



T.C.

SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**DEVİTAL BEYAZLATMANIN ENDODONTİK TEDAVİLİ
DİŞLERİN FRAKTÜR DİRENCİNE ETKİSİ VE FİBER
MATERYALLERLE GÜÇLENDİRMENİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Öznur KÜÇÜK

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Ayşe Diljin KEÇECİ

**Bu Tez Süleyman Demirel Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri
Koordinasyon Birimi tarafından 4929-DU1-17 proje numarası ile
desteklenmiştir**

ISPARTA-2018

KABUL ve ONAY SAYFASI

Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına;

Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı Başkanlığı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Adı Soyadı: Öznur KÜÇÜK

Uzmanlık Tez Tarihi: 19.03.2018

Tezin Adı: Devital Beyazlatmanın Endodontik Tedavili Dişlerin Fraktür Direncine Etkisi Ve Fiber Materyallerle Güçlendirilmenin Değerlendirilmesi

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Ayşe Diljin KEÇECİ Süleyman Demirel Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Sema BELLİ Selçuk Üniversitesi

Üye: Doç. Dr. Bulem ÜREYEN KAYA Süleyman Demirel Üniversitesi

ONAY: Bu uzmanlık tezi, fakülte yönetin kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve fakülte yönetim kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Timuçin BAYKUL

Dekan

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

BEYAN

“Devital Beyazlatmanın Endodontik Tedavili Dişlerin Fraktür Direncine Etkisi ve Fiber Materyallerle Güçlendirilmenin Değerlendirilmesi” adlı 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 de bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarımı ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Tezi Hazırlayan

Öznur KÜÇÜK

İmza



ÖNSÖZ

Bu çalışmada, kök kanal tedavisi ve devital beyazlatma ile zayıflayan dişlerin güçlendirilmesi amacıyla farklı fiber materyaller 5 farklı tasarımda uygulanmış ve dişlerin basma dayanımı ölçülmüştür. Reforpost, son yıllarda madde kaybı olan dişlerde sıklıkla faydalanılan bir rijit fiberdir. EverStick fiber materyali genellikle splint materyali olarak kullanılırken endodontide kök kanalının şekline uygun post hazırlamak amacıyla gündeme gelmiştir. Dentapreg SFU ve Dentapreg Pin Post ise oldukça yeni esnek fiber materyallerdir. Fiber güçlendirme materyali olarak kullanımları ile ilgili çalışmalar henüz bulunmamaktadır.

Endodontide devital beyazlatmanın diş yapısını zayıflatmasıyla ilgili farklı görüşler bulunmaktadır. Bu nedenle bir ön çalışma yapıp, 3 hafta boyunca devital beyazlatma uygulanarak dişlerin kırılma direncine etkisi değerlendirilmiştir. Beyazlatma tedavisinden sonra da mikro dolduruculu kompozit, rijit ve esnek (fleksibl) fiber materyallerin farklı uygulama şekilleriyle kırılma direncine etkisi değerlendirilmiştir. Kırılma direncini ölçmek için İnstron cihazıyla basma dayanımı testi yapılmıştır.

Bu çalışmanın ile hedeflenen; zayıflamış diş yapılarında güçlendirme amacıyla kullanılan materyal ve yonteme bağlı başarıyı artırmak ve sonuçları hekim ve hastaya sunmaktır.

Bu çalışma 4929-DU1-17 proje numarası ile Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi (BAP) tarafından desteklenmiştir.

Öznur KÜÇÜK

Isparta, 2018

TEŞEKKÜR

Uzmanlık öğrenimim boyunca bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım, bana karşı her zaman yol gösterici, sevecen ve anlayışlı olan, zor zamanlarımda empati kurduğunu, yanımda olduğunu hissettiren, ufkumu açıp hayat rehberi olan, öğrencisi olduğum için onur duyduğum ve kendimi çok şanslı hissettiğim danışmanım, Endodonti Anabilim Dalı Başkanı'mız **Prof. Dr. Ayşe Diljin KEÇECİ**'ye,

Lisans eğitim boyunca bilgi ve deneyimlerinden faydalandığım ve tezimde konuyla ilgili çalışmalarından temel kaynak olarak yararlandığım ve davetimizi kırmamak tez jürimde bulunan Selçuk Üniversitesi Öğretim Üyesi **Prof. Dr. Sema BELLİ**'ye,

Endodonti Anabilim Dalı'na girdiğim günden beri bilgi ve deneyimlerinden faydalandığım hocalarım **Doç. Dr. Bulem ÜREYEN KAYA, Doç. Dr. Gül ÇELİK, Doç. Dr. Murat MADEN** ve **Yrd. Doç. Dr. Emre ERİK**'e

Projemizi destekleyen Süleyman Demirel Üniversitesi **Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi (BAP)**'ne,

Tez çalışmamın istatistiksel analizini gerçekleştiren **Prof. Dr. Hikmet ORHAN**'a,

Kırılma Dayanımı testlerinin gerçekleştirilmesinde yardımlarını esirgemeyen **Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve çalışanlarından Mustafa YEŞİL**'e

Beni hiçbir anımda yalnız bırakmayan, desteğini esirgemeyen, dostluğunu kazandığım için kendimi çok şanslı hissettiğim **Melike Başaran** ve **Elif Bilgir**'e

Güler yüzü, güzel kalbi ve samimiyetiyle, espirili tavrıyla kliniğimize neşe katan, desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, tecrübesiyle bana her zaman yardımcı olan, tanıdığım için çok mutlu olduğum, kıdemlim Uzm. Dt. **Volkan Dinç**'e,

Güler yüzleri, pozitif enerjileri, her zaman yardımcı ve anlayışlı tavırlarıyla aynı klinikte çalışmaktan mutluluk duyduğum arkadaşlarım **Şahin Erinç BASA** ve **Ertan YAMAN**'a,

Deney aşamalarında desteklerini esirgemeyen **Cihan Mintaş** ve **Seval UZUN**'a,

Aramıza yeni katılmasına rağmen çok sevdiğimiz **Mustafa Polat**'a,

Aynı yolu paylaştığımız Endodonti Anabilim Dalı'ndaki **değerli asistan arkadaşlarıma**, eğitim sürem boyunca beraber çalıştığımız **hemşire, sekreter** ve **yardımcı personelimize**,

Hayatımın her anında yanımda olan, en zor anlarımda elimden tutarak bana cesaret ve güç veren, benden hiçbir konuda desteklerini esirgemeyen, bu günlere gelmemde en büyük emeğe sahip ve karşılığını hiçbir şekilde ödeyemeyeceğim, **canım aileme** tüm kalbimle teşekkürü bir borç bilirim.

Öznur KÜÇÜK

Isparta 2018

İÇİNDEKİLER

KABUL ve ONAY SAYFASI	ii
BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK	iii
BEYAN	iii
ÖNSÖZ	iv
TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	x
TABLolar DİZİNİ	xii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xiii
RESİMLER DİZİNİ	xiv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dişlerdeki Renklenmeler	3
2.1.1. Dış Etkenlere Bağlı Oluşan Renklenmeler	4
2.1.2. İç Etkenlere Bağlı Oluşan Renklenmeler	6
2.2. Beyazlatma Ajanları	11
2.2.1. Hidrojen Peroksit	11
2.2.2. Karbamid Peroksit	13
2.2.3. Sodyum Perborat	13
2.3. Beyazlatmanın Etki Mekanizması	14
2.4. Dişlerde Beyazlatma.....	16
2.4.1. Vital Dişlerde Beyazlatma	16
2.4.1.1. Ev Tipi Beyazlatma (Evde Hasta Tarafından Uygulanan Beyazlatma)	16
2.4.1.2. Ofis Tipi Beyazlatma (Hekim Tarafından Klinikte Uygulanan Beyazlatma).....	17
2.4.1.3. Kombine (Ev Tipi + Ofis Tipi Beyazlatma) Uygulamalar.....	19
2.4.1.4. Over-the-counter Beyazlatma Tedavileri (Hekim Kontrolü Olmadan Uygulanan Tedaviler).....	19
2.4.2. Devital Dişlerde Beyazlatma Yöntemleri	19
2.4.2.1. Walking Bleach Tekniği	20
2.4.2.2. Non Vital Power Bleaching	21
2.4.2.3. Inside/Outside Bleaching	21

