (188), Bindl ve ark., merkezi kavitenin derinliğinin standardize edilmediğini ve 1- 4 mm arasında değişebileceğini bildirmişlerdir (189).

Govare & Contrepolis tarafından yayınlanan bir sistematik derlemede, endokronlar için hazırlık kriterleri de analiz edilmiştir. 2,5 veya 5 mm ölçülerinde pulpa odası uzantıları olan premolar endokronlar arasında kırılma direncinde önemli bir fark bildirilmemiştir (191). İki veya 4 mm'lik bir pulpa odası derinliğine sahip molar endokronlar için kırılma direncinde hiçbir fark gösterilmemiştir. Ancak, derinlik arttıkça onarılamaz kırılma oranlarının ortaya çıkması da artmıştır (293, 294). Bir çalışmada, pulpa odası uzantısının daha büyük olduğu endokronlar için daha iyi kırılma direnci gösterilmiştir (295). Sistematik derleme sonucunda molar dişlerin kavite duvarlarının rezidüel yüksekliğinin 2 mm'den az olmasının olumsuz etkiye sahip olabileceği bildirilmiştir (290).

Kuijper ve ark. tarafından yapılan çalışmada, pulpa odasına restorasyonun uzantısının, konfigürasyon tipinin ve adeziv yüzeyin aşırı kron harabiyetli ET'li molar dişlerin başarısızlık yükü ve başarısızlık modu üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Çalışmada 2mm, 3mm, ve 4mm pulpal uzantılar karşılaştırılmış ve 2 mm'lik grupta tamir edilebilir kırık olasılığı 4mm' lik gruptan 2.5 kat, 3mm'lik gruptan 5.5 kat daha yüksek bulunmuştur. Ancak, pulpa odasındaki uzama derinliğinin veya kavite konfigürasyonunun başarısızlık yükü üzerinde önemli bir etkisi gösterilememiştir (296).

Haralur ve ark. tarafından yayınlanan çalışmada; farklı oklüzal preparasyon derinliklerine sahip (2 mm oklüzal redüksiyon, 4.5 mm oklüzal redüksiyon ve 4.5 mm oklüzal redüksiyon+2 mm radiküler uzama) premolar dişlerin kırılma direnci karşılaştırılmıştır. Bu çalışmanın sonuçları, radiküler uzantılı endokronların daha yüksek ortalama kırılma direncine sahip olduğunu göstermiştir (297). Endokron için pulpa boşluğu hazırlığı ne kadar derin olursa ve sonuçta ortaya çıkan intra radiküler

uzantı ne kadar derinse, adezivın tutunması için yüzey alanı o kadar büyümektedir ve çiğneme kuvvetlerinin köke iletiminin daha iyi olduğu varsayılmaktadır (298). Ancak Govare & Contrepolis tarafından yayınlanan bir sistematik derlemede, bu yayınlara rağmen pulpa odasının pulpal taban pahasına uzatılmaması önerilmektedir. Kanal içi uzatmaların hazırlanmasından kaçınılmalıdır (290). Kanal içi uzatmaların, endokronların marjinal ve iç adaptasyonunda, retansiyonunda (299) ve restorasyonların klinik performansında azalmaya neden olabileceği belirtilmektedir (290).

Ahmed Darwish ve ark. tarafından yayınlanan çalışmada, maksiler premolar dişlerde farklı 2 materyal kullanılarak (rezin nano seramik, lityum disilikat) oluşturulan santral kavite dizaynının (kavite derinliği (3mm, 5mm) ve aksiyal duvar açıları (6°, 10°) endokronun iç uyumu üzerine etkisi değerlendirilmiştir. Çalışmada, kavite derinliğinin endokron iç uyumu üzerine etkisi bulunamamıştır (300).

Çalışmamızda tüm bu bilgiler ışığında maksiler premolar dişler CEJ hattının 3 mm yukarısından butt joint kesilmiştir ve ardından dişlerin yarısına (45 adet) kolede 1 mm mine kalacak şekilde 2 mm ferrule eklenmiştir. Tüm dişler pulpa tabanından aşındırılmış okluzal yüzeye 2 mm kalana kadar akışkan kompozitle yükseltilmiştir. 2 mm ferrulenin tercih edilme sebebi; 2 mm nin altındaki destek diş dokusunda daha az başarı görüldüğü, daha yüksek diş duvarı varlığında da materyal kalınlığı azalıp kırık olasılığının artması ve 2 mm duvar yüksekliğinde daha tamir edilebilir kırık oluşumudur. Çalışmamızda duvarların milimetrik olarak standardizasyonunun akışkan kompozitle sağlanmasının sebebi, akışkan cam iyonomer simanlara göre daha dirençli olmaları, restorasyonun fiberle desteklenmesi sırasında daha kolay bağlanma sağlanması ve diş adezyonunun daha iyi olması nedeniyledir.

Taha ve ark. tarafından yayınlanan in vitro çalışmada, 1 mm'lik bir shoulder bitiş çizgisi eklenen molar endokronların, butt joint tasarımlı endokronlardan daha yüksek ortalama kırılma direncine sahip olduğu ve bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu gösterilmiştir. Butt joint tasarımları, oklüzal düzleme paralel olarak hazırlandığı için basınç gerilimlerine dirençli sabit bir yüzey sağlar. Biyomekanik açıdan; restorasyon, bağlanan yüzeydeki gerilmelere ve adaptasyona izin verir. Aynı kuvvetler servikal basamak (sıkıştırma) ve aksiyal duvarlar (kesme kuvveti) üzerine

de dağılabilmektedir (278). Bu nedenle, shoulder bitiş çizgisine sahip kısa aksiyal duvarların eklenmesi, duvarlar boyunca kayma gerilmelerine karşı koyma ve kenar boyunca daha iyi yük dağılımı ile sonuçlanmış ve böylece pulpal zemindeki yükü hafifletmiş olabilmektedir (301).

Thomas ve ark. tarafından yayınlanan sistematik derleme ve meta analizde, endokronların diş hazırlığı ile ilgili olarak; Botto ve ark. (302) hem butt joint marjın hem de chamfer bitiş marjı kullanırken, Fages ve ark. (303) butt joint bitiş marjı ve Belleflamme ve ark. (192) chamfer bitiş marjı kullanmışlardır (291).

Botto ve ark. tarafından yapılan çalışmada, hem butt joint marjın hem de chamfer bitiş çizgisi kullanılmıştır. 3 mm okluzal redüksiyon öneren çalışma; bukkal ve palatal/ lingual duvar kalınlığı 2 mm' den fazla olduğunda 1.2 mm'lik chamfer bitiş çizgisi eklenmesinin dişlerin kırılma direncini ve restorasyonun retansiyonunu iyileştirebilen bir ferruleye sahip olabileceğini belirtmişlerdir (302).

Çalışmamızda grupların yarısı butt joint, diğer yarısı 1 mm chamfer basamaklı şekilde restore edilmiştir. Tez çalışmamızda butt joint ve chamfer basamak kullanılmasının sebebi, literatürdeki çalışma yetersizliğidir. Ayrıca chamfer bitiş çizgisi kullanılmasının, direkt kompozit restorasyon uygulanacağından, yumuşak plaktaki bulk-fill kompozitin basamağa daha iyi yayılması ve adaptasyonu, kenar boyunca daha eşit yük dağılımı sonucu pulpal zemindeki yükün hafiflemesi gibi avantajları bulunmaktadır. Çalışmada hazırlanan kavite tasarımları Sun ve ark. (2019) nın çalışmasıyla uyumludur (194). Ancak Sun ve ark. nın (2019) çalışmasından molar diş kullanımı ve shoulder basamak varlığı yönleriyle ayrılmaktadır.

Endokronların restorasyon başarısı, adezyon yüzeyinden ve kalan diş dokusu miktarından etkilenmektedir (193). Adezyon yüzeyini ve kalan diş dokusu miktarını belirleyen servikaldeki mine tabakası dağılımı, endokronların farklı marjinal formlarının hazırlanmasına göre değişmektedir. Butt joint bir endokron daha fazla diş dokusu ve daha az bağlanma alanı gösterirken; 90° lik bir shoulder basamaklı endokron daha geniş bir bağlanma alanı ve daha az diş dokusu varlığına neden olmaktadır (194). Preparasyon marjlarında kalan mine varlığı adezyon için faydalıdır

ve premolar dişlerdeki yük başarısızlığına etkisi olduğu düşünülmektedir (195, 288). Kuijper ve ark. tarafından yapılan çalışmada, aşırı harabiyetli kanal tedavili 3. Molar dişlerdeki endokronlarda anahat tipinin (mine, dentin) ve pulpa odası uzantısının (0 mm, 2 mm, 4 mm) başarısızlık yükü üzerine etkisi araştırılmıştır. Çalışmada 0 mm/Dentin (uzatma ve anahat için en kötü durum senaryosu) ve 4 mm/ Mine (uzatma ve anahat için en iyi durum senaryosu) arasında kırılma yükleri açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır. Ancak 4 mm/ mine bitim sınırına sahip endokronların daha fazla adeziv yüzey alanına sahip olduğu belirtilmiştir (296). Endokron restorasyonlara ferrule ekleme girişimleri, marjinlerin semento-enamel birleşime (CEJ) yakın olduğu dişlerde mineye zarar vermemelidir. Ferrulenin yokluğunda, periferik mine üzerindeki içbükey bir eğim, mine bağlama yüzey alanını artırabilir ve dolayısıyla endokronların biyomekanik davranışını iyileştirebilmektedir (304). Supragingival marjların varlığı önemli bir parametre olduğundan basamak CEJ hattından 1mm yukarıda hazırlanmıştır. 2 mm pulpa odası hazırlanan restorasyonda bitim sınırında mine varlığı retansiyon açısından önemlidir. Hem mine desteğinden faydalanmak hem de bitim sınırında kuvvetleri dişin uzun eksenine eşit dağıtmak için 1mm chamfer basamak uygulanmıştır.

Zhu ve ark. tarafından (2017) yayınlanan çalışmada, endokronlarda diş preparasyonunun konservatif olması önerilmiştir. Fazla diş dokusu kaybı ve bitim sınırının CEJ' in altında olması, artan diş kırığı riski ve retansiyon kaybı sebebiyle endokronlar için uygun bulunmamıştır (305).

Çalışmamızda pulpa odası hazırlanırken okluzalde tüm duvarlarda 1 mm dentin kalınlığı bırakılmasına özen gösterilmiştir. Bırakılan okluzal dentin miktarı, Hassouneh ve ark. nın 60 adet tek köklü premoların; 3 farklı CAD/ CAM materyali (rezin kompozit (Cera), lityum disilikat cam seramik (LiSi) ve monolitik zirkonya (Zir)) kullanılarak 2 farklı restorasyon (endokron ve post-kor/kron) dizaynının karşılaştırıldığı çalışmayla uyumludur (306). Ancak 1mm chamfer basamaklı gruplarda maksiler premolar diş kullanılması sebebiyle okluzalde 1mm dentin duvarı sağlamak zorlaşmıştır.

İdeal bir endokron; düşük elastisite modülüne (diş yapısına benzer), yüksek mekanik mukavemete ve alttaki diş yapısına yeterli bağlanma kuvvetine sahip bir

materyalden üretilmelidir. Dentin ile benzer bir elastisite modülü, oklüzal kuvvetlerin bağlı yüzey boyunca dağıtılmasına yardımcı olur ve kırılma direncini artırır. Yüksek mekanik mukavemet ise oklüzal yüke dayanmaya ve malzemenin kırılma direncine katkı sağlar (305). Govare & Contrepolis tarafından yayınlanan sistematik derlemede, endokronlar için kullanılan farklı bazı materyaller karşılaştırılmıştır (290). Farklı malzemelerden üretilen endokronlar uygulanarak restore edilen dişler için kırılma direnci değerleri değişmektedir (2675 N'ye kadar) (307). Bir çalışmada, elastik modülleri dentine benzer olduğundan dolayı endokron üretmek için işlenebilir kompozit rezinler kullanmanın potansiyel avantajları tanımlanmıştır (285). Bir çalışma, nano seramik rezin (Lava Ultimate; 3M) kullanılarak restore edilen dişlerin; lityum disilikat (e.max CAD; Ivoclar Vivadent AG) ve feldspatik porselen (VITA Mark II; VITA Zahnfabrik) kullanılan dişlere göre daha iyi bir kırılma direnci gösterdiğini bildirmiştir (262). Bununla birlikte, nano seramik rezin ve lityum disilikatı karşılaştıran başka bir çalışmada, bu malzemelerle restore edilen ve aksiyal bir kuvvete maruz bırakılan endokronların kırılma direncinde önemli bir fark bulunmamıştır (263). Lateral bir kuvvete maruz bırakıldığında, lityum disilikat restorasyonlarla daha iyi sonuçlar elde edildiği belirtilmiştir. Başka bir çalışmada, feldspatik seramik (VITA Mark II; VITA Zahnfabrik), polimer infiltre seramik ağ (PICN) (Enamic; VITA Zahnfabrik) ve zirkonya takviyeli lityum silikat cam seramiklerden (SUPRINITY; VITA Zahnfabrik) yapılan endokronlarda kırılma direncinde herhangi bir fark gözlenmemiştir (307). Bu materyaller arasındaki temel farklar; materyallerin elastisite modülü arasındaki fark arttıkça onarılamaz kırık oranı artmaktadır, dolayısıyla kırılma modlarında meydana gelen kritik arızaların oranında artış görülebilmektedir. Böylelikle nano kompozit (Lava Ultimate; 3M) restorasyonlar, lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiğin (e.max; Ivoclar Vivadent AG) karşısında en düşük kritik arıza oranına sahip bulunmuştur (262, 263). Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik (SUPRINITY; VITA Zahnfabrik) ve zirkonya (inCoris TZI; Dentsply Sirona) en yüksek onarılamaz başarısızlık oranlarına sahip bulunmuşlardır (197, 307).

Cam seramikler, sert ve zayıf elastik yeteneğe sahip materyaller olmasına karşın rezin esaslı restoratifler, gerçek bir elastik deformasyon kapasitesi üzerine yüksek yük miktarlarını destekleyebilen daha homojen bir yapıya sahip malzemelerdir (200).

Kullanılan malzemelerin seçimi ve uygulama tekniği değişkenlik göstermektedir. İyi estetik özellikleri, nispeten düşük maliyeti, kullanım kolaylığı ve diş yapılarının korunması nedeniyle ET'li dişlerin restorasyonu için direkt kompozit restorasyonlar klinisyenler tarafından tercih edilmektedir (308, 309). Bazı in vitro çalışmalar, direkt veya indirekt restorasyonlar kullanılarak hazırlanmış ET'li dişleri kırmak için gereken yükte önemli bir fark olmadığını göstermişlerdir (309, 310). Daha sonra indirekt seramik restorasyonların daha yüksek onarılamaz diş kırığı riski oluşturabileceği bildirilmiştir (309).