2.5. Nötralizasyon.....	22
2.5.1. Kalsiyum Hidroksit.....	22
2.5.2. Sodyum Askorbat, Alfatokoferol.....	23
2.6. Beyazlatmanın Yan Etkileri	24
2.6.1. Mine Yapısında.....	28
2.6.2. Adeziv Dolguların Bağlanmasına Etkisi	29
2.6.3. Dentin Yapısında	30
2.6.4. Pulpa Yapısında	32
2.6.5. Hassasiyet	33
2.6.6. Periodonsiyumda	34
2.7. Endodontik Tedavili Dişlerde Kırılma Nedenleri	35
2.8. Endodontik Tedavili Dişlerde Fiber Materyallerin Kullanımı	39
2.8.1. Fiber Postların Sınıflandırılması.....	45
2.7.1.1. Cam Fiberler.....	45
2.7.1.2. Karbon Fiberler	47
2.7.1.3. Kuartz Fiberler	48
2.7.1.4. Polietilen Fiberler.....	48
2.7.1.5. Aramid Fiberler.....	49
2.9. Fiber Materyallerin Yerleştirilme Şekilleri	49
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	51
3.1. Power Analizi	51
3.2. Ön Çalışma	51
3.3. Çalışmada Kullanılacak Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması	55
3.4. Deney ve Kontrol Gruplarının Belirlenmesi	62
3.4.1. Devital Beyazlatma İşlemi.....	63
3.5. Rijit ve Fleksibl Fiber Materyallerin Yerleştirilmesi	68
3.6. Örneklerin Kırma Testi İçin Hazırlanması ve Kırılma Dayanımlarının Belirlenmesi.....	81
3.7. Kırık tiplerinin Belirlenmesi	83
3.8. İstatistiksel Analiz	84
4. BULGULAR	85
4.1. Deney ve Kontrol Gruplarının Ortalama Kırılma Dirençlerine İlişkin	85
Bulgular	85
4.2. Deney ve Kontrol Gruplarında Oluşan Kırık Tiplerine Yönelik Bulgular:.....	87

5. TARTIŞMA	91
6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	111
ÖZET.....	113
ABSTRACT	114
KAYNAKLAR	115
ÖZGEÇMİŞ.....	140



SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

HP	: Hidrojen Peroksit
KP	: Karbomit Peroksit
H₂S	: Hidrojen Sülfür
Al₂O₃	: Alüminyum Oksit
MgO	: Magnezyum Oksit
FeO	: Demir Oksit
MTA	: Mineral Trioksit Agregat
CMCP	: Camphorated p-monochlorophenol
H₂O	: Su
O₂	: Oksijen
Ca(OH₂)	: Kalsiyum Hidroksit
H₂O₂	: Hidrojen Peroksit
OH	: Hidroksil Radikali
H	: Hidrojen
HO₂	: Perhidroksil
SEM	: Scanning Electron Microscopy
FRC	: Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit
PMMA	: Polimetilmetakrilat
SiO₂	: Silisyum Dioksit
CaO	: Kalsiyum Oksit
B₂O₃	: Bor Oksit
SD	: Standart Deviasyon
NaOCl	: Sodyum Hipoklorit
EDTA	: Etilendiamin tetraasetik asit

mW	: Megawatt
N	: Newton
BL	: Bukkolingual
MD	: Meziyodistal
mm	: Milimetre
cm	: Santimetre
ml	: Mililitre
sn	: Saniye
UDMA	: Üretan Dimetakrilat
Bis-GMA	: Bisfenol Glisidil Metakrilat
TEGDMA	: Trietilen Glikol Dimetakrilat
MFR	: Microfilled Hybrid Composite
MSS	: Mine-sement Sınırı
HPTiO₂	: Titanyum Dioksit Nanopartiküllü Hidrojen Peroksit
DBS	: Dentin Bonding Sistem
SP	: Sodyum Perborat

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1. Diş renklenmesine neden olan etiyojik faktörler ve oluşan renkler.....	5
Tablo 2. Kanal patları ve neden oldukları renklenme tipleri.....	11
Tablo 3. Beyazlatma tedavilerinin yan etkileri.....	26
Tablo 4. Endodontik tedavili dişlerde kırılmayı etkileyen faktörler	36
Tablo 5. Esnek fiber ile güçlendirilen kanal tedavili dişlerde kırılma direncini inceleyen çalışmalar.....	42
Tablo 6. Deney ve kontrol gruplarının sınıflandırılması	56
Tablo 7. Deney kurgusu	57
Tablo 8. Deney ve kontrol grupları, kullanılan güçlendirme materyalleri	66
Tablo 9. Deney gruplarında kullanılan rezin ve fiber materyaller	80
Tablo 10. Dişlerin ortalama kırılma dirençleri ve tanımlayıcı istatistik değerleri	86
Tablo 11. Kırılma dayanımı değerlerinin sütun grafiği ile gösterilmesi	86
Tablo 12. Kırık tiplerinin sınıflaması ve gruplardaki dağılımı	89
Tablo 13. Beyazlatma uygulamalarının dişlerin kırılma direncine etkisini inceleyen çalışmalar	99
Tablo 14. Farklı fiber materyalleri ile güçlendirilen dişlerin katstrofik (tamir edilemez) kırılma oranları	108

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Devitalizasyona bağlı renklenme mekanizması.....	9
Şekil 2. A. Hidrojen peroksit, hidroksil ve perhidroksil radikalleri ve süperoksit anyonları gibi serbest radikalleri oluşturur. B. Değişken ve oksijene dönüştürülen reaktif oksijen molekülleri C. Hidrojen peroksit anyonları.....	12
Şekil 3. Beyazlatmanın etki mekanizmasının şematize edilmiş hali	15
Şekil 4. Ön çalışma gruplarında işlemlerin şematize edilmesi	53
Şekil 5. Grup 1 (S)'in şematize edilmiş hali	62
Şekil 6. Devital beyazlatma işleminin şematize edilmiş hali.....	65
Şekil 7. Deney ve kontrol gruplarının oluşturulması.....	67
Şekil 8. Grup 2 (K)'nin şematize edilmiş hali	68
Şekil 9. Grup 3 (RF)'ün şematize edilmiş hali	71
Şekil 10. Grup 4 (FF)'ün şematize edilmiş hali.....	73
Şekil 11. Grup 5 (PF)'in şematize edilmiş hali.....	74
Şekil 12. Grup 6 (TF)'nin şematize edilmiş hali.....	76
Şekil 13. Grup 7 (KF)'nin şematize edilmiş hali	78

RESİMLER DİZİNİ

Resim 1. 21. gün sonunda a) beyazlatma yapılan dişler ve b) beyazlatma yapılmayan dişler	53
Resim 2. Dişlerin akrilik rezine gömüldükten sonraki görüntüsü	54
Resim 3. Basma dayanımı test düzeneği.	55
Resim 4. Diştaşı ve diğer artıkların a) ultrasonik uçlar ve b) kretuar yardımıyla temizlenmesi	58
Resim 5. a) Bukkal ve b) lingual duvar kalınlıklarının dijital mikrometre ile ölçülerek standardize edilmesi c) Diş ve d) kron boyunun dijital mikrometre ile ölçülerek belirlenmesi	59
Resim 6. a) Kök kanal duvarlarının elmas frezle şekillendirilmesi ve b) Kanal preparasyonun döner sistem kanal eğeleri ile yapılması c) Kök kanallarının şekillendirilmesinde kullanılan Protaper Universal eğelerinin soldan sağa sıralanışı (SX, S1, S3, F1, F2, F3).	60
Resim 7. a) Kök kanalı irrigasyonda kullanılan solüsyonlar b) Kök kanallarının 17 gaugelik iğne ile irrigasyonu.	61
Resim 8. a) Kök kanal dolumu yapıldıktan sonraki okluzal görüntüsü b) Gütta perka seviyesi servikalden 3 mm indirilmiş giriş kavitelerinin mine-sement sınırına kadar cam iyonomer siman ile kapatılması.	61
Resim 9. Kron ve kök boyları standardize edilmiş sağlam (intakt) diş grubu.....	62
Resim 10. a) Kavite içerisine 4-5 mm kalınlığındaki beyazlatma jelinin uygulanması b) Beyazlatmada kullanılan jel c) Beyazlatma jeli uygulandıktan sonra jel üzerine pamuk peletlerin yerleştirilmesi ve d) okluzalden görüntüsü e) Nötralizasyonda kullanılan kalsiyum hidroksit f) Kavite içerisine kalsiyum hidroksitin yerleştirilmesi	64
Resim 11. a) MOD kavitelerin inkrementel teknik kullanılarak kompozit rezin ile restorasyonu b) Kompozit rezinin polimerize edilirken görüntüsü c) Kompozit rezin ile restorasyonu tamamlanan dişlerin okluzal ve d) Proksimal görüntüsü	69
Resim 12. a) 3 numaralı peeso reamer ile post boşluklarının hazırlanması b) Kullanılan adeziv sistem c) Reforposta kanal içerisine yerleştirilmeden önce uygulanan silan birleştirme ajanı	70
Resim 13. a) Rijit cam fiber postun (Reforpost) proksimal ve b) Okluzal görüntüsü c) Fiber postun simantasyonunda kullanılan rezin siman materyali	72
Resim 14. Everstick fleksibl fiber materyalinin kanal içerisine yerleştirilmesi	73
Resim 15. a) Dentapreg pin postların kanal içerisine bukkolingual ve b) meziyodistal görüntüsü c), d) Fleksibl fiber materyali Dentapreg pin postlar	75
Resim 16. a) Dentapreg SFU yerleştirilecek dişlere açılan olukların okluzal ve b) bukkal görüntüsü c) Okluzal oluklara Dentapreg SFU'nun yerleştirilmesi ve d) kompozit rezin ile restorasyonun tamamlanması	77

Resim 17. a) At nalı şeklinde hazırlanan Dentapreg SFU **b)** Kavite içerisine at nalı şeklinde hazırlanan Dentapreg SFU'nun yerleştirilmesi 79

Resim 18. a) Dişlerin akrilik rezine gömüldükten sonraki görüntüsü **b)** Tüm örneklerin hazırlanmış hali **c)** Kırma testi için kullanılan Universal test cihazı **d)** Universal test cihazında basma dayanımı ölçmek için hazırlanan düzenek..... 82

Resim 19. a) Restorasyonları tamamlanan dişlerin kırma testinden önceki görüntüsü **b)** Dişlerin univesal test cihazı ile kırıldıktan sonraki görüntüsü 84



1. GİRİŞ

Günümüzde insanlar düzgün dizilmiş, açık renkli, doğal görünümlü dişlere sahip olmak için sıklıkla diş hekimlerine başvurmaktadır. Dişlerdeki şekil veya renk bozuklukları fonksiyon ve fonasyon kadar, estetik açıdan da önemlidir. Gelişmiş ülkelerde estetiğin neredeyse fonksiyonun önüne geçtiğini söylemek bile mümkündür (1).

Vital diş beyazlatma, konservatif olmasından dolayı son yıllarda popülerite kazanmıştır (2). Beyazlatmanın mekanizması tam olarak anlaşılamamıştır (3). Yaygın olarak peroksidin sert dokuya penetre olduğu ve serbest radikallerin organik renklendiricilere okside olup dentindeki renklenmeyi azalttığı kabul edilmektedir (4). Günümüzdeki beyazlatma sistemleri; temel olarak hidrojen peroksit (HP) ya da karbamid peroksitin (KP) ısı ya da ışık gibi aktive edici bir ajan ile kullanılması prensibine dayanır. Eksternal olarak ya da internal olarak diş içerisine uygulanabilirler. Her iki teknik de dentindeki kromojenlerin beyazlatılmasını, böylece dişin ana renginin değiştirilmesini hedeflemektedir (5).

Artan taleple birlikte diş beyazlatma ürünlerinin sayısında da dramatik bir artış yaşanmaktadır. Ofis ve ev tipi beyazlatma sistemlerinde, farklı konsantrasyonlarda hidrojen peroksit ve karbamid peroksit kullanılmaktadır. Diş beyazlatma ürünlerinin toksisitesi, genotoksisitesi, karsinojenitesi ve yan etkileri üzerine yapılmış klinik çalışmaların sınırlı sayıda olması ve çoğunlukla *in vitro* koşullarda yapılması, diş hekimlerinin diş beyazlatma işleminde daha seçici bir tutum sergilemelerini gerektirmektedir (6-8).

Beyazlatmanın yan etkileri; dental dokunun elastik modülünü (9) ve mikrosertliğini (10) değiştirebilmesidir. Bu değişimler doku morfolojisinin değişimi ve dentindeki organik komponentlerin redüksiyonuna bağlı olabilir ve fraktür direncini etkileyebilir. Endodontik tedavi gören dişlerde bu durum diş yapısının zayıflaması nedeni ile daha kritik olabilir (11). Dentin sertliği ve fraktür direnci azaldığı için zayıflamış diş yapısını güçlendirmek için gelişmiş restoratif materyaller ve farklı teknikler kullanılabilir (12).

Fiber postların fiziksel özellikleri dentine benzerdir, elastik modülü dentine (18.6 Gpa) çok yakındır ve böylece dentine yakın oranda esneyerek üzerindeki restorasyonun kırılma direncini artırır. Okluzal stresleri dağıtır, metal postlar gibi direkt iletmez (13). Kompozit rezin ile kombine kullanılan fiber postların fraktürlere karşı dişlerin direncini artırdığı gösterilmiştir (14). Kompozit restorasyonlar, tüberküllerin kaplanması, kök kanalına fiber post yerleşimi zayıflamış dişlerin güçlendirilmesi açısından incelenmiştir. Fiber konumu değiştirildiğinde (kavite tabanından okluzal yüzeye), kırılma direnci önemli ölçüde artmıştır (15).

Bu çalışmanın amacı; %35'lik HP ile devital beyazlatmanın kalan diş dokusunun kırılma direncine etkisini değerlendirerek, takiben mikro doldurucu kompozit, fleksibl (esnek) ve rijit fiber materyallerini 6 farklı tasarımda uygulayarak dişlerin güçlendirilmesine katkısını *ex vivo* olarak incelemektir.

Bu çalışma bu konuda yapılacak ilk araştırmalardan biri olacaktır. Literatürde bulunmayan çözüm önerilerini içeren farklı modifikasyonlar uygulanarak dişin güçlendirmesine anlamlı bir katkı değer katıp katmadığı değerlendirilecektir. Klinikte uygulanabilecek yöntemler elde edilir ise zayıflamış dişin kırılarak kaybının önlenmesi söz konusu olacaktır. Bu da hastaya eksik dişin tamamlanması için gereken yüksek maliyet değerlerini önemli ölçüde düşürecek, daha konservatif doğal yapıyı koruyan bir çözüm olacaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dişlerdeki Renklenmeler

Dişlerin görünümü; mine, dentin ve pulpadan oluşan dokuların ışığı yansıtma ve absorbe etme özelliklerine göre farklılık göstermektedir. Doğal diş rengi; temel olarak dentin rengine benzer olsa da minenin saydamlığı ve kalınlığı da rengin belirlenmesinde etkilidir (16).

Dişlerdeki renklenmeler; ekstrensek, intrensek ve internalize renklenmeler (*stain internalisation*) olarak sınıflandırılmaktadır. Ekstrensek renklenmeler, eksternal kromojenlerin diş yüzeyinde ya da pelikül tabakasına yerleşmesiyle oluşur. İntrensek renklenmeler ise kromojenlerin diş kütlesi içinde; genellikle dentinde; sistemik ya da pulpal kaynaklı olarak bulunması ile oluşur. İnternalize renklenmelerin ise dışsal olarak başladığı, mineda bulunan defektlerden içeriye doğru yayılıp içsel hale geldikleri belirtilmektedir (5).