Her iki tekniğin başlangıç ve beş yıllık klinik değerlendirmesi istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermese de, çoğunlukla daha düşük tedavi süresi ve daha az maliyet nedeniyle direkt teknik en uygun görünmektedir (311).

Doğal bir izlenim bırakan diş rengindeki restorasyonlara yönelik yüksek hasta talebi göz önüne alındığında; direkt posterior kompozit rezin restorasyonlara olan ilginin artması sebebiyle Behery ve ark. nın ve S  ry ve ark. nın   alışmalarıyla uyumlu şekilde   alışmamızda direkt teknik kullanılmıştır (312, 313). D  ş  k maliyet, kullanım kolaylığı ve diş yapılarının korunması ve zaman tasarrufu da direkt tekniğin kullanım sebeplerindendir.

Endokronlar feldspatik porselen (197), lityum disilikat bazlı seramikler (19) ve monolitik zirkonya (199) kullanılarak   retilenilmektedir. Cam seramikler m  kemm  l estetik   zellikler g  stermesine ra  men, sa  lam dişlerin biyomekanik davranışına uymayan kırılğan   zelliklere sahip sistemlerdir (200). Bu sebeple, kuvvet karşısında k  ke kadar uzanan onarılamaz kırıklar oluşturmaya daha yatkındırlar ve restore edilmiş dişin   mr  n   kısaltmaktadırlar. Bu bilgiler ışığında, rezin kompozitler, polimer infiltre seramikler ve rezin nano seramikler endokron fabrikasyonu i  in daha uyumlu davranışa sahip alternatif materyallerdir (192, 201, 202). Resin materyallerin do  ası, restorasyonu biyomekanik olarak endokrona daha uygun kılar. B  ylece dentine benzer kuvvet absorbe edici   zellikler, esneklik ve elastikiyet mod  l   sergilemektedirler (201,202).

Resin i  erikli endokronlar, genellikle restorasyonun extra oral hazırlandı  ı CAD / CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli   retim) teknolojisi

kullanılarak üretilmektedir. Ancak, geleneksel rezin kompozitlerin kullanılması durumunda CAD / CAM kullanılamamaktadır, çünkü endokronlar direkt / semi-direkt yöntemlerle, yani inkremental teknik kullanılarak hazırlanmaktadır. Bununla birlikte, büyük restorasyonları oluşturmak için küçük rezin kompozit artımlarının uygulanması, malzemenin gövdesi içinde koheziv kırılmalar oluşturabilmektedir. Polimerizasyon büzülmesinin varlığı, restorasyonun genel performansını etkileyecek şekilde yüksek olabilir (20). Sedrez-Porto ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada, modelleyici sıvı olarak rezin adezivlerin kullanımı veya düşük viskoziteli bulk fill rezin kompozit kullanılarak hazırlanan rezin bazlı endokronların, seramik endokronlara göre daha diş doku dostu olduğu gösterilmiştir ve daha başarılı sonuçlar ortaya çıktığı belirtilmiştir (314).

Boaro ve ark. tarafından yayınlanan sistematik derleme ve meta analizde, bulk-fill kompozitler olarak adlandırılan restoratif kompozitlerin, klinik olarak kullanımı güvenli bulunmuştur. Laboratuvar çalışmalarında; polimerizasyon stresi, kaspal defleksiyon, marjinal boşluk, dönüşüm derecesi, eğilme mukavemeti ve kırılma mukavemeti açısından geleneksel kompozit rezinlere kıyasla bulk fill kompozitlerin benzer veya daha iyi performans gösterdiği belirtilmiştir (315).

Çalışmamızda, daha az polimerizasyon büzülmesi ihtimali, bitim sınırında daha az stres oluşumu, konservatif hazırlanan kaviteye daha iyi adaptasyon, daha az kaspal defleksiyon, dentine benzer elastik modülüse sahip olması ve kabul edilebilir estetik özellikleri sebebiyle normal kıvama sahip bulk fill kompozit rezin kullanılmıştır. Artan derinliklerde (endokron merkezi kavite derinliğinin 2 mm olması) ve şeffaf plak üzerinden ışınlamayla yeterli polimerizasyon sağlaması da bir başka kullanım sebebidir. Ayrıca literatürde direkt teknik uygulanarak bulk fill kompozitle restore edilmiş endokronla ilgili çalışmalar kısıtlıdır.

Aşırı harabiyetli ET'li dişlerde; geniş kavite hazırlığı, diş kırılabilirliğinin başlıca nedenlerinden biridir ve posterior diş tüberküllerinin kısmen veya tamamen kırılmasına ve hatta kök kırılmalarına neden olabilmektedir (73). Kavite boyutlarının artmasıyla birlikte kaspal defleksiyonun arttığı gösterilmiştir (316). Yani restorasyon hacmi ne kadar büyükse, kalan dental yapıda oluşan stres o kadar yüksek olur. Bu hem in vitro hem de klinik bulgularla uyumludur ve genel olarak hem molar hem de

premolar dişler için restore edilmiş yüzeylerin sayısı arttıkça diş kırığı olasılığının arttığını göstermektedir (317). Kompozit rezin restorasyonlar diş yapısına bağlanma avantajına sahiptir, bu nedenle teorik olarak dişi güçlendirebilmekte ve kaybedilen kırılma direncini geri kazanmaya yardımcı olabilmektedirler (21). Posterior bölgede kompozit materyallerin artan kullanımı, kompozit restorasyonların eksikliklerinin üstesinden gelmek için yeni materyallere ihtiyaç duyulduğundan dolayı teknolojik ilerlemeleri beraberinde getirmiştir (21).

Kompozit materyallerin eksikliklerinden biri, yetersiz kırılma tokluğudur ve bunun dentinden önemli ölçüde daha düşük olduğu gösterilmiştir (318). Posterior kompozitlerin başarısızlığına ilişkin ana problem olarak, gövde içi kırılma, restorasyon kenarları ve ikincil çürüklerden bahsedilmiştir (319, 320). Modern kompozit rezinler sert oldukları için mukavemetten ve kırılma tokluğundan yoksundurlar (318). Lassilla ve ark. tarafından açıklandığı gibi; kırılma tokluğu, kırılma malzemelerin uygulanan bir yük altında kırıkların yıkıcı şekilde yayılmasına karşı direncini tanımlayan mekanik bir özelliktir (319). Bu nedenle, materyalin hasar toleransını tanımlar. Ayrıca yapısal performansı belirleyen yorulma direncinin ölçüsü olarak düşünülebilmektedir. Bu durumlarda materyal hacmi arttıkça, tokluk eksikliği sorunu özellikle kapsamlı direkt restorasyonlarda daha yaygın görülmektedir (321). Yukarıda belirtilen dezavantajların bir sonucu olarak, posterior dişlerdeki kavitelere direkt kompozit dolguların en iyi çözüm olabilmesi için desteklenmesi gerekmektedir (21).

Stres soğurma ve çatlak durdurma yeteneği, dentin-mine birleşimine (MDB, ing. DEJ) ve bu ara faza bitişik dentine bağlanmaktadır (322). Diş yapısal olarak ne kadar zayıflatılırsa, DEJ ve sağlam dentin oranı o kadar azalır ve restorasyon diş sürekliliğinde yıkıcı başarısızlık oranı o kadar yüksek olur. Yüksek kırılma tokluğuna sahip bir malzeme, çatlak başlangıcına ve yayılmasına daha iyi direnebilir, bu nedenle eksik DEJ ve / veya dentin dokusunu desteklemek için ideal olacaktır (21).

Posterior dişler; artan kavite boyutları ve marjinal çıkıntıların kaybindan kaynaklanan kırılmaya karşı duyarlıdır (323, 324). Bu durum artmış kaspal defleksiyona ve dişte genel zayıflamaya yol açmaktadır (316). Geri kalan karşılıklı duvarları stabilize etmek için, internal bağlantı veya splintleme elemanları olarak

fiberleri kullanan doğrudan yöntemler ileri sürülmüştür. Şimdiye kadar, fiberle güçlendirmenin yalnızca kompozit rezinler gibi dar bir dental malzeme yelpazesinde gücü artırdığı gösterilmiştir (325). Çalışmamızda polietilen fiber ağ (Ribbond THM; Ribbond Inc., Seattle WA, ABD) ve cam fiber ağ (Everstick NET, GC Europe, Leuven, Belçika) olmak üzere iki farklı malzeme, karşılıklı duvarları stabilize etmek ve diş yapısını güçlendirmek amacıyla kavite içinde benzer pozisyonlarda kullanılmıştır. Polietilen lifler, yapı bütünlüğünü korumaya yardımcı olan yoğun konsantrasyonda sabit düğüm kesişimlerine sahiptir. Bu, bir alandan diğerine iyi tanımlanmış yük yolları nedeniyle malzeme yığınınındaki gerilmelerin daha etkin bir şekilde aktarılmasını sağlar (326). Eskitaşçıoğlu ve ark.nın gösterdiği gibi, polietilen fiber şeridin, kompozit restorasyon altında bağlayıcı ajan ve akışkan kompozit ile birlikte kullanılması, daha düşük elastik modülü nedeniyle bir gerilim emici görev görebilmektedir (327). Önceden adezive doyurulmuş çift yönlü cam fiber lifler, gerilimi daha eşit dağıtmakta ve çatlak yayılmasını önleyerek restorasyon tokluğunu arttırabilmektedir (328). Garoushi ve arkadaşları tarafından kompozit rezin altında sürekli çift yönlü veya kısa rastgele fiberle güçlendirilmiş kompozit altyapısının eklenmesiyle restorasyonların yük taşıma kapasitesinin artırılabilceği gösterilmiştir (329, 330). Cam fiber ağ içerisinde bulunan çift yönlü lifler malzemeye ortotropik özellikler kazandırmaktadır (331).

Termal yaşlandırma kompozit rezinlerin kırılma dayanımı üzerinde olumsuz etkiye sahiptir (332). Posterior endokronların yorulma ve kırılma yüklemesi üzerine etkisini araştıran birçok çalışma bulunmaktadır (293-295, 333). Bir çalışmada (293) numunelerde yaşlandırma yapılmazken, diğer çalışmalarda numuneler bir çiğneme simülatörü kullanılarak termo mekanik olarak yaşlandırılmıştır (294, 295, 333). Posterior kompozit rezin kronlar üzerinde yakın zamanda yapılan bir klinik çalışma, 5 yıllık klinik kullanımdan çok önce farklı türde komplikasyonlar bildirmiştir (334). Bu sebeple çalışmamızda 2.5 yıla karşılık gelen 25.000 siklus termal yaşlandırma testi uygulanmıştır ancak çiğneme simülatörü uygulanmamıştır. 2.5 yıllık yaşlandırma Rocca ve ark. (2015), (2016); Hassouneh ve ark. (2020) nın çalışmalarıyla uyumludur (289, 306, 335). Ancak bu çalışmalarda bizim çalışmamızdan farklı olarak numuneler yorulma sırasında mekanik yüklemeye de tabii tutulmuştur.

Termal yaşlandırma testi distile suda gerçekleştirilmiştir. Testin distile suda gerçekleştirilmesi, su destekli kritik altı (onarılamaz) çatlak büyümesi olasılığını engellemek amaçlıdır (336). Termal yaşlandırma testi 5°C-55°C-5°C sıcaklıkları arasında Kasem ve ark. nın çalışmasıyla uyumlu olarak 20 sn-10 sn bekleme ve geçiş süresinde yapılmıştır (337). Ayrıca yaşlandırma yapılarak kırma testi öncesinde in vivo test koşulları sağlanmaya çalışılmıştır.

Çalışmamızda yeni bir bulk fill kompozit endokron materyali kullanıldığından dolayı termal yaşlandırma testinden sonra döngüsel yükleme uygulamak yerine maksimum kırılma direncini belirlemek için statik yükten kırılma testi uygulanmıştır. Taha ve arkadaşlarına göre, “Deneysel çalışmalarda, statik yüklemeye karşı kırılma direnci, kavite hazırlığının ve / veya restore edilen dişin gücü üzerindeki etkisinin bir ölçüsü olarak kullanılmıştır. Kırılma yükü tipik olarak fonksiyonel oklüzal yüklerden çok daha yüksek olsa da, restoratif materyalleri ve farklı kavite tasarımlarını karşılaştırmak için hala geçerli bir yöntemdir.” (338). Ayrıca, Le Bell-Rönnlöf ve arkadaşlarının da belirttiği gibi, statik yükleme genellikle yeni bir dental materyalin ve ilgili tekniklerin değerlendirme sürecindeki ilk adımdır ve genellikle bir dişin kırılma davranışı ve yük kapasitesi hakkında temel bilgileri elde etmek için kullanılır (339). Bu durum göz önüne alındığında, önerilen teknikler, döngüsel dinamik yükleme ile gelecekte test edilmelidir.

Endokron restorasyonu karmaşık bir mekanik sistemdir. Endokron restorasyonlarda kırılmanın başlaması birçok fiziksel faktöre, özellikle yük altında taban geometrisindeki (diş) değişikliklere, biyolojik duruma ve fizyolojik özelliklere bağlıdır. Skalskyi ve ark. tarafından yapılan çalışmada, endokron restorasyonların kırılma direnci üzerinde diş kuvvetinin önemli bir etkisi olduğu tespit edilmiştir. Diş hasarının, endokron sistemin erken bozulmasına neden olabileceği belirtilmiştir (340).

Materyallerin kullanım ömrü, materyalin dayanıklılığından doğrudan etkilenmektedir. Mekanik testler uygulanarak, materyalin ağız ortamında kullanılmadan önce bu ortamdaki kuvvetlere benzer şekilde kuvvetler uygulandığındaki dayanıklılığı ölçülür. Seramik gibi çekme kuvvetlerine karşı dayanıksız ve kırılğan materyallerin mekanik özellikleri baskı testleriyle

belirlenmektedir (341, 342). Kırılma testlerinin uygulanmasında test cihazının yükleme hızı arttıkça çatlağın büyümesi için gerekli zaman olmamasından dolayı, restorasyon materyalinin kırılma dayanımı artar ve hatalı veriler elde edilebilir. Bu nedenle yükleme hızı çok düşük olmalıdır (343). Araştırmacılar yükleme hızının 0,5-1 mm/dk olmasının sonuçları etkilemediğini, 1 mm/dk' dan yüksek olan yükleme hızının hatalı sonuçlara sebep olabileceğini bildirmişlerdir (341, 343, 344). Kırılmanın meydana geldiği kuvvet miktarı ise, uygulanan kuvvetin açısı ve kullanılan materyalin mekanik özellikleri, kuvvetin uygulandığı ucun şekli, keskinliği gibi birçok faktörden etkilenebilmektedir (345). Çalışmamızda; universal test cihazına yerleştirilen örneklerin okluzal yüzeyine (Bukkal ve palatinal marjinal sırtlarına), dik bir açıyla 5 mm çapındaki paslanmaz çelik uç 1 mm/dk yükleme hızı ile merkezi fossanın ortasına gelecek şekilde kuvvet uygulanmıştır.