Daimi dişlenmeye geçişten sonra daimi dişlerde oluşan ekstrensek renklenmelerin kalıcı hale gelmemesi için oral hijyen alışkanlıklarının yerleştirilmesi ve gerekli ise beyazlatma yöntemleri ile desteklenmesi gerekmektedir. Pelikül tabakası da renklenmelerde önemli bir rol oynamaktadır. İlk sürdüklerinde dişler üzerinde bulunan pelikül, renklenmelerin yerleşmesinde ve kalıcı olmasında etkilidir (17).

İlaçlar, ağız gargaları, fiziksel ajanlar veya kimyasallar, dişleri embriyonik gelişimlerinde ve ağız boşluğuna sürdükten sonra olumsuz yönde etkileyebilir. Dişler, mineralizasyon aşamasında gelişme bozukluklarına yatkındır, ilaçlar ve çevresel toksik maddelerin neden olduğu mineralizasyon bozuklukları kalıcı dentisyonda primer dentine göre daha fazladır (18).

Primer dişlerin normal rengi mavimsi beyaz, daimi dişlerin rengi grimsi beyaz veya sarımsı beyazdır. Diş rengini minenin kalınlığı ve geçirgenliği, dentinin rengi ve pulpa belirler. Diş rengindeki değişiklikler fizyolojik-patolojik veya eksojen-endojen kaynaklı olarak ayrılabilir. Artan yaşla birlikte mine, erozyon

sonucu incelirken dentin sekonder dentin oluşumuna bağlı olarak kalınlaşır. Bu yüzden yaşlılarda diş rengi daha gri veya sarıdır (19).

Sistemik nedenlerden kaynaklanan renk değişimi yalnızca dişlerin gelişim evrelerinde görülür. Florozis ve tetrasiklin renklenmeleri en bilinenleridir (20).

2.1.1. Dış Etkenlere Bağlı Oluşan Renklenmeler

Dişin dış yüzeyinde oluşan lekelenmeler, sıklıkla karşılaşılan ve çok çeşitli sebeplere dayalı renklenme tipleridir. Genç hastalarda, bu tip lekelenmeler farklı renklerde ve dişin servikal bölgesinde ağırlıklı olarak gözlemlenir. Bu tip lekelenmeler, Nasmyth zarı kalıntıları, kötü oral hijyen, restorasyonların varlığı, dişeti kanaması, plak birikimi, diyet alışkanlıkları ve kromojenik mikroorganizmaların varlığı nedeniyle ortaya çıkabilir (21).

Yaşlı hastalarda ise yüzeysel renklenmeler, dişeti dokusuna komşu alanlarda, kahverengi-siyah ya da gri renklenmeler şeklinde gözlemlenir. Kahve, çay ve diğer kromojenik yiyecekler veya ilaçlar lekeleri oluştururken, kötü oral hijyen de bu duruma katkıda bulunur. Ayrıca tütün ürünlerinin kullanımına bağlı lekelenmeler de sıklıkla görülmektedir. Ağızda bulunan restorasyonlar da aynı sebeplerden renklenebilir. Turunçgillerde bulunan zayıf asit ise minedeki hızlı dekalsifikasyonun sebebi olarak bilinmektedir (22, 23).

Ekstresek diş lekelenmesine neden olan ilaçlar arasında ağız gargaraları (klorheksidin), demir tuzları, ağır metaller, uçucu yağlar, amoksisilin-klavulanik asit, siprofloksasin, linezolid ve glibenklamid bulunur (20). Addy ve ark. (1995) (24), setilpiridinyum klorür ve klorheksidin gibi ağız gargaralarının kullanımından sonra diş renklenmesini olduğunu gösterdiler. Diş renklenmesi birkaç günlük ağız gargarası kullanımından sonra hastaların üçte birinden yarısına kadar meydana gelmektedir (20).

Nordbo ve arkadaşları (1982) (25), *in vivo* olarak tannik asit solüsyonunun dental pelikülda kahverengi bir renk değişikliği meydana getirdiğini ve demir eksikliği anemisi için demir preparatlarının alınmasının ve çay tüketiminin diş yüzeylerinde ağır boyamaya neden olabileceğini göstermişlerdir.

Dış kaynaklı renklenmeler dişler ağız ortamına sürdükten sonra oluşmaktadır. Ağız yoluyla alınan ilaçlar genellikle yüzeysel diş renklenmelerine neden olur ve diş fırçalama ya da profesyonel bakım ile temizlenebilir. Yüzeysel renklenme oluşturan en bilinen ilaçlar arasında klorheksidin, likit formdaki demir tozları, temel yağlar ve ko-amoksiklav sayılabilir. Hollanda'da 1991-95 tarihleri arası 25 hasta üzerinde yapılan bir araştırmada ağız yoluyla likit ilaçların kullanımının sarıdan kahverengiye doğru renklenmeye yol açtığı ve bu ilaçların %84'ünün antibiyotik içerikli olduğu belirtilmiştir (26). Dewit ve ark. (1996) (27) antimikrobiyalların pelikıldaki olası çökeltilerinin ya da kromojenik bakterilerin aşırı büyümesinin psödo renklenmeye neden olduğunu bildirmişlerdir.

Siprofloksasin ile tedavi edilen 13 tane yenidoğanda yeşilimsi renklenmeler meydana gelmiştir ve bu renklenmeler mekanik olarak uzaklaştırılamayabilir (28).

Tablo 1. Diş renklenmesine neden olan etiyolojik faktörler ve oluşan renkler (5, 29)

Renklenmenin tipi	Oluşan renklenme
1.Dış kökenli direkt renklenmeler Çay, kahve ve diğer yiyecekler Sigara Plak/kötü oral hijyen	Kahverengi, siyah Sarı/kahverengi, siyah Sarı/kahverengi
2.Dış kökenli indirekt renklenmeler Polyvalent metak tuzları ve katyonik Antiseptikler (klorheksidin)	Siyah ve kahverengi
3.İç kökenli renklenmeler a) Metabolik sebepler (örn. Konjenital eritropoitik porfiria) b)Kalıtımsal sebepler (örn. Amelogenesis imperfekta) c)İatrojenik sebepler -Tetrasiklin renklenmesi -Florozis d)Travmatik sebepler -Mine hipoplazisi -Pulpal hemoraji -Kök rezorbsiyonu e)Yaşla ilgili sebepler	Mor/kahverengi Kahverengi/siyah Sarı, kahverengi, siyah ve gri Beyaz, sarı, siyah Yeşil siyah Pembe benekler Sarı
4.İnternal renklenmeler Diş çürükleri Restorasyonlar	Kahverengi Kahverengi, gri, siyah

2.1.2. İç Etkenlere Bağlı Oluşan Renklenmeler

Endodontik materyallerin neden olduğu diş renk değişikliği klinisyen ve hastalar için yaygın bir sorundur ve endodontik olarak tedavi edilen dişlerin estetik görünümünü bozabilir (30, 31).

İç kaynaklı renklenmelerin sebepleri; genetik bozukluklar, ilaç kullanımı (özellikle tetrasiklin), aşırı miktarda flor, yüksek ateşle seyreden çocukluk hastalıkları, diğer tip travmalar ve endodontik tedavi sırasında yapılan hatalar ve endodontik tedavide kullanılan ilaçlardır. Bu lekelenmeler, minede veya dentinde lokalize olabilir. Dişteki lekelenmeler, dişin bir bölümünü veya tamamını etkileyebilir (32).

İç kaynaklı renklenmelerin tedavisi, dış kaynaklı renklenmelere göre daha karmaşıktır. İç kaynaklı renklenme sebepleri, şöyle sıralanabilir:

-Konjenital eritropoetik porfiriya: Doğumsal bir metabolizma bozukluğu olan eritropoetik porfiriya da porfirin pigmentinin gelişen dentin içerisinde birikmesi sonucu kırmızı, morumsu, kahverengi veya kahverengimsi renklenmeler oluşabilir (33, 34).

-Eritroblastozis fetalis: Rh uyumsuzluğu sonucu bebekte kanın hemolizi ve yıkımı ile karakterize bir hastalıktır. Pigmentler mavi, kahverengi veya yeşil renklenmeler oluşturabilir . Talasemi ve orak hücreli anemi de benzer renklenmelere neden olur (34).

-Konjenital hiperbilirubinemi: Doğumsal olarak bilirubin miktarının fazlalığı nedeniyle dişte sarı kahverengimsi lekelenmeler oluşur (33).

-Amelogenesis imperfekta: Dominant diş anomalisidir. Ameloblastların etkilenmesi ile hipoplazi ve sarı veya kahverengi renklenmeler meydana gelir (33).

-Dentinogenesis imperfekta: Dentin defektleri genetik ya da çevresel etkilenmelerle ortaya çıkabilir. Tek başına olabileceği gibi bir sistemik hastalıkla birlikte de görülebilir. Dentinogenesis imperfektanın 3 tipi vardır. Dentinogenesis imperfekta tip I, bağ dokusunda tip I kollajen bozukluğundan kaynaklıdır ve osteogenesis imperfekta ile birlikte görülür. Dentinogenesis imperfekta tip II

herediter kaynaklı, sadece dentinin etkilendiği ve opak dentin görünümü ile karakterizedir. Dişlerin rengi çoğunlukla mavimtrak ya da kahverengidir. Tip III Wiktop tarafından tanımlanmıştır. Diş görünüşü olarak tip I ve II'ye benzer ancak primer dentisyonda pulpa perforasyonları mevcuttur. Radyografik olarak kabuk diş "shell teeth" görünümü vardır (35).

-İlaçlara bağlı renklenmeler: İlaçların dişler üzerindeki etkileri, diş renklenmeleri, diş dokusunda fiziksel hasar ve diş hassasiyeti olarak sınıflandırılabilir. İnternal diş renklenmeleri daimidir ve odontogenezis sırasında ilaç etkileşimine bağlı olarak ortaya çıkar. Floridler, tetrasiklinler, minosiklin ve siprofloksasin bu ilaçlara örnek verilebilir (35).

Bununla birlikte, birkaç klinik çalışma tetrasiklinin, diş gelişmesinin kalsifikasyon aşamasında alındığı takdirde, kalsifikasyona tabi tutulmuş diş yapılarına geri dönüşümsüz olarak bağlandığını ortaya koymuştur (36). Tetrasiklinin gebeliğin ikinci veya üçüncü trimesterinde verildiğinde diş renk değişikliğine ve yeni doğan çocuk dişlerinde renklenmeye neden olduğu çok iyi bilinmektedir (33).

Minosiklin yetişkinlerde deride, kemikte, sklerada ve konjunktiva pigmentlerinde anormal pigmentasyona neden olabilir. Bazı hastalarda kemik ve diş renklenmesine de neden olduğu bildirilmiştir. Minosiklin, tetrasiklinin aksine, generalize intrensek diş renklenmesine neden olabilir (37). Renklenme, erişkin hastaların %3 ile %6'sında 100 mg/gün'den fazla uzun süreli minosiklin alanlarda görülür. Tetrasiklin gibi doksisisiklinin de küçük çocuklarda renklenmeye neden olabileceğine dair endişelere yanıt olarak Amerika Birleşik Devletleri Eğitim ve Sağlık Dairesi ve daha yakın bir tarihte Amerikan Çocuk Psikiyatrisi Akademisi ve Enfeksiyöz Hastalıklar Komisyonu, 8 yaşından küçük çocukların tetrasiklin kullanmamalarını önermiştir (20).

Tetrasiklin renklenme mekanizması tam olarak bilinmemektedir. Mineralizasyon safhasında tetrasiklin molekülünün, kalsiyumla birlikte şelasyon sonucu hidroksiapatit kristallerinin yapısına girdiği düşünülmektedir. Bir kısım tetrasiklinin minede birikmesine rağmen, tetrasiklin moleküllerinin çoğunluğu dentinde birikir. Bunun sebebi dentin apatit kristallerinin mine apatit kristallerine

oranla daha geniş yüzeye sahip olmasıdır (21). Tetrasiklin renklenmesi, sarı, sarı-kahverengi, kahverengi, gri veya mavi renklerde ortaya çıkabilmektedir. Renklenmenin dağılımı genellikle yaygındır ve ciddi vakalarda bantlar şeklinde görülür. Renklenme genellikle çift taraflıdır ve her iki arkta da birden çok dişi etkiler (32).

-Florozis: Endemik florozis, mine matriks formasyonu ve kalsifikasyon sırasında aşırı miktarda florür varlığı (1,5 ppm'den fazla) sebebiyle oluşur. Diş renklenmesi, içme suyu, florürlü diş macunları, jel, köpük, çözelti, ağız gargaraları veya vernik gibi kaynaklardan alınan toplam florür iyonunun mine oluşumu ve olgunlaşması esnasında yüksek olması durumunda ortaya çıkabilir. Orta derecede, diş yüzeylerinde geniş kahverengi renklenme ve çukurluklar bulunur (38). Renklenme genellikle çift taraflıdır ve her iki arkta, birden çok dişi etkiler. Florozis genellikle hafif, aralıklı beyaz noktalar, tebeşirimsi veya opak bölgeler, farklı derecelerde sarı veya kahverengi renklenmeler ve ciddi vakalarda minede noktasal erozyonlar şeklinde görülür (21, 39, 40).

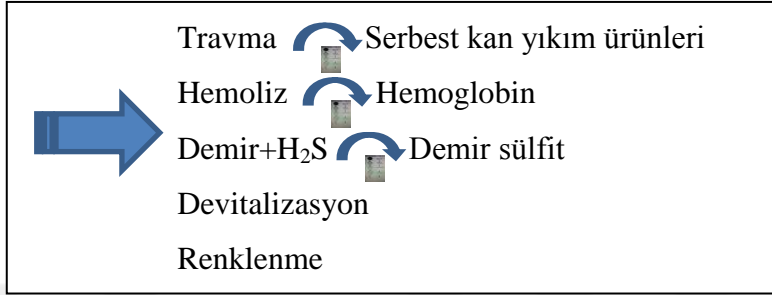
Koyu renklenmeler, hipoplazik minenin diş etkenlerle karşılaşması sonucu oluşur. İçme suyundaki 0,7-1,2 ppm florür konsantrasyonu, florürün çürük önleyici etkisini maksimum seviyeye çıkarırken olası bir florozis ihtimalini de minimum seviyeye indirir (39, 41).

Önemli düzeyde estetik hatta psikolojik problemlere yol açan dental florozise bağlı renklenmelerin tedavisinde estetiği kazandırırken dişe en az zarar verecek tedavi yönteminin seçilmesi gerekmektedir. Günümüzde beyazlatma yöntemlerinin protetik yaklaşımdan daha konservatif olduğu düşünülmektedir (42, 43).

-White spot lezyonları: White spot mine lezyonları, gelişimsel, kazanılmış veya her ikisinin kombinasyonu şeklinde görülebilir. Gelişimsel lezyonlar, diş gelişiminin matriks formasyonu veya kalsifikasyon safhalarında oluşan farklılıklardan kaynaklanır. Endemik florozis ve travma en sık görülen sebeplerdir. Kazanılmış white spot lezyonları dişin sürmesinden sonra oluşur. Bu tip lezyonların oluşum sebeplerinden biri de kötü oral hijyen nedeniyle ortodontik braketlerin çevresindeki plak birikimidir. Çevredeki normal mine dokusundan daha açık renkte

düzensiz bölgeler şeklinde görülür. Lezyon büyüklüğü, dağılımı ve penetrasyon derinliği oldukça çeşitlidir (32).