Bu çalışmada, periodontal ligament bazı yazarların çalışmalarıyla paralel olarak simüle edilmemiştir (295, 307). Periyodontal ligament, fizyolojik diş hareketliliğini taklit eder ve kırık oluşumunu hızlandırır (346). Bununla birlikte, bir in vitro çiğneme düzeneğinde periyodontal ligament dişin yer değiştirmesine izin verebilmekte ve sistem kontrolünü kararsız hale getirebilmektedir (347). Literatürde periodontal ligamentin simülasyonu kalınlığını standardize etmedeki zorluk nedeniyle hala tartışmalıdır (211). Aktas vd. (2018), akrilik rezinin periodontal ligament koşullarını simüle etmemesine rağmen, malzeme desteği olarak test koşulları ve numune için destek seviyesi yeterli ise sonuçların geçerli olduğuna inanmaktadır (307). Marchionatti vd. (2014) endodontik tedavi görmüş postlarla restore edilmiş dişlerin kırılma direncinde periodontal ligamanın varlığında veya yokluğunda fark göstermemiştir (348). Diğer taraftan, Soares ve ark. (2005), çiğneme kuvvetlerine karşı diş davranışının gerçek bir temsilini sağlamak için periodontal ligamenti simüle etmenin önemli olduğunu belirtmektedir (349).

Endokronların restorasyon başarısı, adezyon yüzeyinden ve kalan diş dokusu miktarından etkilenmektedir (193). Yapışma yüzeyinin bileşimini ve kalan diş dokusunun miktarını belirleyen mine tabakası dağılımı, endokronların farklı marjinal formlarının hazırlanmasına göre değişmektedir. Butt joint bir endokron, daha fazla diş dokusu bırakır ve daha az bağlanma alanı gösterirken, 90 derecelik bir chamfer

basamaklı endokron daha az diş dokusu ve daha geniş bir bağlanma alanına yol açmaktadır. Çalışmamızda uygulanan kavite konfigürasyonları arasında (butt joint (ferrulesiz), chamfer basamak (2 mm ferruleli)) ferruleli gruplar daha yüksek kırılma değerleri (ort. 483N) göstermesine rağmen istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.772$). Böylece çalışmamızın 1. sıfır hipotezi kabul edilmiştir. Sun ve ark. (2019) çalışmasında iki form arasında onarıcı etkide önemli bir fark olup olmadığını belirlemek amacıyla molar endokronlarda iki form (butt joint- 90°'lik shoulder basamak) tasarlanmıştır. Ancak, ET sonrası diş dokusu kaybıyla ilişkili sınırlamalar nedeniyle 90°'lik shoulder basamağın tüm dişler için uygun olmayabileceği belirtilmiştir (194). Taha ve ark. (molar) (196), Botto ve ark. (302), Silva-Sousa ve ark. (anterior) (350) endokronların marjinal tasarımlarıyla ilgili yaptıkları çalışmalarda ferruleli endokronları daha başarılı bulmuşlardır. Çalışmamızda butt joint ve chamfer basamaklı (ferruleli) tasarımların benzer bulunması; yetersiz pulpa odası miktarına ve yetersiz bağlanma yüzeyine sahip premolar diş kullanılmasına (189), yaşlandırma prosedürüne ve ferruleli gruplarda servikalde azalmış mine dokusu varlığına bağlanmaktadır (304).

Polietilen fiberle güçlendirilen butt joint (P1) ve ferruleli (P2) premolar endokronlar arasında butt joint (P1) tasarıma sahip grup daha yüksek kırılma direnci (497 N) göstermesine rağmen istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.772$). Bu durum, premolar dişlerde ferrule hazırlandığında azalan diş dokusuyla bağlantılı olabilmektedir (304). Çalışmamız farklı konfigürasyonlarda ve pozisyonlarda polietilen lifler kullanarak ET'li dişleri MOD kaviteleri ile restore ederken kırılma direnci açısından anlamlı bir fark bulamayan Akman ve ark. (2011) nin çalışması ile uyumludur (326). Ayrıca Sary ve ark. (2019) nin çalışmasında; kanal tedavisi uygulanmamış, MOD kaviteli, polietilen fiber ile güçlendirilen ve direkt kompozit restorasyonlarla restore edilen dişlerde de çalışmamızla paralel şekilde kırılma direnci açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır (21).

Polietilen fiber grupları kontrol grubuna göre daha yüksek kırılma direnci (469 N) göstermesine rağmen istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.5484$). Bunun sebebi, polietilen fiberin karşıt duvarları birbirine bağlamasına rağmen liflerin gerilim altında olmamasına bağlanmaktadır (21). Önceki çalışmalar, kompozit

rezinlerin gerilim bölgelerine yerleştirilen polietilen fiberlerin gerilim emici özellik göstererek kompozitlerin bükülme özelliklerini iyileştirdiğine işaret etmiştir (351, 352). Polietilen lifler kronun oklüzal üçte birine konumlandırıldığında (oklüzal splintleme); erkenden oluşan gerilimi yeniden yönlendirme tabakası olarak çalışıp, yük altında daha kısa bir çalışma kolu oluşturarak tüm faydaları taşımalıdır. Ayrıca, polietilen fiberler, içsel yoğun kilitli düğüm kesişim ağları nedeniyle, potansiyel bir çatlak durdurma mekanizması olarak da hizmet edebilmektedir (21). Ancak bizim çalışmamızda fiberler pulpa tabanı ve aksiyal duvarlarda çevresel olarak kullanıldığından gerilim erkenden yönlendirilmemiştir.

Cam fiberle güçlendirilen butt joint (C1) ve ferruleli (C2) premolar endokronlar arasında ferruleli (C2) tasarıma sahip grup daha yüksek kırılma direnci (579 N) göstermesine rağmen istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p= 0,772$). Endokronlara aksiyal duvarların eklenmesi kayma gerilmelerine karşı koyma ve marjin boyunca daha iyi yük dağılımı ile sonuçlanarak pulpal zemindeki yükü hafifletmiş olabilmektedir (301).

Cam fiber grupları kontrol grubuna göre daha yüksek kırılma direnci (551 N) göstererek istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.0034$). Bu durum, önceden doyurulmuş çift yönlü cam fiber ağın gerilimi daha eşit dağıttığı ve çatlak yayılmasını önleyerek restorasyon tokluğunu arttırabilmesi ile açıklanabilmektedir (328). Cam fiber ağın güçlendirici etkisinin restorasyon içindeki konuma göre değişiklik göstermesinin polietilen fibere göre daha fazla olduğu belirtilmiştir (21). Cam fiberlerin Sary ve ark. 2019 çalışması ile uyumlu olarak kaviteye çevresel olarak yerleştirildiğinde kırılma direncini arttırdığı gösterilmiştir (21).

Çalışmamızda çevresel olarak uygulanan cam fiber ile polietilen fiber arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p=0.1368$). Bu durum, Sary ve ark.nın (2019) polietilen ve cam fiberlerle güçlendirilmiş MOD restorasyonlarda yaptıkları çalışma ile uyumludur (21).

Çalışmamızın 2.sıfır hipotezi kısmen reddedilmiştir. Polietilen fiberle güçlendirilmiş gruplar kontrol grubuyla (fibersiz) istatistiksel olarak anlamlı

bulunmamıştır ($p=0,5484$). Ancak cam fiberle güçlendirilen gruplar kontrol grubuyla (fibersiz) istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.0034$).

Etkili çiğneme işlevini desteklemek için dental restoratif sistemin hem dayanıklılık hem de elastik davranış göstermesi son derece önemlidir. Klinik olarak, maksiller premolar bölge için normal ısırma kuvveti 222–445 N'dur (ortalama 322,5 N) ve diş sıkma (bruksizm) sırasında oklüzal kuvvetin 520–800 N (ortalama 660 N) kadar yüksek olduğu gözlenmektedir (353, 354). Çalışmamızda tüm restorasyonlar klinik uygunluk göstermiştir ve insanlarda premolar dişlerde ortalama ısırma kuvvetinin üzerinde olan kırılma değerlerini (479 N) sergilemiştir.

Al-Dabbagh ve ark. nın yaptıkları meta analizde; premolarlarda kompozit rezin endokronların kırılma mukavemetinin (230 N) geleneksel kronlardan (135 N) daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir (286). Çalışmamızda bulk fill kompozitle restore edilmiş; polietilen fiberle güçlendirilen (469 N), cam fiberle güçlendirilen (551 N) ve fibersiz kontrol grubu (415 N) olmak üzere tüm gruplar geleneksel kompozit rezinlerden daha yüksek kırılma dayanımı değerleri göstermişlerdir. Bunun olası sebebi; bulk fill kompozitinin akışkan doğasının, daha yoğun bir şekilde paketlenmesi ve üretim sırasında hava kabarcıklarının ve kusurların azaltılması sebebiyle olduğu düşünülebilir (355). Burada kullanılan bulk fill kompozit restorasyon içindeki stresi dağıtan şok emici sistemler olarak işlev gören dimetakrilatlara dayalı geleneksel kompozitlerden (356) farklıdır. Dimetakrilatlara (BisGMA, BisEMA, UDMA) ilave destekleyici faz olarak Silika silan, Silika Zirkonya (SiZr) silan ve Biyomimetik Hidroksiapatit (BHA) silan kullanılarak kompozitin mekanik özellikleri iyileştirilmiştir. Biyouyumlu BHA varlığı diş yapısına daha benzer bir materyal ortaya çıkmasını sağlamıştır (357).

Al-Ibraheemi ve ark. nın (2021) yaptıkları çalışmada 48 taze çekilmiş maksiller 1. premolar dişin çeşitli yeni bulk-fill kompozit rezin malzemeleri ile restore edilerek kırılma direnci değerlendirilmiştir. En düşük kırılma direnci restorasyon olmayan Sınıf 2 MOD kavitede görülürken, en yüksek kırılma direnci sağlam dişte bulunmuştur. Kırılma dirençleri sırasıyla Sağlam diş (1525.38 N) > Sınıf 2 MOD kavite+ Beautifil bulk-fill (1172.75 N) > Sınıf 2 MOD kavite+ Tetric EvoCeram® incremental-fill (geleneksel kompozit) (998.75 N) > Sınıf 2 MOD kavite+ SonicFill

2 bulk-fill (921.50 N)> Sınıf 2 MOD kavite+ Filtek posterior bulk-fill (817.75 N) > Sınıf 2 MOD kavite+ restorasyon yok (513.13 N) şeklindedir. Çalışmada bulk-fill ve geleneksel kompozitler arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır (358).

Shafiei ve ark. tarafından yapılan çalışmada (2021) 80 adet maksiler premolar diş sağlam ve endodontik tedavi ile birlikte MOD kavite uygulanmış dişler olmak üzere sınıflandırılmıştır. Sağlam dişler en yüksek kırılma direncini gösterirken restorasyonsuz MOD kaviteli dişler en düşük direnci göstermiştir. Kırılma dirençleri sırasıyla; sağlam diş (1204.8 N)> Fiber+ Geleneksel kompozit rezin (858.3 N)> Fiber+ Akışkan bulk-fill kompozit (802.5 N)> Akışkan bulk-fill (624.9 N)> Normal kıvamlı bulk-fill (596.7 N)> Geleneksel kompozit rezin (579.6 N)> Fiber+ Normal kıvamlı bulk-fill (529.6 N)> MOD+Restorasyon yok (352.1 N) şeklindedir. Çalışmada fiber yerleştirmenin kırılma direnci üzerindeki etkisinin, kompozit rezinin tipine bağlı olduğu belirtilmiştir. En yüksek güçlendirme etkisi geleneksel kompozit rezin + fiberde elde edilmiştir, bunu akışkan bulk-fill+ fiber ve akışkan bulk-fill kompozit rezin takip etmiştir. Geleneksel kompozit rezin + fiber, fiberli ve fibersiz geleneksel ve normal kıvamlı bulk-fill kompozitten önemli ölçüde daha yüksek bulunmuştur (359). Shafiei ve ark.nın çalışmasında; geleneksel kompozit rezin + fiber, akışkan bulk-fill kompozit+ fiber ve normal kıvamlı bulk-fill kompozit + fiber gruplarının kırılma direnci değerlerinin bizim çalışmamızdan daha yüksek çıkması MOD kaviteli dişlerin endokron kaviteli dişlere göre daha fazla diş (dentin+mine) desteği varlığına bağlanmaktadır.

Mincik ve ark. (2016) yaptıkları çalışmada çeşitli restoratif materyallerin maksiller premolarların kırılma direnci üzerindeki etkisini karşılaştırmışlardır. Grupların kırılma direnci sırasıyla; Sağlam diş (1289 N)> 2 mm tüberkül kaplamalı kompozit (645.88 N)> proksimal kutulu kompozit (572.00 N)> oblik tabakalama tekniği ile yapılmış kompozit (445.38 N)> bulk-fill posterior kompozit (355.13 N)> cam iyonomer (352.00 N)> amalgam (191.38 N)> restorasyonsuz kavite boşluğu (181.75 N) olarak kaydedilmiştir. Endodontik tedavili dişler için tüberkül kaplamalı kompozit (geleneksel) restorasyonun en ideal çözüm olduğu sonucuna varılmıştır. Tüberkül kaplamanın, geleneksel kavite tasarımına kıyasla kırılma direncini arttırdığı belirtilmiştir (360).

Kullanılan restoratif sisteme rağmen, bir kırık oluştuğunda agresif ve onarılamaz bir kırık yerine onarılabilir bir kırık olması daha çok tercih edilir. Köke kadar uzanan kırıklarda cerrahi işlemlere ihtiyaç duyulabileceği için restore edilmesi genellikle zordur. Bu durum tedavi süresini uzatır, hasta için daha karmaşıktır ve tedaviyi daha pahalı hale getirir (361).

Butt joint ve ferrule hazırlanarak oluşturulan cam fiber gruplarında (C1, C2) en fazla Tip 3 kırık (sırasıyla % 46,66, 53,33) görülürken; butt joint hazırlanan polietilen fiber grubunda (P1) en fazla Tip 3 (% 46,66), ferrule hazırlanarak oluşturulan polietilen fiber grubunda (P2) en fazla Tip 2 kırık (% 60) gözlenmiştir. Cam fiberle güçlendirilen grupların kırılma dayanımı değerlerinin daha yüksek olup istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar göstermesine rağmen kırıklar restorasyondan diş ulaşmıştır. Ancak ferrule hazırlanan polietilen fiber grubunda (P2) kırıklar büyük oranda diş dokusuna ulaşmadan erken yönlendirilerek sadece restorasyonda meydana gelmiştir. Olası sebeplerin; polietilen fiberin esneme özelliğinin cam fiberden daha yüksek olması, ağ yapısının kuvvet (gerilim) emici özellik gösterebilmesi ve ferrule varlığına bağlı olduğu düşünülmektedir (327).