-Travma veya nekroz sonucu oluşan renklenmeler: İç kaynaklı renklenmeler, pulpal travma veya nekroz sonrası hemorajik ürünlerin dentin tübüllerinde birikimi sonucu oluşur (44, 45).



Şekil 1. Devitalizasyona bağlı renklenme mekanizması (46)

-Endodontik tedavi sonrası renklenme: Endodontik tedavi sonrası oluşan renklenmeler, pulpanın uzaklaştırılması sırasında görülen aşırı miktarda kanama veya pulpa dokusunun tamamen uzaklaştırılmaması sonucu görülebilir. Baryum, iodin veya gümüş içeren endodontik ilaçlar, güta perka ve kanal patları da dişte renklenmeye sebep olabilir (44, 47). Endodontik ilaçlar veya kanal patları nedeniyle oluşan renklenmeler, turuncu-kırmızı, koyu kırmızı, gri veya siyah renkte görülebilir (47).

Fenol, kresatin ve penisilin, streptomisin veya kloramfenikol içeren solüsyonlar dentin disklerinde hafif renk değişikliğine sebep olmaktadır. En şiddetli renk değişikliğine N2 pastaları ve tetrasiklin içeren poliantibiyotik pastaları, özellikle de Deklomisin içeren ürünler neden olmaktadır (48).

Kök kanalı tedavisinden sonra dişler, hemorajdan kaynaklanan yıkım ürünlerini, pulpa kalıntıları veya dolgu materyalleri veya kanal patlarının varlığından dolayı renk değiştirebilir (49). Progresif bir renk değişikliğinin öncelikle dentin tübüllerine giren materyallerin bir sonucu olduğu öne sürülmüştür (30). Bununla birlikte zamanla daha koyu hale gelen ve sert dokulardan geçen pulpa odasındaki kalıntılar her zaman kron renklenmesine sebep olmayabilir (50). Dentin ile kimyasal etkileşim ve nem nedeniyle bazı bileşenlerin korozyonu veya reaksiyona girmeyen bileşenlerin varlığından dolayı endodontik kanal patları genellikle renk değişikliğine

neden olur (51, 52). Kanal patlarından kaynaklanan renk değişikliği ilerleyici ve kimyasal uyumu ile ilişkilidir (30, 52).

-Kanal tedavisinde kullanılan ilaçlar ve restoratif materyaller: Birkaç laboratuvar çalışması çinko oksit-öjenol ve epoksi rezin esaslı kanal patlarının orta ile şiddetli renk değişimlerine neden olduğunu göstermiştir (53). Gürel 2016'da yaptığı bir çalışmada Pulpispad, AH 26, MTA Fillapex ve EndoREZ'i dişlerde neden oldukları renklenmelere göre değerlendirmiştir. Her bir materyal farklı içeriğinden dolayı farklı derecelerde renklenme göstermişlerdir. Pulpispad öjenol içeriğinden dolayı diğer kanal patlarına göre daha fazla renklenme göstermektedir. Öjenol, çinko oksit ile bir bağ oluşturur. Serbest öjenol kimyasal olarak değişir ve zamanla kararır. Pulpispad, AH26 gibi gümüş içerir. Bu çalışmada AH 26 ciddi bir renk değişimine neden olmuştur (52). O'Brien ve ark. (1997) (54) renk değişimleri ΔE değerlerinin 3.5'den büyük olduğunda klinik olarak gözlenebilir olduğunu belirtmiştir. Bu çalışmada, AH26, ΔE değerlerinde, 3.5'in çok üzerinde ve klinik olarak görülebilecek değişiklikler meydana getirmiştir. Gümüş içeren kanal patları zamanla gri renk değişimine neden olmuştur. Bu çalışmanın sonuçları, MTA Fillapex'in *in vitro* insan dişlerinde renk değişiklikleri yapma potansiyeline sahip olduğunu göstermiştir (55).

Elkhazin (2011) (56); AH Plus, EndoREZ, Sealapex ve Kerr Pulp'ın çekilmiş insan dişleri üzerindeki renk değişikliği etkisini araştırmıştır. Bütün kanal patları zamanla renk değişimi göstermişlerdir. Fakat EndoREZ diğer örnekler arasında en az renk değişikliği göstermiştir. EndoREZ'in polimerizasyon sürecini etkileyen maddeler diş renk değişikliği mekanizmasında rol oynayabilir.

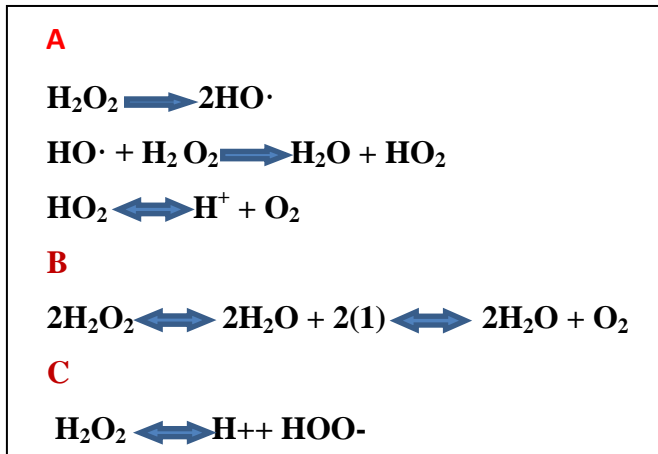
İlk geliştirilen MTA gri renktir. Gri MTA, diş renk değişikliğine neden olabilir. Gri MTA'nın pulpotomide kullanıldığı durumlarda, tedavi edilen vakaların % 60'ında renk değişikliği meydana gelmiştir (57, 58). Bu yüzden beyaz MTA geliştirilmiş ve beyaz MTA, gri MTA'ya kıyasla pulpa cevabında anlamlı bir fark göstermemiştir (59). Beyaz MTA ve gri MTA arasındaki kimyasal bileşimdeki en büyük fark, renk değişikliğinin başlıca nedenleri olarak kabul edilen Al₂O₃, MgO ve FeO gibi metal oksitlerin konsantrasyonudur. Yine de vital pulpa tedavisi için beyaz MTA kullanıldıktan sonra diş renk değişikliği bildirilmiştir (60, 61). Beyaz MTA

diffüze olabilir moleküllere ayırmaktadırlar (65). Hidrojen peroksit, doğrudan uygulanabilir veya sodyum perborat ya da karbamid peroksitten kimyasal bir reaksiyon ile üretilebilir.

Hidrojen peroksit (HP), acı bir tadı olan ve suda yüksek oranda çözünen renksiz bir sıvıdır. Diş hekimliği dışında, sanayide kumaşların, saçın, tüy ve yiyeceklerin ağartılması, koku giderilmesi ve suyun temizlenmesi işlemlerinde kullanıldığı gibi, tohum dezenfektanı ve şarap üretiminde nötralizan olarak da kullanılmaktadır. Diş beyazlatmanın mekanizması hidrojen peroksitin parçalanmasından sonra serbest oksijenin açığa çıktığı redoks reaksiyonuna bağlıdır (66).

HP, sıvı solüsyonlarda ayrışarak oldukça reaktif hidroksil radikalleri çıkarır ve ortamda bir elektron olmadığı için oldukça elektrofilik ve hareketlidir. Stabilitiyi sağlamak için diğer moleküllere yapışmak ister. Bu sayede diğer radikaller ortaya çıkar. Bu radikaller, doymamış bağların çoğuyla kolayca etkileşime girer ve sonuçta bu bağların mono veya dihidroksilasyonu gerçekleşir (67, 68).

Beyazlatma ajanı renklenmiş yüzeyde yükseltgenme-indirgenme reaksiyonuna neden olur. Beyazlatma ajanı pulpa odasına yerleştirildiğinde reaktif oksijen salınır; kimyasal olarak yüzeyde renklenme azalır (67).