Cam fiberle hazırlanan gruplarda (C1, C2) onarılamaz kırık (sırasıyla %20, %13,33) oranı, fiber uygulanmadan hazırlanan kontrol gruplarındaki (K1, K2) onarılamaz kırık (sırasıyla %60, %26,66) oranından daha düşük bulunmuştur. Olası sebebin; önceden adezive doyurulmuş cam fiberin gerilimi eşit dağıtması, kuvvet kırıcı özelliği ve çatlak yayılmasını önleyerek restorasyon tokluğunu artırması olduğu düşünülmektedir (330).

Çalışmamızda gruplar incelendiğinde onarılabilir kırık (%77,78) oranı onarılamaz kırık (%22,22) oranından daha yüksek bulunmuştur. Dentinin elastik modülüsüne benzer bulk fill kompozitin kullanılması ve dişlerin fiberle güçlendirilmesinin bu durumu açıklayabildiği düşünülmektedir. Onarılamaz kırık (Tip 4) en az P2 grubunda (%0) görülürken en çok K1 grubunda (%60) gözlemlenmiştir. En yüksek Tip 1(kırık yok) adeziv başarısızlık oranı P1 ve P2 gruplarında (sırasıyla %20, %20) gözlenirken, K1 ve K2 kontrol gruplarında (%0) gözlenmemiştir. Olası sebebin; polietilen fiberin gerilim kırıcı, yoğun kilitli düğüm

kesiřim aęları nedeniyle, potansiyel bir çatlak durdurma mekanizması olarak hizmet etmesi dūřunūlmektedir.



8. SONUÇ

1. Bu in vitro çalışmanın sınırları dahilinde direkt bulk fill kompozit rezin endokronlarla restore edilen endodontik tedavili maksiler premolar dişlerin fiberle güçlendirilmesinin kırılma dayanımına katkısı olduğu sonucuna varılmıştır.
2. Bulk fill kompozit kullanılarak direkt teknikle hazırlanan endokronlarda cam fiberle güçlendirme polietilen fiberle güçlendirme yöntemine göre istatistiksel olarak farklı olmamasına rağmen daha yüksek kırılma dayanımı değerlerine sahiptir.
3. Cam fiberle güçlendirilen gruplar, fiberle güçlendirilmeyen kontrol gruplarına göre kırılma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Bu sebeple, direkt bulk fill kompozit endokronların güçlendirilmelerinde cam fiber ağların kullanımları tercih edilmelidir.
4. Cam fiberle güçlendirilen gruplar kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı fark yaratmasına rağmen polietilen fiberle güçlendirilen dişlerin onarılamaz kırık oranlarının çok düşük seviyelerde bulunması uzun dönem sağ kalım açısından polietilen fiberlerin direkt kompozit endokronların güçlendirilmesinde tercih edilmesi gerektiğini düşündürmektedir.
5. Çalışmamız dahilinde kavite konfigürasyonlarının (butt joint, ferrule) kırılma dayanımı değerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmamıştır. Ancak dişlerin endokron tasarımına 2 mm aksiyal duvar ve 1 mm chamfer bitiş çizgisi eklemenin kırılma direncini arttırabildiği düşünülmektedir.
6. Tüm gruplarda (polietilen fiber, cam fiber, fibersiz) diş preparasyonunun 2 mm ferrule ve 1 mm chamfer basamaklı hazırlanmasının onarılamaz kırık ihtimalini azalttığı ve polietilen fiberle güçlendirilerek ferrule hazırlanan grupta onarılamaz kırığa rastlanmadığı belirlenmiştir.
7. Endokronlar endodontik tedavili ve geniş diş dokusu kaybı bulunan maksiller premolar dişleri restore etmek için umut verici bir alternatif gibi görünmektedir.

8. Endodontik tedavi görmüş maksiler premolar dişlerde bulk fill kompozit rezin kullanılarak direkt teknikle uygulanan ve fiberle güçlendirilen endokron restorasyonlar kabul edilebilir uzun vadeli sağ kalıma sahip, umut verici, konservatif ve ucuz bir restoratif seçenek olarak görünmesine rağmen daha fazla in vivo ve in vitro çalışmaya ihtiyaç vardır.



9. KAYNAKÇA

1. Ree, M., Schwartz, R.S. The endo-restorative interface: current concepts. *Dent Clin North Am.* 2010; 54 (2), 345-374. .
2. Soares, C.J., Santana, F.R., Silva, N.R., Pereira, J.C., Pereira, C.A. Influence of the endodontic treatment on mechanical properties of root dentin. *J Endod.* 2007; 33 (5), 603-606.
3. Faria, A.C., Rodrigues, R.C., de Almeida Antunes, R.P., de Mattos Mda, G., Ribeiro, R.F. Endodontically treated teeth: characteristics and considerations to restore them. *J Prosthodont Res.* 2011; 55 (2), 69-74.
4. Mannocci, F., Cowie, J. Restoration of endodontically treated teeth. *Br Dent J.* 2014; 216 (6), 341-346.
5. Tang, W., Wu, Y., Smales, R.J. Identifying and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. *J Endod.* 2010; 36 (4), 609-617.
6. Winter, W., Karl, M. Dehydration-induced shrinkage of dentin as a potential cause of vertical root fractures. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2012; 14, 1-6.
7. Dimitriu, B., Varlan, C., Suci, I., Varlan, V., Bodnar, D. Current considerations concerning endodontically treated teeth: alteration of hard dental tissues and biomechanical properties following endodontic therapy. *J Med Life.* 2009; 2 (1), 60-65.
8. Costa, L.C.S., Pegoraro, L.F., Bonfante, G. Influence of different metal restorations bonded with resin on fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 1997; 77 (4), 365-369.
9. Paphangkorakit, J., Osborn, J.W. The effect of normal occlusal forces on fluid movement through human dentine in vitro. *Arch Oral Biol.* 2000; 45 (12), 1033-1041.
10. Mamoun, J.S. On the ferrule effect and the biomechanical stability of teeth restored with cores, posts, and crowns. *Eur J Dent.* 2014; 8 (2), 281-286.
11. Cho, H., Michalakis, K.X., Kim, Y., Hirayama, H. Impact of interproximal groove placement and remaining coronal tooth structure on the fracture resistance of endodontically treated maxillary anterior teeth. *Journal of Prosthodontics.* 2009; 18 (1), 43-48.
12. Tan, P.L., Aquilino, S.A., Gratton, D.G., Stanford, C.M., Tan, S.C., Johnson, W.T. et al. In vitro fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and configurations. *J Prosthet Dent.* 2005; 93 (4), 331-336.
13. Santos Pantaleon, D., Morrow, B.R., Cagna, D.R., Pameijer, C.H., Garcia Godoy, F. Influence of remaining coronal tooth structure on fracture resistance and failure mode of restored endodontically treated maxillary incisors. *J Prosthet Dent.* 2017.

14. Akkayan, B. An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiberreinforced and zirconia dowel systems. *J Prosthet Dent.* 2004; 92 (2), 155-162.
15. Fokkinga, W.A., Kreulen, C.M., Bronkhorst, E.M., Creugers, N.H. Up to 17-year controlled clinical study on post-and-cores and covering crowns. *J Dent.* 2007; 35 (10), 778-786.
16. Ng, C.C., Dumbrigue, H.B., Al-Bayat, M.I., Griggs, J.A., Wakefield, C.W. Influence of remaining coronal tooth structure location on the fracture resistance of restored endodontically treated anterior teeth. *J Prosthet Dent.* 2006; 95 (4), 290-296.
17. Cheung, W. A review of the management of endodontically treated teeth: post, core and the final restoration. *JADA.* 2005; 136: 611-618.
18. Assif D, Nissan J, Gafni Y, Gordon M. Assessment of the resistance to fracture of endodontically treated molars restored with amalgam. *J Prosthet Dent* 2003; 89(5): 462-465.
19. Biacchi GR, Mello B, Basting RT. The endocrown: an alternative approach for restoring extensively damaged molars. *J Esthet Restor Dent* 2013; 25(6): 383-90.
20. Dejak, B., Mlotkowski, A. A comparison of stresses in molar teeth restored with inlays and direct restorations, including polymerization shrinkage of composite resin and tooth loading during mastication. *Dent. Mater.* 2015; 31, e77–87.
21. S  ry T, Garoushi S, Braunitzer G, Alleman D, Volom A, Fr  ter M. Fracture behaviour of MOD restorations reinforced by various fibre-reinforced techniques - An in vitro study. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019; 98: 348-356.
22. Cal NE, Hersek N, Sahin E. Water sorption and dimensional changes of denture base polymer reinforced with glass fibers in continuous unidirectional and woven form. *Int J Prosthodont* 2000; 13(6): 487-493.
23. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *Journal of endodontics* 2004; 30(5): 289-301.
24. Lin CL, Chang YH, Chang CY, Pai CA, Huang SF. Finite element and Weibull analyses to estimate failure risks in the ceramic endocrown and classical crown for endodontically treated maxillary premolar. *European journal of oral sciences* 2010; 118(1): 87-93.
25. Gonzalez-Lopez S, De Haro-Gasquet F, Vilchez-Diaz MA, Ceballos L, Bravo M. Effect of restorative procedures and occlusal loading on cuspal deflection. *Oper Dent.* 2006; 31: 33-8.
26. Stanford, J.W., Weigel, K.V., Paffenbarger, G.C., Sweeney, W.T. Compressive properties of hard tooth tissues and some restorative materials. *J Am Dent Assoc.* 1960; 60, 746-756.
27. Lewinstein, I., Grajower, R. Root dentin hardness of endodontically treated teeth. *J Endod.* 1981; 7 (9), 421-422.

28. Carter, J.M., Sorensen, S.E., Johnson, R.R., Teitelbaum, R.L., Levine, M.S. Punch shear testing of extracted vital and endodontically treated teeth. *Journal of Biomechanics*. 1983; 16 (10), 841-848.
29. Reeh, E.S., Messer, H.H., Douglas, W.H. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod*. 1989;15 (11):512-516.
30. Huang, T.J., Schilder, H., Nathanson, D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *J Endod*. 1992; 18(5):209-215.
31. Sedgley CM, M.H. Are endodontically treated teeth more brittle. *J Endod*. 1992;18:332-335.
32. Larson, T.D., Douglas, W.H., Geistfeld, R.E. Effect of prepared cavities on the strength of teeth. *Oper Dent*. 1981; 6 (1), 2-5.
33. Panitvisai, P., Messer, H.H. Cuspal deflection in molars in relation to endodontic and restorative procedures. *J Endod*. 1995; 21 (2), 57-61.
34. Khera, S.C., Goel, V.K., Chen, R.C., Gurusami, S.A. Parameters of MOD cavity preparations: a 3-D FEM study, Part II. *Oper Dent*. 1991; 16 (2), 42- 54.
35. Blaser, P.K., Lund, M.R., Cochran, M.A., Potter, R.H. Effect of designs of Class 2 preparations on resistance of teeth to fracture. *Oper Dent*. 1983; 8 (1), 6-10.
36. Driscoll, C.O., Dowker, S.E., Anderson, P., Wilson, R.M., Gulabivala, K. Effects of sodium hypochlorite solution on root dentine composition. *J Mater Sci Mater Med*. 2002; 13 (2), 219-223.
37. Grieznis, L., Apse, P., Blumfelds, L. Passive tactile sensibility of teeth and osseointegrated dental implants in the maxilla. *Stomatologija*. 2010; 12 (3), 80-86.
38. Helfer, A.R., Melnick, S., Schilder, H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1972; 34 (4), 661-670.
39. Tidmarsh, B.G. Restoration of endodontically treated posterior teeth. *Journal of Endodontics*, 2 (12), 374-375.
40. Papa, J., Cain, C., Messer, H.H. Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol*. 1994; 10 (2), 91-93.
41. Rivera, E.M., Yamauchi, M. Site comparisons of dentine collagen cross-links from extracted human teeth. *Arch Oral Biol*. 1993; 38 (7), 541-546.
42. Saunders WP, Saunders EM. Coronal leakage as a cause of failure in root canal therapy: a review. *Endod Dent Traumatol* 1994;10:105-108.
43. Demarco FF, Corrêa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJ. Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dent Mater* 2012;28:87-101.

44. Santos MJ, Bezerra RB. Fracture resistance of maxillary premolars restored with direct and indirect adhesive techniques. *J Can Dent Assoc* 2005;71:585.
45. Sengun A, Cobankara FK, Orucoglu H. Effect of a new restoration technique on fracture resistance of endodontically treated teeth. *Dent Traumatol* 2008;24:214-219.
46. Çalışkan MK. Endodontide tanı ve tedaviler. Nobel Tıp Kitabevleri; 2006.:463-506.
47. Geistfeld R. Effect of prepared cavities on the strength of teeth. *Oper Dent*. 1981;6:2-5.
48. Alaçam T. Endodonti. Nobel Kitabevi; 2012:1059-1148.
49. Andreasen JO, Farik B, Munksgaard EC. Long- term calcium hydroxide as a root canal dressing may increase risk of root fracture. *Dent Traumatol*. 2002;18(3):134-137.
50. Grigoratos D, Knowles J, Ng YL, Gulabivala K. Effect of exposing dentine to sodium hypochlorite and calcium hydroxide on its flexural strength and elastic modulus. *J Endod J*. 2001;34(2):113-119.
51. Torabinejad M, Ung B, Kettering JD. In vitro bacterial penetration of coronally unsealed endodontically treated teeth. *J Endod*. 1990;16(12):566-569.
52. Ray H, Trope M. Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical quality of the root filling and the coronal restoration. *J Endod J*. 1995;28(1):12-18.
53. Heling I, Gorfil C, Slutzky H, Kopolovic K, Zalkind M, Slutzky-Goldberg I. Endodontic failure caused by inadequate restorative procedures: review and treatment recommendations. *J Prosthet Dent*. 2002;87(6):674-678.
54. Vertucci FJ, Anthony RL. A scanning electron microscopic investigation of accessory foramina in the furcation and pulp chamber floor of molar teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1986;62(3):319-326.
55. Sinai IH, Soltanoff W. The transmission of pathologic changes between the pulp and the periodontal structures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1973;36(4):558-568.
56. ElAyouti A, Serry MI, Geis-Gerstorfer J, Löst C. Influence of cusp coverage on the fracture resistance of premolars with endodontic access cavities. *Int Endod J* 2011;44:543-549. .
57. Bitter K, Meyer-Lueckel H, Fotiadis N, Blunck U, Neumann K, Kielbassa AM, et al. Influence of endodontic treatment, post insertion, and ceramic restoration on the fracture resistance of maxillary premolars. *Int Endod J* 2010;43:469-477.
58. Mondelli RF, Ishikiriama SK, de Oliveira Filho O, Mondelli J. Fracture resistance of weakened teeth restored with condensable resin with and without cusp coverage. *J Appl Oral Sci* 2009; 17:161-165.