Şekil 2. A. Hidrojen peroksit, hidroksil ve perhidroksil radikalleri ve süperoksit anyonları gibi serbest radikalleri oluşturur. B. Değişken ve oksijene dönüştürülen reaktif oksijen molekülleri C. Hidrojen peroksit anyonları

Dental yapı boyunca peroksit difüze olduğunda oksidasyon reaksiyonu meydana gelir (4, 69), peroksit mine ve dentin yapısına penetre olur ve pulpa odasında farklı konsantrasyonlarda etkisini gösterir. Benetti ve ark. (2004) (70) beyazlatma süresi boyunca peroksitin konsantrasyonunun daha da arttığını bildirmiştir. Işık ve ısı gibi faktörler bu reaksiyonu kolaylaştırmakta ve beyazlatmayı hızlandırmaktadır (71, 72).

2.2.2. Karbamid Peroksit

Karbamid peroksit, hidrojen peroksit ile karbondioksit ve amonyağa ayrışan üre üretmektedir. Diş beyazlatma süresince, karbamid peroksitten ne kadar amonyak ortaya çıktığı tam olarak bilinmemektedir (65).

Karbamid peroksitin vital ve nonvital dişlerdeki etkinliği konsantrasyonlarına göre değişir (73). % 10'luk konsantrasyonda karbamid peroksit jel, evde ağartma işlemlerinde günde 4 ile 8 saatlik periyotlarda 2 hafta veya daha fazla sürede sıklıkla kullanılır (74).

2.2.3. Sodyum Perborat

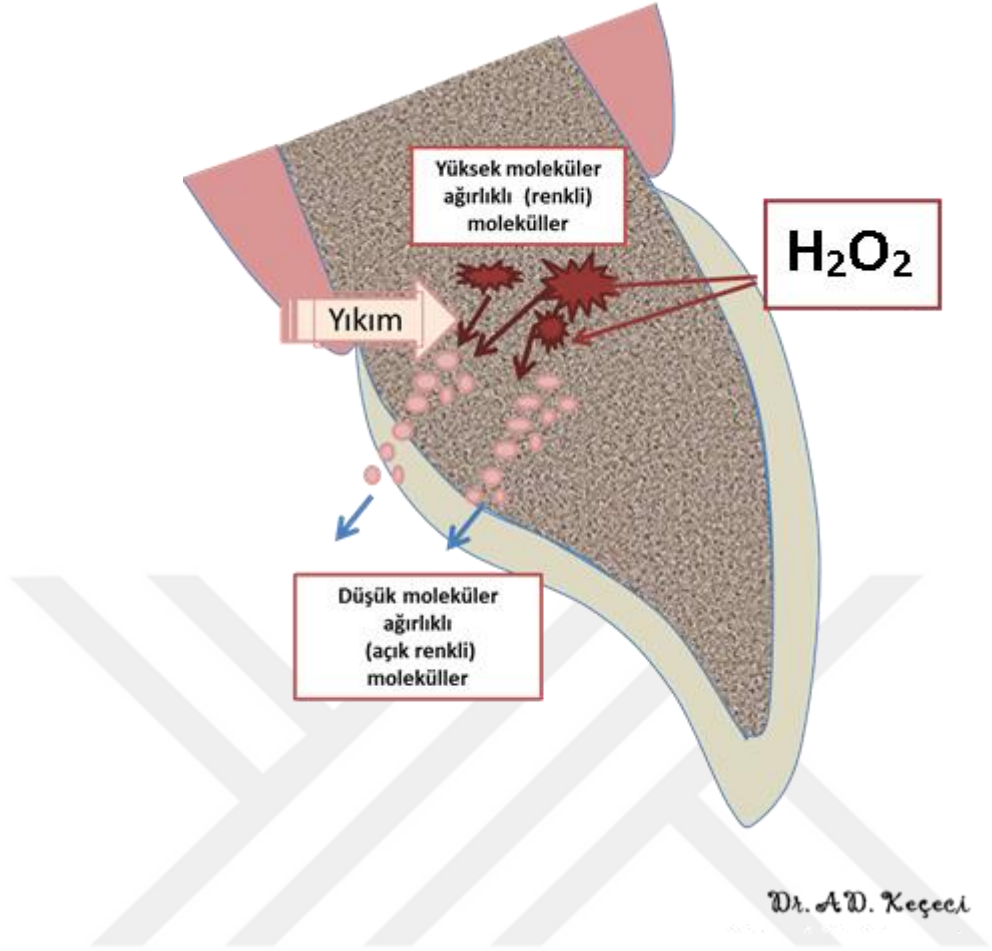
En yaygın kullanılan ağartma ajanlarından bir diğeri ise sodyum perborattır. Kuru haldeyken stabil halde bulunurlar. Ancak asit, sıcak hava ve nemin varlığında, sodyum perborat, HP ve serbest oksijen formuna parçalanır (75).

Sodyum perborat, disodyum tetraboratepentahidrat, hidrojen peroksit ve sodyum hidroksit reaksiyonuyla üretilir. Monohidrat, tetrahidrat ve trihidrat formları vardır ve bulunduğu form açığa çıkardığı oksijen miktarını etkilemektedir (76). Monohidrat formu tetrahidrattan daha iyi erir ve daha yüksek ısı kararlılığına sahiptir ve tetrahidratın ısıtılmasıyla hazırlanır (77).

2.3. Beyazlatmanın Etki Mekanizması

Diş beyazlatmanın mekanizması tam olarak anlaşılammıştır (3). Yaygın olarak peroksidin sert dokuya penetre olduğu ve serbest radikallerin organik renklendiricilere okside olup dentindeki renklenmeyi azalttığı kabul edilmektedir (4).

Hidrojen peroksidin beyazlatma reaksiyonunu açıklayan kimyasal teoriye göre, aktif hidrojen peroksit su (H_2O) ve oksijene (O_2) parçalanır ve kısa bir sürede serbest hidroksil radikalleri ($-OH$) oluşur (78) (Şekil 3). Beyazlatma işlemi oksidasyon-redüksiyon reaksiyonu olarak da bilinir. Peroksitler stabil olmayan serbest radikallere dönüşür. Beyazlatma ajanı olan hidrojen peroksidin parçalanması sonucu oluşan serbest radikaller minenin interprizmatik aralıklarına difüze olur ve büyük organik moleküllerden kopardığı küçük molekülleri köpürme özelliği sayesinde yüzeye taşır. Bu serbest radikaller minede inorganik tuzlar arasında renklenmeye sebep olan organik moleküllerle reaksiyona girer. Bunun sonucu ışığı daha az yansıtan basit moleküller oluşur. Ağartma işlemine devam edildikçe sadece hidrofilik renksiz yapıların kaldığı noktaya ulaşılır. Bu nokta materyalin saturasyon noktasıdır. Ağartma bu noktada bir anda yavaşlar. Ağartmaya devam edilirse karbon içeren materyaller ve proteinlerin karbon bağları yıkılır. Hidroksil grupları bölünmeye başlar. Materyal çok daha ufak parçalara ayrılır. Kalan materyal hızla karbondioksit ve suya dönüşür, minede madde kaybı hızlanır (79).



Şekil 3. Beyazlatmanın etki mekanizmasının şematize edilmiş hali

Karbamid peroksit farklı konsantrasyonlarda kullanılabilir. Karbamid peroksitle diş beyazlatma mekanizması hidrojen peroksitten farklıdır (80). İlk olarak, karbamid peroksit hidrojen peroksit ve üreye parçalanır. %10 karbamid peroksit; % 6,6 üre ve %3,4 hidrojen peroksit'e parçalanır. Daha sonra üre karbondioksit ve amonyağa parçalanır (81).