59. JiangW, Bo H, Yongchun G, LongXing N. Stress distribution in molars restored with inlays or onlays with or without endodontic treatment: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2010;103:6-12.
60. Shafiei F, Memarpour M, Karimi F. Fracture resistance of cuspal coverage of endodontically treated maxillary premolars with combined composite-amalgam compared to other techniques. *Oper Dent* 2011; 36.
61. Aquilino SA, Caplan DJ. Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 2002; 87(3):256-63.
62. Ulusoy N, Nayyar A, Morris CF, Fairhurst CW. Fracture durability of restored functional cusps on maxillary nonvital premolar teeth. *J Prosthet Dent*. 1991;66(3):330-335.
63. Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A. İleri Restorasyon Teknikleri. Polat Basımevi; 1998.47-135 .
64. Guzy G.E., Nicholls J.I. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1979; 42(1):39-44.
65. Heydecke G, Butz F, Strub J.R. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. *Journal of Dentistry* 2001; 29(6):427-433.
66. Peroz, I., Blankenstein, F., Lange, K.P.,Naumann, M. Restoring endodontically treated teeth with posts and cores--a review. *Quintessence Int*. 2005; 36 (9), 737-746.
67. Shillingburg, H.T., Sather, D.A., Wilson, E.L., Cain, J., Mitchell, D., Blanco, L. ve diğerleri. *Fundamentals of fixed prosthodontics*: Quintessence Publishing Company. 2012.
68. Torbjørner, A.,Fransson, B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont*. 2004; 17 (3), 369- 376.
69. Nayyar A, Grimsley J, Hall M, Lowdon I. Strength of maxillary anterior coronoradicular buildups restored with cast crowns. *J Dent Res*.1983(2).
70. Gateau P, Sabek M, Dailey B. Fatigue testing & microscopic evaluation of post&core restoration under artificial crowns. *J Prosthet Dent* 1999; 82:341-347.
71. Kovarik RE, Breeding LC, Caughman WF. Fatigue life of three core materials under simulated chewing conditions. *J Prosthet Dent* 1992; 68:584-590.
72. Russell M.D, Masood M, Cunningham L. The behaviour of postretained core materials supported by coronal tooth structure in vitro. *Int Endod J* 1997;30(6) 408-412.
73. Soares PV, Santos-Filho PC, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary

premolars. Part I: fracture resistance and fracture mode. *J Prosthet Dent* 2008;99(1):30-7.

74. Cavel W, Kelsey 3rd W, Barkmerier W, Blankenau R. A pilot study of the clinical evaluation of castable ceramic inlays and a dual-cure resin cement. *Quintessence Int* 1988;19(4):257-262.

75. Chiristensen GJ. Alternatives for the restoration of posterior teeth. *Int Dent J* 1989; 39(3):155-161.

76. Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: Current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent*. 1999;82:643-57.

77. Summit JB, Robbins JW, Schwart RS. Fundamentals of operative dentistry-a contemporary approach. Quintessence, 3rd Edition. Illinois. Hanover Park; 2006.

78. Zarone, F., Russo, S., Sorrentino, R.. From porcelain-fused-to-metal to zirconia. Clinical and experimental considerations. *Dent Mater*. 2011; 27:83-96.

79. Gemalmaz D. Use of heat-pressed, leucite-reinforced ceramic on anterior and posterior onlays: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 133-135.

80. Rosentritt M, Behr M, Handel G. Fixed partial dentures: all ceramics, fibrereinforced composites and experimental systems. *J Oral Rehabil* 2003; 30: 873-877.

81. Akın E. Diş Hekimliğinde porselen. *Ğ Ü Diş Hek Fak Yayınları*, İstanbul, 1999;35-42.

82. Burgess JO, Haveman CW, Butzin C. Evaluation of resins for provisional restorations. *Am J Dent* 1992;5: 137-139.

83. Yüksel G, Çekiç C, Özkan P. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Atatürk Üniv Dis Hek Fak Derg* 2000;10: 79-88.

84. Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. *Dental Clinics of North America* 1992;36: 765-782.

85. Soares C.J, Soares P.V, Pereira J.C, Fonseca R.B. Surface Treatment Protocols in the Cementation Process of Ceramic and Laboratory-Processed Composite Restorations: A Literature Review. *J Esthet Restor Dent* 2005; 17: 224-35.

86. Gresnigt MM, Kalk W, Ozcan M. Randomized clinical trial of indirect resin composite and ceramic veneers: up to 3-year follow-up. *J Adhes Dent* 2013; 15: 181–190.

87. Hervás García A, Angel M, Lozano M, Cabanes Vila J, Escribano AB, Galve PF, Adela D, García H. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Medicina oral patología oral y cirugía bucal*. 2006; 11: 215–220.

88. Roberson TM, Heymann OH SEJ. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry: Dental Biomaterials, Seventh. (S. L. M. Mossby inc., editor). 2019.

89. Albers HF. Tooth-Colored Restoratives Principles and Techniques Introduction, 9th ed. (BC Decker Inc, editor) London. 2002.
90. Stansbury JW. Curing Dental Resins and Composites by Photopolymerization. *Journal of esthetic dentistry*. 2000; 12: 300–308.
91. Sakaguchi Ronald, Ferracane Jack PJ. Craig's restorative dental materials: Restorative Materials: Resin Composites and Polymers, 14th ed. (M. St. Louis, editor). Elsevier/Mosby; 2019; sayfa 135-171.
92. Littler D, Tynan C. Where are we and where are we going? *European Journal of Marketing*. 2005; 39: 261–271.
93. Moszner N, Salz U. New developments of polymeric dental composites. *Progress in Polymer Science (Oxford)*. 2001; 26: 535–576.
94. B. Dayangaç. Kompozit Rezin Restorasyonlar, Güneş Kita. Quintessence Yayıncılık Ankara. 24. Ferracane JL (2011, January). Resin composite - State of the art. *Dental Materials*. 2011; 27.
95. Barszczewska-Rybarek IM. A Guide through the Dental Dimethacrylate Polymer Network Structural Characterization and Interpretation of PhysicoMechanical Properties. *Materials*. 2019; 12: 4057.
96. Ferracane JL. Current trends in dental composites_Ferrayane 1995.pdf 6: 302–318.
97. Gajewski VES, Pfeifer CS, Fróes-Salgado NRG, Boaro LCC, Braga RR. Monomers used in resin composites: Degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. *Brazilian Dental Journal*. 2012; 23: 508–514.
98. Froes-Salgado NR GV, Ornaghi BP, Pfeifer CS, Meier MM XT. Influence of the base and diluent monomer on network characteristics and mechanical properties of neat resin and composite materials. *Odontology*. 2015; 103: 160–168.
99. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: The monomer systems. *European Journal of Oral Sciences*. 1997; 105: 97–116.
100. Combe E.C. , Burke F.J.T. Contemporary Resin-based Composite Materials for Direct Placement Restorations: Packables , Flowables and Others. *Restorative dentistry*. 2000; 27: 326–336.
101. Brigitte Zimmerli Matthias Strub Franziska Jeger Oliver Stadler Adrian Lussi. Composite materials: Composition, properties and clinical applications A Literature Review. 2010; 120: 972–979.
102. Phillips R. Science of dental material: Resin-Based Composites, 12th ed. (W. S. C. Poggio, editor) Philadelphia. 1991.
103. Chen M-H. Update on Dental Nanocomposites. *Journal of Dental Research*. 2010; 89: 549–560.

104. Kaisarly D, Moataz G El. Polymerization shrinkage assessment of dental resin composites: a literature review. *Odontology*. 2016; 104: 257–270.
105. Willems G, Lambrechts P, Braem M VG. Composite resins in the 21st century. *Quint Int*. 1993; 24: 641-658.
106. Garg Nisha GA. Textbook of Operative dentistry, 3rd ed. New Delhi: The Health Sciences. 2015.
107. Lutz Felix PRW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent*. 1983;50: 480–8.
108. García AH, Lozano MAM, Vila JC, Escribano AB, Galve PF. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Medicina oral, patología oral y cirugía bucal*. 2006; 11: 215–220.
109. Burgess JO, Walker R, Davidson MJM. Posterior resin-based composite: review of the literature Compomers or polyacid modified composite resins. *Pediatric Dentistry*. 2002; 24: 465–479.
110. Dietschi D, Campanile G, Holz J, Meyer JM. Comparison of the color stability of ten new-generation composites: An in vitro study. *Dental Materials*. 1994;10: 353–362.
111. Manhart J, Kunzelmann K-H, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental Materials*. 2000;16: 33–40.
112. Brackett WW C DA. Resistance to condensation of condensable resin composites as evaluated by a mechanical test. *Oper Dent*. 2000;25: 424–426.
113. Sharma S, Padda BK, Choudhary V. Comparative evaluation of residual monomer content and polymerization shrinkage of a packable composite and an ormocer. *Journal of Conservative Dentistry*. 2012;15: 161-168.
114. Chuang SF, Jin YT, Liu JK, Chang CH SD. Influence of Flowable Composite Lining Thickness on Class II Composite Restorations. *Operative Dentistry*. 2004;29: 301–308.
115. Sabbagh J, Ryelandt L, Bachérius L, Biebuyck JJ, Vreven J, Lambrechts P, Leloup G. Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2004; 31: 1090–1101.
116. Salerno M, Derchi G, Thorat S, Ceseracciu L, Ruffilli R, Barone AC. Surface morphology and mechanical properties of new-generation flowable resin composites for dental restoration. *Dental Materials*. 2011;27: 1221–1228.
117. Önal Banu. Restoratif diş hekimliğinde maddeler ve uygulamaları Bornovaİzmir: Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları. 2004.
118. William J. O'Brien. Dental materials and their selection, 4th ed. London: Quintessence Publishing Co, Inc. 2008.

119. T Roberson, HO Heymann ESJ. Introduction To Composite Restorations, In: Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. 2006.
120. Swift EJ. Nanocomposites. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. 2005;17: 3– 4.
121. Senawongse P, Pongprueksa P. Surface Roughness of Nanofill and Nanohybrid Resin Composites after Polishing and Brushing. J Esthet Restor Dent. 2007;19:265–275.
122. Palaniappan S, Elsen L, Lijnen I, Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Three-year randomised clinical trial to evaluate the clinical performance, quantitative and qualitative wear patterns of hybrid composite restorations. Clinical Oral Investi. 2010.
123. Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ. Update on dental composite restorations. Journal of the American Dental Association. 1994; 125: 687–701.
124. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. Journal of the American Dental Association. 2003;134: 1382–1390.
125. Wolter, H., Storch, W., Ott H. New Inorganic/Organic Copolymers (Ormocer®s) for Dental Applications. Mat. Res. Soc. Symp. Proc. 1994;346: 143.
126. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. Australian Dental Journal. 2011;56: 59–66.
127. Raja O, Al-Boni R. Microleakage evaluation of silorane based composite versus methacrylate based composite. Journal of Conservative Dentistry. 2010;13: 152–155.
128. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. Dental Materials. 2005;21: 68–74.
129. De Carvalho Panzeri Pires-De-Souza F, Garcia LDFR, Roselino LDMR, Naves LZ. Color stability of silorane-based composites submitted to accelerated artificial ageing - An in situ study. Journal of Dentistry. 2011;39: 18–24.
130. Lien W, Vandewalle KS. Physical properties of a new silorane-based restorative system. Dental Materials. 2009;26: 337–344.
131. Eick JD, Smith RE, Pinzino CS, Kostoryz EL. Stability of silorane dental monomers in aqueous systems. Journal of Dentistry. 2006;34: 405–410.
132. Eick JD, Kotha SP, Chappelow CC, Kilway K V., Giese GJ, Glaros AG, Pinzino CS. Properties of silorane-based dental resins and composites containing a stressreducing monomer. Dental Materials. 2007;23: 1011–1017. .
133. Guggenberger R WW. Exploring beyond methacrylates. Am J Dent. 2000;13: 82–84.
134. Gökçe K ÖE. Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler. Atatürk Üniv DişHek Fak Derg. 2005; 15: 52–60.

135. Gür Gürkan, Aktürk Hakan MA. Florid İçeren Kompozit Rezinlerin Antibakteriyel Etkilerinin İncelenmesi. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2002;19: 35–39.
136. Adrian U J Yap, Khor Eugene SFF. Fluoride Release and Antibacterial Properties of New-Generation Tooth-colored Restoratives. Operative Dentistry. 1999; 24: 297–305.
137. Imazato S, Tarumi H, Kato S, Ebisu S. Water sorption and colour stability of composites containing the antibacterial monomer MDPB. Journal of Dentistry. 1999;27: 279–283.
138. Imazato S. Antibacterial properties of resin composites and dentin bonding systems. Dental Materials. 2003;19: 449–457.
139. Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Eckrote KA, Goldberg AJ. Clinical evaluation of fiber-reinforced fixed bridges. Journal of the American Dental Association. 2002;133: 1524–1534.
140. Candan Ü EN. Fiberle Güçlendirilmiş Rezin Kompozitler. Ege Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi dergisi. 2008; 29: 1–12.
141. Van Dijken JW V, Sunnegå Rdh-Grö Nberg K. Fiber-reinforced packable resin composites in Class II cavities. Journal of Dentistry. 2006; 34: 763–769.
142. Çulhaoğlu AK, Zaimoğlu A, Özkır SE. Fiberle güçlendirilmiş indirekt kompozit kronların kırılma dirençlerinin IPS Empress tam seramik kronlar ile karşılaştırılması. Acta Odontologica Turcica. 2013;30: 25–31.
143. Garoushi S, Vallittu PK, Watts DC, Lassila LVJ. Polymerization shrinkage of experimental short glass fiber-reinforced composite with semi-inter penetrating polymer network matrix. Dental Materials. 2008;24: 211–215.
144. Yazdanie N., Mahood M. Carbon fiber acrylic resin composite: An investigation of transverse strength. Journal of Prosthetic Dentistry. 1985; 53, 534-547.
145. Jagger, D.C., Harrison, R., Jandt, K.D. The reinforcement of dentures. Journal of Oral Rehabilitation. 1999;26, 185-194.
146. Goldberg A.J., Burstone C.J. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. Dental Materials. 1992;8, 197-202.
147. Ekstrand K., Ruyter E.I., Wellendorf H. Carbon graphite fiber reinforced polymethylmethacrylate; properties under dry and wet conditions. Journal of Biomedical Material Research. 1987;21, 1065-1080.
148. Valittu P.K., Ekstrand K. In vitro cytotoxicity of fiber polymethylmethacrylate composite used in dentures. Journal of Oral Rehabilitation. 1999;26, 666-671.
149. Powell D.B., Nicholls J.I., Yuodelis R.A., Strygler H. A comparison of wire and kevlar reinforced provisional restorations. International Journal of Prosthodontics. 1994; 7, 81-89.

150. Braden M., Davky K. M., Parker S., Ladizesky N.H., Ward I.M. Denture base polymethylmethacrylate reinforced with ultra high modulus polyethylene fibers. *British Dental Journal*. 1988;164, 109-113.
151. Ellekwa A.E., Shortall A.C., Marquis P.M. Influence of fiber type and wetting agent on the flexural properties of an indirect fiber reinforced composite. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002;88, 485-90.
152. Harrison A, Constantinidis V, Vowles R. The effect of surface treated UHMWPE beads on some properties of acrylic denture base material. *Eur J Prosthet Rest Dent* 1997; 5: 39-42.
153. Waltimo T, Tanner J, Vallittu PK, Haapasalo M. Adherence of *Candida albicans* to the surface of methacrylate-E glass fiber composite used in dentures. *Int J Prosthodont* 1999; 12: 83-86.
154. Gutteridge DL. The effect of including ultra-high-modulus polyethylene fibre on the impact strength of acrylic resin. *Br Dent J* 1988; 164: 177- 180.
155. Rudo N, Karbhari ME. Physical behaviours of fiber reinforcement as applied to tooth stabilization. *Dent Clin North Am* 1999; 43: 7-35.
156. Miller T.E. A new material for periodontal splinting and orthodontic retention. *The Dental Clinics of North America*. 1993; 48, 545-562.
157. Miller T.E., Hakimzadeh F., Rudo D. Immediate and indirect woven polyethylene ribbon-reinforced periodontal-prosthetic splint: A case report. *Quintessence International*. 1995;26, 267-71.
158. Smidt, A. Esthetic provisional replacement of a single anterior tooth during the implant healing phase: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002;87, 598- 602.
159. Freilich M.A., Meiers J.C. Fiber reinforced composite prostheses. *Dental Clinics of North America*. 2004;48, 545-562.
160. Stipho H.D. Effect of glass reinforcement on some mechanical properties of autopolymerizing polymethyl methacrylate. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1998;79, 580-584.
161. Chong K.H., Chai J. Probability of failure of veneered glass fiber reinforced composites and glass infiltrated alumina with or without zirconia reinforcement. *The International Journal of Prosthodontics*. 2003;16, 487-492.
162. Meiers J.C., Duncan J.P., Freilich M.A., Goldberg J. Preimpregnated , fiber reinforced prostheses. Part II. Direct applications: Splints and fixed partial dentures. *Quintessence International*. 1998;29, 761-768.
163. Meiers J.C., Freilich M.A. Chairside prefabricated fiber reinforced resin composite fixed partial dentures. *Quintessence International*. 2001; 32, 99-104.

164. Freilich M.A., Karmaker A.C., Burstone C.J., Goldberg A.J.. Development and clinical applications of a light polymerized fiber reinforced composite. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1998;80, 311-318.
165. Waki T., Nakamura T., Wakabayashi K., Mutobe Y., Yatani H. Adhesive strength between fiber reinforced composites and veneering composites and fracture load of combinations of these materials. *The International Journal of Prosthodontic*. 2004; 17, 364-368.
166. Tezvergil A., Lassila L.V.J., Yli-Urpo A., Valittu P.K. Repair bond strength of restorative resin composite applied to fiber reinforced composite substrate. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2004; 62, 51-60.
167. Jain P., Cobb D. Evaluation of a glass fiber reinforced, bonded, inlay supported fixed partial denture-4 year results. *Compendium*. 2002;23, 779-792.
168. Pfeiffer P., Grube L. In vitro resistance of reinforced interim fixed partial dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003; 89, 170-174.
169. Behr M., Rossentritt M., Lang R., Handel G. Flexural properties of fiber reinforced composite using a vacuum/pressure or a manual adaptation manufacturing process. *Journal of Dentistry*. 2000;28, 509-514.
170. Behr M., Rosentritt M., Latzel D., Kreisler T. Comparison of three types of fiber reinforced composite molar crowns on their fracture resistance and marginal adaptation. *Journal of Dentistry*. 2001;29, 187-196.
171. Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MCRB. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *Journal of Dentistry*. 1992;20: 183–188.
172. El-Damanhoury H, Platt J. Polymerization Shrinkage Stress Kinetics and Related Properties of Bulk-fill Resin Composites. *Operative Dentistry*. 2013;39: 374–382.
173. van Ende A, de Munck J, Lise DP, van Meerbeek B. Bulk-fill composites: A review of the current literature. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2017;19: 95–109.
174. Lima RBW, Troconis CCM, Moreno MBP, Murillo-Gómez F, De Goes MF. Depth of cure of bulk fill resin composites: A systematic review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2018;30: 492–501.
175. Benetti AR, Havndrup-Pedersen C, Pedersen MK, Honoré D, Pallesen U. Bulkfill resin composites: Polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Operative Dentistry*. 2015;40: 190–200.
176. El-Safty S, Silikas N, Watts DC. Creep deformation of restorative resincomposites intended for bulk-fill placement. *Dental Materials*. 2012; 28: 928–935.

177. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clinical Oral Investigations*. 2014;18: 1991– 2000.
178. Par M, Gamulin O, Marovic D, Klaric E, Tarle Z. Raman Spectroscopic Assessment of Degree of Conversion of Bulk-Fill Resin Composites-Changes at 24 Hours Post Cure. *Operative Dentistry*. 2015;40: 92–101.
179. Alrahlah A, Silikas N, Watts DC. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dental Materials*. 2014;30: 149–154.
180. Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G. Volume contraction in photocured dental resins: The shrinkage-conversion relationship revisited. *Dental Materials*. 2006; 22: 359–365.
181. Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva GF. Polymerization Shrinkage and Depth of Cure of Bulk Fill Flowable Composite Resins. *Operative Dentistry*. 2014; 39: 232– 233.
182. Zaruba M, Wegehaupt FJ, Attin T. Comparison between different flow application techniques: SDR vs flowable composite. *J Adhes Dent* 2013;15(2): 115-21.
183. Chesterman J, Jowett A, Gallacher A, Nixon P. Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review *British Dental Journal* 2017; 222: 337-44.
184. Sabbagh J, McConnell RJ, McConnell MC. Posterior composites: Update on cavities and filling techniques. *Journal of Dentistry*. 2017; 57: 86–90.
185. Van Ende A, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Peumans M, Van Meerbeek B. Bulk-filling of high C-factor posterior cavities: Effect on adhesion to cavitybottom dentin. *Dental Materials*. 2013;29: 269–277.
186. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill Resin-based Composites: An In Vitro Assessment of Their Mechanical Performance . *Operative Dentistry*. 2013; 38: 618–625.
187. Ilie N, Schöner C, Bücher K, Hickel R. An in-vitro assessment of the shear bond strength of bulk-fill resin composites to permanent and deciduous teeth. *Journal of Dentistry*. 2014; 42: 850–855.
188. Pissis P. Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1995;7(5):83–94. .
189. Bindl A, Mörmann WH. Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endo-crowns after 2 years — preliminary results. *J Adhes Dent* 1999;1(3):255–65.
190. Sevimli G, Cengiz S, Oruc S. Endocrowns: review. *J Istanbul Univ Fac Dent* 2015;49(2):57–63.

191. Pedrollo Lise D, Van Ende A, De Munck J, Umeda Suzuki TY, Cardoso Vieira LC, Van Meerbeek B. Biomechanical behavior of endodontically treated premolars using different preparation designs and CAD/CAM materials. *J Dent.* 2017;59:54-61.
192. Belleflamme, M.M., et al. No post-no core approach to restore severely damaged posterior teeth: an up to 10-year retrospective study of documented endocrown cases. *J. Dent.* 2017;63, 1–7.
193. Vianna A, Prado C, Bicalho AA, Pereira R, Neves F, Soares CJ. Effect of cavity preparation design and ceramic type on the stress distribution, strain and fracture resistance of CAD/CAM onlays in molars. *J Appl Oral Sci.* 2018;26: e20180004. .
194. Sun J, Ruan W, He J, et al. Clinical efficacy of different marginal forms of endocrowns: study protocol for a randomized controlled trial. *Trials.* 2019;20(1):454.
195. Chang, C.-Y., Kuo, J.-S., Lin, Y.-S., Chang, Y.-H. Fracture resistance and failure modes of CEREC endo-crowns and conventional post and coresupported CEREC crowns. *Journal of Dental Sciences.* 2009; 4 (3), 110-117. .
196. Taha D, Spintzyk S, Schille C, et al. Fracture resistance and failure modes of polymer infiltrated ceramic endocrown restorations with variations in margin design and occlusal thickness. *J Prosthodont Res.* 2018;62(3):293-297.
197. Kanat-Erturk, B., Saridag, S., Koseler, E., Helvacioglu-Yigit, D., Avcu, E., YildiranAvcu, Y. Fracture strengths of endocrown restorations fabricated with different preparation depths and CAD/CAM materials. *Dent. Mater. J.* 2018;37, 256–265.
198. Dogui, H., Abdelmalek, F., Amor, A., Douki, N. Endocrown: an alternative approach for restoring endodontically treated molars with large coronal destruction. *Case Rep. Dent.*, 1581952, 2018.
199. Zou, Y., Bai, J., Xiang, J. Clinical performance of CAD/CAM-fabricated monolithic zirconia endocrowns on molars with extensive coronal loss of substance. *Int. J. Comput. Dent.* 2018;21, 225–232.
200. Bajraktarova-Valjakova, E., et al. Contemporary dental ceramic materials, a review: chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. *Open Access Macedonian J. Med. Sci.* 2018;6, 1742–1755.
201. Altier, M., Erol, F., Yildirim, G., Dalkilic, E.E. Fracture resistance and failure modes of lithium disilicate or composite endocrowns. *Niger. J. Clin. Pract.* 2018; 21, 821–826.
202. Tzimas, K., Tsiafitsa, M., Gerasimou, P., Tsitrou, E. Endocrown restorations for extensively damaged posterior teeth: clinical performance of three cases. *Restor. Dent. Endod.* 2018;43, e38.
203. Sedrez-Porto, J.A., Munchow, E.A., Valente, L.L., Cenci, M.S., Pereira-Cenci, T. New material perspective for endocrown restorations: effects on mechanical performance and fracture behavior. *Braz. Oral Res.* 2019;33, e012.

204. Ladizesky NH, Ho CF, Chow TW. Reinforcement of complete denture bases with continuous high performance polyethylene fibers. *J Prosthet Dent* 1992;68(6):934-939.
205. Vallittu PK. A review of fiber-reinforced denture base resins. *J Prosthodont* 1996; 5(4):270-276. .
206. Einhorn M, DuVall N, Wajdowicz M, BrewsterJ, Roberts H. Preparations ferrule desing effect on endocrown failure resistance. *Journal of Prosthodontics* 2019;28(1):e237-e242.
207. Sedrez-Porto, J.A., Rosa, W.L., da Silva, A.F., Munchow, E.A.,PereiraCenci, T. Endocrown restorations: A systematic review and metaanalysis. *J Dent*. 2016; 52, 8-14.
208. Biacchi, G.R.,Basting, R.T. Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns. *Oper Dent*. 2012; 37 (2), 130-136.
209. Forberger, N.,Gohring, T.N. Influence of the type of post and core on in vitro marginal continuity, fracture resistance, and fracture mode of lithia disilicate-based all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 2008;100 (4), 264- 273.
210. Bankoglu Gungor, M., Turhan Bal, B., Yilmaz, H., Aydin, C.,Karakoca Nemli, S. Fracture strength of CAD/CAM fabricated lithium disilicate and resin nano ceramic restorations used for endodontically treated teeth. *Dent Mater J*. 2017; 36 (2), 135-141.
211. Ramirez-Sebastia, A., Bortolotto, T., Cattani-Lorente, M., Giner, L., Roig, M.,Krejci, I. Adhesive restoration of anterior endodontically treated teeth: influence of post length on fracture strength. *Clin Oral Investig*. 2014;18 (2), 545-554.
212. Guo, J., et al. A comparison of the fracture resistances of endodontically treated mandibular premolars restored with endocrowns and glass fiber post-core retained conventional crowns. *J Adv Prosthodont*. 2016;8 (6), 489-493.
213. G.T. Rocca, I. Krejci, Crown and post-free adhesive restorations for endodontically treated posterior teeth: from direct composite to endocrowns, *Eur. J. Esthet. Dent*. 2013;8 156–179.
214. M.K. Al-Omiri, A.A. Mahmoud, M.R. Rayyan, O. Abu-Hammad, Fracture resistance of teeth restored with post-retained restorations: an overview, *J. Endod*. 2010;36 1439–1449. .
215. C.L. Lin, Y.H. Chang, S.K. Hsieh, W.J. Chang, Estimation of the failure risk of a maxillary premolar with different crack depths with endodontic treatment by CAD/CAM ceramic restorations, *J. Endod*. 2013;39 375–379.
216. Dayangaç B.: Kompozit rezin restorasyonlar. Ankara, Güneş Kitabevi, 2000.
217. Eick JD, Robinson SJ, Chappell RP, Cobb CM, Spencer P. The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part III. *Quintessence international*. 1993;24(8).

218. Özkul S, Küçükeşmen Ç. Balıkesir Sağlık Bil Derg. 2012.Cilt:1 Sayı:3.
219. Perdigao J, Swift EJ. Fundamental concept of enamel and dentin adhesion. Ed. Roberson, TM, Heymann, HO, Swift, EJ, In: Sturdevant's art and science of operative dentistry. Fifth ed. Missouri, Mosby Inc. 2006.
220. Gökalp S., Ayvaz E.Y.: Dental adezivler. TDBD, 71:10-14, 2002.
221. Gökalp S.: Self-etching adeziv sistemler. TDBD, 80:57-59, 2004.
222. Hewlett E.R.: Resin adhesion to enamel and dentin. A review. J. Calif. Dent. Ass. 2003;45: 60-65.
223. Masarwa N, Mohamed A, Abou-rabı I. Longevity of Self-etch Dentin Bonding Adhesives Compared to Etch-and-rinse Dentin Bonding Adhesives: A Systematic Review. J Evid Based Dent Pract. 2016;16: 96–106.
224. Van Landuyt KL, Peumans M, Munck J DE. Extension of a onestep self-etch adhesive into a multi-step adhesive. Dent Mater. 2006;22: 533–44.
225. Barkmeier WW, Matranga LF, Mandras RS, Latta MA., Thurmond JW. Three year clinical evaluation of the Clearfil Liner Bond System. J Dent Res. 1996;75: 397.
226. Trevino DF, Duke ES, Robbins JW, Summit JB. Clinical evaluation of Scotchbond multi-purpose adhesive system. J Dent Res. 1996;75: 397.
227. Van Meerbeek B, Peumans M, Gladys, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Three-year clinical effectiveness of four total-etch dentinal adhesive systems in cervical lesions. Quint Int. 1996;27: 775–84.
228. Van Meerbeek B, Landuyt Kv, Munck Jd, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. Dental materials journal. 2005;24: 1-13.
229. Perdigao OJ. New developments in dental adhesion. Dent Clin N Am. 2007;51:333-357.
230. Tay FR, Pashley DH, Manso PA. Stability of wet versus dry bonding with different solvent-based adhesives. Dent Mater. 2008;24:476-482. 21. .
231. Kanca J. Resin bonding to wet substrate. I. Bonding to dentin. Quintessence Int. 1992;23:39- 41. .
232. Van Meerbeek B, Peumans M, Verschueren M, Gladys S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Clinical status of ten dentin adhesive systems. J Dent Res. 1994;73: 1690-702.
233. Leinfelder KF. Current developments in dentin bonding systems: Major progress found in today's product. J Am Dent Assoc. 1993;124: 40-2.
234. Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic? J Can Dent Assoc. 2003;69(11):726-31. .

235. Giannini M, Makishi P, Ayres Apa. Self-Etch Adhesive Systems: A Literature Review. *Braz Dent J*. 2015;26: 3–10.
236. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt Kl, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Eight-year clinical evaluation of a two-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dent Mater*. 2010;26: 1176–84.
237. Akimoto N, Takamizu M, Momoi Y. 10-year clinical evaluation of a selfetching adhesive system. *Oper Dent*. 2007;32: 3–10.
238. Van Dijken Jw, Sunnegardh-Gronberg K, Lindberg A. Clinical long-term retention of etch-and-rinse and self-etch adhesive systems in non-carious cervical lesions. A 13 years evaluation. *Dent Mater*. 2007;23: 1101–17.
239. Dayangaç BG. Kompozit Rezin Restorasyonlar, Ankara, Quintessence. 2005.
240. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt Kl. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater*. 2011; 27: 17-28.
241. De Munck, J., Van Landuyt. K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M., Van Meerbeek B.A.. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J. Dent. Res*. 2005;84: 118-132.
242. Çakır, Tutku Burcu. Dental zirkonyanın düşük ısı bozunmasının silika kaplama ve tekrarlanan fırınlama yöntemleriyle engellenmesi; yöntemlerin dayanıklılık ve renge etkileri Marmara Üniversitesi SBE, doktora tezi, 2017.
243. Ayaz F., Tağtekin D., Yanıkoğlu, F. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodlar. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg*. 2011;4: 49-56.
244. Tekçe N., Demirci M., Tuncer S. Dentin bağlayıcı sistemlerin bağlanma dayanıklılığını değerlendirme yöntemleri. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2013;Cilt: 47, Sayı: 1 Sayfa: 73-91.
245. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, Monaco A. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014;29:295- 308.
246. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*, 1999, 27: 89-99.
247. Heintze SD, Albrecht T, Cavalleri A, Steiner M. A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dent Mater*, 2011, 27: e10-19.
248. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont*, 1995, 8: 105-116. .
249. Zhang L, Wang Z, Chen J, Zhou W, Zhang S. Probabilistic fatigue analysis of allceramic crowns based on the finite element method. *J Biomech*, 2010, 43: 2321-2326.

250. DeLong R. Intra-oral restorative materials wear: rethinking the current approaches: how to measure wear. *Dent Mater*, 2006, 22: 702-711.
251. Wassell RW, McCabe JF, Walls AW. A two-body frictional wear test. *J Dent Res*, 1994, 73: 1546-1553.
252. Murphy TR. The timing and mechanism of the human masticatory stroke. *Arch Oral Biol*, 1965, 10: 981-994.
253. Lambrechts P, Debels E, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek B. How to simulate wear? Overview of existing methods. *Dent Mater*, 2006, 22: 693-701.
254. Kohyama K, Hatakeyama E, Sasaki T, Dan H, Teruaki Azuma T, Karita K. Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber. *Arch Oral Biol*. 2004;49, 805–16.
255. Baltzer A, Kaufmann-Jinoian V. Die Beurteilung von Kaukräften. *Quintessenz Zahntechnik*. 2002;28, 928–98.
256. Steiner M, Mitsias Me, Ludwig K, Kern M. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dent Mater*. 2009;25, 494-499.
257. Ban S, Anusavice KJ. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *J Dent Res*. 1990; 69(12): 1791-1799.
258. Kelly JR. Perspectives on strength. *Dent Mater*. 1995;11: 103-110.
259. Mecholsky JJ Jr. Fracture mechanics principles. *Dent Mater*. 1995; 11: 111-112.
260. Annappa CH. Application of value engineering for cost reduction – A case study of universal testing machine. *International Journal of Advances in Engineering & Technology*. 2012;4(1): 618-629.
261. Watt IM. The principles and practice of electron microscopy. Cambridge University Press., 1997.
262. El-Damanhoury HM, Haj-Ali RN, Platt JA. Fracture Resistance and Microleakage of Endocrowns Utilizing Three CAD/CAM Blocks. *Operative Dent* 2015; 40-2, 201- 210.
263. Gresnigt MM, Özcan M, van den Houten ML, Schipper L, Cune MS. Fracture strength, failure type and Weibull characteristics of lithium disilicate and multiphase resin composite endocrowns under axial and lateral forces. *Dental materials* 2016;32(5):607-614.
264. Baydır A. Termal siklus test protokolünde belirtilen alt ve üst sıcaklık sınır değerlerinin in vivo ölçümü. *SDÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü*; 2010.
265. Yassen GH, Platt JA, Hara AT. Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. *Journal of oral science* 2011;53(3):273-282.
266. Sidoli GE, King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. *The Journal of prosthetic dentistry* 1997;78(1):5-9.

267. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *The Journal of prosthetic dentistry* 2002;87(4):438-445.
268. Miao Y, Liu T, Lee W, Fei X, Jiang G, Jiang Y. Fracture resistance of palatal cusps defective premolars restored with polyethylene fiber and composite resin. *Dental materials journal* 2016;35(3):498-502. .
269. Dua N, et all. Comparative evaluation of the effect of different crown ferrule designs on the fracture resistance of endodontically treated mandibular premolars restored with fiber posts, composite cores, and crowns: An ex-vivo study. *Journal of conservat.*
270. Lee JJ, Netley-Marbell A, Cook Jr A, Pimenta LA, Leonard R, Ritter AV. Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *The Journal of the American Dental Association* 2007;138(12):1599-1603.
271. Fennis WM, Kuijs RH, Kreulen CM, Roeters FJ, Creugers NH, Burgersdijk RC. A survey of cusp fractures in a population of general dental practices. *Int J Prosthodont* 2002;15:559–63. .
272. Sagsen B, Aslan B. Effect of bonded restorations on the fracture resistance of root filled teeth. *Int Endod J* 2006;39:900–4. .
273. Jantarat J, Palamara JE, Messer HH. An investigation of cuspal deformation and delayed recovery after occlusal loading. *J Dent* 2001;29:363–70. .
274. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. 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 Int* 2008.
275. Ortega VL, et all. Evaluation of fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars, restored with ceromer or heat-pressed ceramic inlays and fixed with dual-resin cements. *J Oral Rehabil* 2004;31:393–7. .
276. Bitter K, Kielbassa AM. Post-endodontic restorations with adhesively luted fiber-reinforced composite post systems: a review. *Am J Dent* 2007;20:353– 60. .
277. Genovese K, Lamberti L, Pappalettere C. Finite element analysis of a new customized composite post system for endodontically treated teeth. *J Biomech* 2005;38:2375–89.
278. D. Taha, et al., Fracture resistance and failure modes of polymer infiltrated ceramic endocrown restorations with variations in margin design and occlusal thickness, *J Prosthodont Res* (2017).
279. Lander E, Dietschi D. Endocrowns: a clinical report. *Quintessence Int.* 2008; 39:99–106 .

280. Mohammadi N, Kahnamoii MA, Yeganeh PK, Navimipour EJ. Effect of fiber post and cusp coverage on fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars directly restored with composite resin. *J Endod.* 2009;35: 1428–32.
281. Dejak B, Młotkowski A. 3D-Finite element analysis of molars restored with endocrowns and posts during masticatory simulation. *Dent Mater.* 2013;29: e309–17.
282. Magne P, Carvalho AO, Bruzi G, Anderson RE, Maia HP, Giannini M. Influence of no-ferrule and no-post buildup design on the fatigue resistance of endodontically treated molars restored with resin nanoceramic CAD/CAM crowns. *Oper Dent* 2014;39:595-602.
283. Carvalho AO, Bruzi G, Anderson RE, Maia HP, Giannini M, Magne P. Influence of adhesive core buildup designs on the resistance of endodontically treated molars restored with lithium disilicate CAD/CAM crowns. *Oper Dent* 2016;41:76-8.
284. Lin CL, Chang YH, Pa CA. Estimation of the risk of failure for an endodontically treated maxillary premolar with MODP preparation and CAD/CAM ceramic restorations. *J Endod.* 2009;35:1391–5. .
285. Otto T, Mormann WH. Clinical performance of chairside CAD-CAM feldspathic ceramic posterior shoulder crowns and endocrowns up to 12 years. *Int J Comput Dent* 2015;18:147-61.
286. Al-Dabbagh RA. Survival and success of endocrowns: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2021;125(3):415.e1-415.e9.
287. Dejak B, Młotkowski A. A comparison of mvM stress of inlays, onlays and endocrowns made from various materials and their bonding with molars in a computer simulation of mastication - FEA. *Dent Mater.* 2020;36(7):854-864.
288. Lin CL, Chang YH, Pai CA. Evaluation of failure risks in ceramic restorations for endodontically treated premolar with MOD preparation. *Dent Mater.* 2011;27(5):431-438.
289. Rocca GT, Sedlakova P, Saratti CM, et al. Fatigue behavior of resin-modified monolithic CAD-CAM RNC crowns and endocrowns. *Dent Mater.* 2016;32(12):e338-e350.
290. Govare N, Contrepolis M. Endocrowns: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2020;123(3):411-418.e9.
291. Thomas R. M., Kelly A., Tagiyeva Nara., Kanagasingam S. Comparing endocrown restorations on permanent molars and premolars: a systematic review and meta-analysis. *British dental journal*, online publication, November, 12, 2020.
292. Bindl A, Richter B, Mörmann W H. Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. *Int J Prosthodont* 2005; 18: 219–224.

293. Hayes A, Duvall N, Wajdowicz M, Roberts H. Effect of endocrown pulp chamber extension depth on molar fracture resistance. *Oper Dent* 2017;42: 327-34.
294. Rocca GT, et al. Restoration of severely damaged endodontically treated premolars: The influence of the endo-core length on marginal integrity and fatigue resistance of lithium disilicate CAD-CAM ceramic endocrowns. *J Dent* 2018;68:41-50.
295. Dartora NR, de Conto Ferreira MB, Moris ICM, Brazão EH, Spazin AO, Sousa-Neto MD, et al. Effect of intracoronal depth of teeth restored with endocrowns on fracture resistance: in vitro and 3-dimensional finite element analysis. *J Endod* 2018;44:1179-85.
296. de Kuijper MCFM, Cune MS, Tromp Y, Gresnigt MMM. Cyclic loading and load to failure of lithium disilicate endocrowns: Influence of the restoration extension in the pulp chamber and the enamel outline. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020;105:103670.
297. Haralur S. B, Alamri A. A, Alshehri S. A, Alzahrani D. S, Alfarsi M. Influence of Occlusal Thickness and Radicular Extension on the Fracture Resistance of Premolar Endocrowns from Different All-Ceramic Materials. *Appl. Sci.* 2020, 10, 2696.
298. W.H. Mörmann, A. Bindl, H. Lüthy, A. Rathke, Effects of preparation and luting system on all-ceramic computer-generated crowns, *Int. J. Prosthodont.* 1998;11 (4) 333–339.
299. Gaintantzopoulou MD, El-Damanhoury HM. Effect of preparation depth on the marginal and internal adaptation of computer-aided design/computerassisted manufacture endocrowns. *Oper Dent* 2016;41:607-16.
300. Darwish H. A., Morsi T. S., Dimeery A. G. Internal fit of lithium disilicate and resin nano-ceramic endocrowns with different preparation designs. *Future Dental Journal.* 2017;3 67-72.
301. Fages M, Bennasar B. The endocrown: a different type of all-ceramic reconstruction for molars. *J Can Dent Assoc* 2013;79:d140.
302. Borgia Botto E, Baron R, Borgia J L. Endocrown: A retrospective patient series study, in a 8 to 19-year period. *Odontoestomatología* 2016; 18: 48–59.
303. Fages M, Raynal J, Tramini P, Cuisinier F J, Durand J. Chairside computer-aided design/computer-aided manufacture all-ceramic crown and endocrown restorations: A 7year survival rate study. *Int J Prosthodont* 2017; 30: 556–560. .
304. Veneziani M. Posterior indirect adhesive restorations: updated indications and the Morphology Driven Preparation Technique. *Int J Esthet Dent* 2017;12:204-30.
305. Zhu J, Rong Q, Wang X, Gao X. Influence of remaining tooth structure and restorative material type on stress distribution in endodontically treated maxillary premolars: A finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2017;117(5):646-655.

306. Hassouneh L, Jum'ah AA, Ferrari M, Wood DJ. Post-fatigue fracture resistance of premolar teeth restored with endocrowns: An in vitro investigation. *J Dent.* 2020;100:103426.
307. Aktas G, Yerlikaya H, Akca K. Mechanical failure of endocrowns manufactured with different ceramic materials: an in vitro biomechanical study. *J Prosthodont* 2018;27:340-6.
308. Alshiddi IF, Aljinbaz A. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with indirect composite inlay and onlay restorations – An in vitro study. *Saudi Dent J* 2016;28:49–55.
309. Bianchi E Silva AA, Ghiggi PC, Mota EG, Borges GA, Burnett LH Jr, Spohr AM. Influence of restorative techniques on fracture load of endodontically treated premolars. *Stomatolog* 2013;15:123–128.
310. Frankenberger R, Zeilinger I, Krech M, Mörig G, Naumann M, Braun A, Krämer N, Roggendorf MJ. Stability of endodontically treated teeth with differently invasive restorations: Adhesive vs. non-adhesive cusp stabilization. *Dent Mater* 2015;31:1312–1320.
311. W.M. Fennis, R.H. Kuijs, C.M. Kreulen, N. Verdonshot, N.H. Creugers, Fatigue resistance of teeth restored with cuspal-coverage composite restorations, *Int. J. Prosthodont.* 2004; (17) 313–317.
312. Behery, H., El-Mowafy, O., El-Badrawy, W., Saleh, B., Nabih, S. Cuspal deflection of premolars restored with bulk-fill composite resins. *J. Esthetic Restor. Dent.* 2016; 28 (2), 122–130.
313. Sáry T, Garoushi S, Braunitzer G, Alleman D, Volom A, Fráter M. Fracture behaviour of MOD restorations reinforced by various fibre-reinforced techniques - An in vitro study. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019;98:348-356.
314. Sedrez-Porto JA, Münchow EA, Cenci MS, Pereira-Cenci T. Which materials would account for a better mechanical behavior for direct endocrown restorations?. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020;103:103592.
315. Cidreira Boaro LC, Pereira Lopes D, de Souza ASC, et al. Clinical performance and chemical-physical properties of bulk fill composites resin -a systematic review and meta-analysis. *Dent Mater.* 2019;35(10):e249-e264.
316. Taha, N.A., Palamara, J.E., Messer, H.H. Cuspal deflection, strain and microleakage of endodontically treated premolar teeth restored with direct resin composites. *J. Dent.* 2009 Sep; 37 (9), 724–730.
317. de V Habekost, L., Camacho, G.B., Azevedo, E.C., Demarco, F.F. Fracture resistance of thermal cycled and endodontically treated premolars with adhesive restorations. *J. Prosthet. Dent.* 2007 Sep.; 98 (3), 186–192 PubMed PMID: 17854619.

318. Deliperi, S., Alleman, D., Rudo, D. Stress-reduced direct composites for the restoration of structurally compromised teeth: fiber design according to the "wallpapering" technique. *Operat. Dent.* 2017;42 (3), 233–243. .
319. Lassila, L., Keulemans, F., S  il  noja, E., Vallittu, P.K., Garoushi, S. Mechanical properties and fracture behavior of flowable fiber reinforced composite restorations. *Dent. Mater.* 2018 Apr.;34 (4), 598–606.
320. Demarco, F.F., Corr  a, M.B., Cenci, M.S., Moraes, R.R., Opdam, N.J. Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dent. Mater.* 2012 Jan.;28 (1), 87–101.
321. Braga, R.R., et al. Influence of cavity dimensions and their derivatives (volume and 'C' factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations. *Dent. Mater.* 2006 Sep.; 22 (9), 818–823.
322. Lee, J.J., Kwon, J.Y., Chai, H., Lucas, P.W., Thompson, V.P., Lawn, B.R. Fracture modes in human teeth. *J. Dent. Res.* 2009 Mar.; 88 (3), 224–228.
323. El-Helali, R., Dowling, A.H., McGinley, E.L., et al. Influence of resin-based composite restoration technique and endodontic access on cuspal deflection and cervical microleakage scores. *J. Dent.* 2013; 41, 216–222.
324. Hannig, C., Westphal, C., Becker, K., et al. Fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars restored with CAD/CAM ceramic inlays. *J. Prosthet. Dent.* 2005;94, 342–349 PubMed PMID: 16198171.
325. Oskoe, P.A., Ajami, A.A., Navimipour, E.J., Oskoe, S.S., Sadjadi, J. The effect of three composite fiber insertion techniques on fracture resistance of rootfilled teeth. *J. Endod.* 2009 Mar.; 35 (3), 413–41.
326. Akman, S., Akman, M., Eskitascioglu, G., Belli, S. Influence of several fiber-reinforced composite restoration techniques on cusp movement and fracture strength of molar teeth. *Int. Endod. J.* 2011 May.; 44 (5), 407–415.
327. Eskita  cio  lu, G., Belli, S., Kalkan, M. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). *J. Endod.* 2002 Sep.; 28 (9), 629–633 PubMed PMID: 12236304.
328. Turkaslan, S., Tezvergil-Mutluay, A., Bagis, B., Vallittu, P.K., Lassila, L.V. Effect of fiber-reinforced composites on the failure load and failure mode of composite veneers. *Dent. Mater. J.* 2009; 28, 530–536 PubMed PMID: 19822982.
329. Garoushi, S., Lassila, L.V., Tezvergil, A., Vallittu, P.K. Load bearing capacity of fibre-reinforced and particulate filler composite resin combination. *Mar. J. Dent.* 2006a; 34 (3), 179–184 .
330. Garoushi, S.K., Lassila, L.V., Vallittu, P.K. Fiber-reinforced composite substructure: load-bearing capacity of an onlay restoration. *Acta Odontol. Scand.* 2006b; 64, 281–285 .

331. Başaran, E.G., Ayna, E., Vallittu, P.K., Lassila, L.V. Load bearing capacity of fiber-reinforced and unreinforced composite resin CAD/CAM-fabricated fixed dental prostheses. *J. Prosthet. Dent* 2013 Feb.; 109 (2), 88–94.
332. Ayatollahi MR, Yahya MY, Karimzadeh A, Nikkhooyifar M, Ayob A. Effects of temperature changes and beverage on mechanical and tribological properties of dental restorative composites. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2015;54:69–75.
333. Lise, D.P., Van Ende, A., De Munck, J., Umeda Suzuki, T.Y., Cardoso Vieira, L.C., Van Meerbeek, B. Biomechanical behavior of endodontically treated premolars using different preparation designs and CAD/CAM materials. *J. Dent.* 2017; 59, 54–61.
334. Jongsma LA, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Clinical success and survival of indirect resin composite crowns: results of a 3-year prospective study. *Dent Mater* 2012;28:952–60.
335. Rocca GT, et al. The effect of a fiber reinforced cavity configuration on load bearing capacity and failure mode of endodontically treated molars restored with CAD/CAM resin composite overlay restorations. *J Dent.* 2015;43(9):1106-1115.
336. S.M. Salazar Marocho, A.R. Studart, M.A. Bottino, A.D. Bona, Mechanical strength and subcritical crack growth under wet cyclic loading of glass-infiltrated dental ceramics, *Dent. Mater.* 2010;26: (5) 483–490.
337. Kasem AT, Sakrana AA, Ellayeh M, Özcan M. Evaluation of zirconia and zirconia-reinforced glass ceramic systems fabricated for minimal invasive preparations using a novel standardization method. *J Esthet Restor Dent.* 2020;32(6):560-568.
338. Taha, N.A., Palamara, J.E., Messer, H.H. Fracture strength and fracture patterns of root filled teeth restored with direct resin restorations. *J. Dent.* 2011 Aug.; 39 (8), 527–535.
339. Le Bell-Rönnlöf, A.M., Lassila, L.V., Kangasniemi, I., Vallittu, P.K. Loadbearing capacity of human incisor restored with various fiber-reinforced composite posts. *Dent. Mater.* 2011 Jun.; 27 (6), e107–e115.
340. Skalskyi V, Makeev V, Stankevych O, Pavlychko R. Features of fracture of prosthetic tooth-endocrown constructions by means of acoustic emission analysis. *Dent Mater.* 2018;34(3):e46-e55.
341. Sadighpour L, Geramipanah F, Raesi B. In vitro mechanical tests for modern dental ceramics. *J Dent (Tehran)* 2006; 3(3):143-152.
342. Sarıdağ S, Sevimay M, Pekkan G. Fracture resistance of teeth restored with all ceramic inlays and onlays: an in vitro study. *Oper Dent* 2013; 38 (6): 626-634.
343. Yıldız C, Vanlioglu B, Evren B, Uludamar A, Ozkan Y. Marginal-internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM crown restorations. *Dent Mater J* 2013; 32: 42- 47.

344. Scherrer SS, Kelly JR, Quinn GD, Xu K. Fracture toughness (K_{Ic}) of a dental porcelain determined by fractographic analysis. *Dent Mater* 1999; 15: 342-348.
345. Quinn GD. On edge chipping testing and some personal perspectives on the state of the art of mechanical testing. *Dent Mater* 2015; 31(1):26-36.
346. Stappert, C.F., Abe, P., Kurths, V., Gerds, T., Strub, J.R. Masticatory fatigue, fracture resistance, and marginal discrepancy of ceramic partial crowns with and without coverage of compromised teeth. *J. Adhesive Dent.* 2008; 10, 41–48.
347. Bijelic-Donova J, Keulemans F, Vallittu PK, Lassila LVJ. Direct bilayered biomimetic composite restoration: The effect of a cusp-supporting short fiber-reinforced base design on the chewing fracture resistance and failure mode of molars with or without en.
348. Marchionatti, A.M., et al. Influence of periodontal ligament simulation on bond strength and fracture resistance of roots restored with fiber posts. *J. Appl. Oral Sci.* 2014;22 (5), 450–458.
349. Soares, C.J., Pizi, E.C., Fonseca, R.B., Martins, L.R. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Braz. Oral Res.* 2005;19 (1), 11–16.
350. Silva-Sousa AC, Moris ICM, Barbosa AFS, et al. Effect of restorative treatment with endocrown and ferrule on the mechanical behavior of anterior endodontically treated teeth: An in vitro analysis. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020;112:104019.
351. Dyer, S.R., Lassila, L.V., Jokinen, M., Vallittu, P.K. Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. *Dent. Mater.* 2004 Decb.; 20 (10), 947–955 .
352. Ellakwa, A.E., Shortall, A.C., Shehata, M.K., Marquis, P.M. The influence of fibre placement and position on the efficiency of reinforcement of fibre reinforced composite bridgework. *J. Oral Rehabil.* 2001 Aug.; 28 (8), 785–791 .
353. Widmalm SE, Ericsson SG. Maximal bite force with centric and eccentric load. *J Oral Rehabil* 1982;9:445–50.
354. Hidaka O, Iwasaki M, Morimoto T. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. *J Dent Res* 1999;78:1336–44.
355. Warangkulkasemkit, S., Pumpaluk, P. Comparison of physical properties of three commercial composite core build-up materials. *Dent. Mater. J.* 2019; 38, 177–181.
356. Rosa de Lacerda, L., Bossardi, M., Silveira Mitterhofer, W.J., et al. New generation bulk-fill resin composites: effects on mechanical strength and fracture reliability. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2019;96, 214–218.
357. Afife Binnaz Hazar Yoruç, Aysu Aydinoğlu , The precursors effects on biomimetic hydroxyapatite ceramic powders. The address for the corresponding

author was captured as affiliation for all authors. Please check if appropriate. Msc(2017).

358. Al-Ibraheemi ZA, Abdullah HA, Jawad NA, Haider J. Assessing Fracture Resistance of Restored Premolars with Novel Composite Materials: An In Vitro Study. *Int J Dent*. 2021;2021:5512708.

359. Shafiei F, Dehghanian P, Ghaderi N, Doozandeh M. Fracture resistance of endodontically treated premolars restored with bulk-fill composite resins: The effect of fiber reinforcement. *Dent Res J (Isfahan)*. 2021;18:60.

360. Mincik J, Urban D, Timkova S, Urban R. Fracture Resistance of Endodontically Treated Maxillary Premolars Restored by Various Direct Filling Materials: An In Vitro Study. *Int J Biomater*. 2016;2016:9138945.

361. Stojanac IL, Bajkin BV, Premovic MT, Ramic BD, Petrovic LM. Multidisciplinary treatment of complicated crown-root fractures: A case study. *Oper Dent*. 2016 Nov/Dec;41(6):e168-73.

10. ÖZGEÇMİŞ

İlk ve orta öğrenimimi İstanbul'da tamamladım. Lise eğitimimi İstanbul Süleyman Nazif Anadolu Lisesi'nde 2009 yılında tamamladım. Lisans eğitimimi İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde 2014 yılında tamamladım. Uzmanlık eğitimime 2018 yılında Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda başladım ve 2022 yılında tamamladım.



11. EKLER

11.1. ETİK KURUL RAPORU



**Y.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
YEREL ETİK KURUL KARARLARI**



EFQM
Committed to excellence

Protokol No : 2021-17
Tarih : 31.03.2021

TANIMLAYICI BİLGİLER	
Sorumlu Araştırmacı Unvanı/ Adı	Prof. Dr. Emrah AYNA
Kurumu/ Anabilim/ Bilim Dalı	Protetik Diş Tedavi Anabilim Dalı
Araştırma (Protokol) Kodu	2021-17

Prof. Dr. Emrah AYNA'nın yaptığı olduğu "Açık Kırın Harabiyetli Endodontik Tedaviyi Primitiflerde İki Farklı Fiber ile Güçlendirilen Direkt Kompozit Endokronların Başıma Dayanıklılığını Karşılaştırılması" başlıklı **2021-17 Protokol Numaralı** çalışmanın yerel etik kurullara **UYGUN OLDUĞUNA OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU** ile karar verilmiştir.

DİĞER ARAŞTIRMACILAR		
No	Unvanı	Adı / Soyadı
1	Doç. / Araş. Gör.	Dersim GÖKÇE

Görevi	Adı Soyadı	Birimi	Evet	Hayır	İmza
Başkan	Prof.Dr. Köksal BEYDEMİR	Diş.Hek.Fak. Protetik Diş Tedavisi A.D.	✓		
Başkan Yrd.	Prof. Dr. Selim GÜNDÜZ AKSLAN	Diş.Hek.Fak. Ortodontoloji A.D.	✓		
Raportör	Dr. Öğretim Üyesi Nedim GÜNEŞ	Diş.Hek. Fak. Ağız Diş ve Çene Cerrahisi A.D.			
Üye	Prof. Dr. Ahmet DAĞ	Diş. Hek.Fak. Periodontoloji A.D.	✓		
Üye	Prof. Dr. Sema ÇELİK	Diş.Hek.Fak. Çocuk Diş Hekimliği A.D.	✓		
Üye	Prof.Dr. Selahattin ATMACA	Tıp Fak. Mikrobiyoloji A.D.	✓		
Üye	Prof.Dr. M.Zübeyir AKDAĞ	Tıp Fak. Biyofizik A.D.			
Üye	Doç.Dr. Hasan AKKOÇ	Tıp Fak. Farmakoloji A.D.	✓		
Üye	Dr. Öğretim Üyesi Ersin UYSAL	D.Ü. Teknik Bilimler Meslek Yük. Okulu	✓		
Üye	Dr. Öğretim Üyesi Elif Pinar BAKIR	Diş. Hek. Fak. Restoratif Diş Tedavisi A.D.	✓		
Üye	Av. Emin DAŞ	D.Ü Hukuk Müfettişliği	✓		

12. BENZERLİK RAPORU

ORJİNALLİK RAPORU			
% 16	% 16	% 1	% 2
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ
BİRİNCİL KAYNAKLAR			
1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	%9	
2	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	%3	
3	acikerisim.dicle.edu.tr İnternet Kaynağı	%1	
4	docplayer.biz.tr İnternet Kaynağı	%1	
5	books.akademisyen.net İnternet Kaynağı	<%1	
6	DAYI, Burak, KAMALAK, Aliye and KAMALAK, Hakan. "Diş Hekimliğinde Restoratif Tedavilerde Sıklıkla Kullanılan Farklı Bonding Ajanların Bağlanma Dayanımlarının Tespit Edilmesi", Fırat Üniversitesi, 2017. Yayın	<%1	
7	www.restoratif.org.tr İnternet Kaynağı	<%1	
8	www.selcukmedj.org İnternet Kaynağı		