2.4. Dişlerde Beyazlatma

2.4.1. Vital Dişlerde Beyazlatma

Vital dişleri ağartmada birçok farklı yöntem kullanılmıştır (2). Farklı ajan, konsantrasyon, uygulama süresi, ürün formülü, uygulama modeli ve aktivasyon yöntemleri mevcuttur (3). Vital dişlerde uygulanan üç temel beyazlatma yöntemi vardır:

- ✓ Ev Tipi Beyazlatma (Evde hasta tarafından uygulanan beyazlatma)
- ✓ Ofis Tipi Beyazlatma (Hekim tarafından klinikte uygulanan beyazlatma)
- ✓ Kombine (Ev Tipi + Ofis Tipi Beyazlatma) Uygulamalar

2.4.1.1. Ev Tipi Beyazlatma (Evde Hasta Tarafından Uygulanan Beyazlatma)

Evde uygulanan beyazlatma sistemi, beyazlatıcı jelin dişlerle temas halinde tutulması için rezervuar içeren veya içermeyen yumuşak bir plastik gece koruyucusu içerir. Uygulama talimatı tipik olarak günde 30 dakika ile 2 saat arasında değişen sürelerde tedavinin başlangıcındaki diş rengine bağlı olarak 2 ile 6 hafta boyunca uygulama şekli önerilmektedir (82).

Evde uygulanan beyazlatma jelleri en az % 5 en fazla % 36 oranında karbamiit peroksit ve % 6, %7.5, % 9.5, % 14 ve % 15 oranında hidrojen peroksit içerirler. Konsantrasyonu yüksek beyazlatma jeli kullanmak dişleri daha hızlı beyazlatır. % 5 konsantrasyonla 3 haftada elde edilen rengin % 10 ve % 16'lık ile 2 hafta uygulama sonucunda elde edildiği kaydedilmiştir. Bu tekniğin birçok çalışmada araştırılması ve bilimsel verilerle desteklenmesi en önemli avantajları arasındadır. En önemli dezavantajı ise ideal sonuçları elde etmek için hasta uyumu gerektirmesidir (2).

Gece kullanımı için;

- ✓ Opalescence PF (Ultradent Products), %10, %15 ve %20 karbamiit peroksit içerir.

- ✓ Nupro White Gold (DENTSPLY Professional), %10 ve %15 karbamiit peroksit içerir.
- ✓ Nite White Turbo (Discus Dental), %6 hidrojen peroksit içerir.
- ✓ PolaNight (Southern Dental Industries), %10, %16, ve %22 karbamiit peroksit içerir.
- ✓ Colgate Platinum (Colgate)

Gündüz kullanımı için;

- ✓ Opalescence PF (Ultradent Products), %10, %15 ve % 20 karbamiit peroksit içerir.
- ✓ Treswhite (Ultradent Products), 9% hidrojen peroksit içerir.
- ✓ Rembrandt XTRA-Comfort (Johnson & Johnson), %16, %22 ve 30% karbamiit peroksit içerir.
- ✓ Natural Elegance (Henry Schein), containing %10, %15 ve %22 karbamiit peroksit içerir.
- ✓ JustSmile (JustSmile Whitening Systems), %2 ve %10 hidrojen peroksit içerir.
- ✓ Perfecta Bravo (Premier Dental Products), %9 hidrojen peroksit içerir.

2.4.1.2. Ofis Tipi Beyazlatma (Hekim Tarafından Klinikte Uygulanan Beyazlatma)

Ofis tipi sistemler %15, %30 veya %35 hidrojen peroksit içerirler, ısıyla veya ısı olmaksızın ve dişeti bariyeri ile birlikte kullanılırlar. Ürün ofiste uygulanır. Avantajları, hızlı sonuç görmek isteyen hastalar için çabuk sonuç elde edilmesi ve hasta uyumu gerektirmemesidir. Dezavantajları; hasta masraflarının artması, uygulama süresinin uzaması ve optimal sonuçlar almak ve onları korumak için birden fazla seans gerektirmesidir (2).

Piyasadaki bazı ürünler;

- ✓ Illumine (DENTSPLY Professional), %15 hidrojen peroksit içerir.
- ✓ OfficeWhite (Life-Like Cosmetic Solutions), %40 hidrojen peroksit içerir.
- ✓ Perfection White (Premier Dental Products), %35 hidrojen peroksit içerir.
- ✓ Niveous (Shofu Dental), %25 hidrojen peroksit içerir.
- ✓ Opalescence Xtra Boost (Ultradent Products), %35 hidrojen peroksit içerir.

Işık aktivasyonlu uygulamalar:

Işıkla aktive edilen işlemler, yüksek konsantrasyonlu hidrojen peroksit ajanının plazma ark, LED, argon lazerleri ve metal halid ve ksenon-halojen ışık kaynakları ile aktive edilmesine dayanır. Tedavinin arkasındaki teori, ışığın veya ısının hidrojen peroksitin parçalanmasını hızlandıracağı ve böylece dişleri daha hızlı beyazlatacağı yönündedir. Öngörülen yararı, daha hızlı sonuçlar üretirken prosedürün daha az zaman harcamasıdır. Bazı araştırmacılar, kullanımını önerirken (83) bazıları hiçbir fayda sağlanmadığı sonucuna varmıştır (84).

Mikroabrazyon uygulamaları:

Ofis tipi uygulamalarda, hidroklorik asitin pomza tozu ile karıştırılarak uygulandığı tekniktir. Loyala Rodriguez ve ark. (2004) (85) %37'lik fosforik asit ve pomza ile hazırlanmış aşındırıcı patın minenin renkli kısımlarına 10 sn boyunca uygulanıp 20 sn boyunca yıkanması ile yapılabileceğini tarif etmişlerdir. HCl ve pomza tozu ile yapılan mikroabrazyon tekniğinde daha fazla mine kaybı olduğu bildirilmiştir (86).

Bu tekniğin, dişlerinde ısı değişimleri ve asidik içeceklere karşı hassasiyet bulunan ve iyi koopere olmayan hastalarda kontrendike olduğu unutulmamalıdır (32).

Makroabrazyon uygulamaları:

Lokalize ve yüzeysel white spot lezyonların, renklenme ve defektlerin uzaklaştırılması amacıyla kullanılan bir diğer yöntem de makroabrazyon yöntemidir.

Bu yöntemde aeratör ile ince grenli elmas kompozit bitirme frezleri ile defekt uzaklaştırılır. Dişe geri dönüşü olmayan zararların verilmemesi için işlem çok az basınçla gerçekleştirilmelidir. Renkli bölgenin uzaklaştırılmasından sonra yüzey bir lastik yardımıyla parlatılır (87).

2.4.1.3. Kombine (Ev Tipi + Ofis Tipi Beyazlatma) Uygulamalar

Kombinasyon tedavisi, yüksek konsantrasyonlu hidrojen peroksit ajanının ofis uygulamasını takiben 5 gün boyunca evde uygulanması ve sıklıkla ilave ofis uygulaması ile tedavinin bitirilmesi şeklinde yapılmaktadır (88).

2.4.1.4. Over-the-counter Beyazlatma Tedavileri (Hekim Kontrolü Olmadan Uygulanan Tedaviler)

Diş macunları, beyazlatıcı bantlar, önceden hazırlanmış veya yarı şekillendirilebilir plaklar ve uygulama fırçaları bu tür tedaviler için kullanılmaktadır. Beyazlatıcı bantlar % 6-7 oranında hidrojen peroksit, uygulama fırçaları %18-20 oranında karbamit peroksit içerir. Macunlarda da düşük oranda hidrojen peroksit veya normal diş macunlarına göre daha büyük grenli aşındırıcılar bulunmaktadır. Bu durum hekim kontrolü dışında olduğu için diş hekimine ulaşamayan hastalar için iyi bir alternatif gibi görünse de kontrolsüz kullanımlar nedeniyle faydadan çok zarar verebilir (89).

2.4.2. Devital Dişlerde Beyazlatma Yöntemleri

Devital dişlerdeki renklenmeler diş dizisinde kolayca ayırt edilebildiği için özellikle ön dişlerde estetik sorunlara yol açmaktadır. Devital dişlerde ortaya çıkan renklenme asimetriktir ve tek dişi ilgilendirir, nadiren birkaç dişin etkilenmesiyle travma sonucu ortaya çıkabilir. Pulpa odasındaki endodontik materyaller (özellikle gümüş içerikli patlar), travma sonucu oluşan nekrotik değişiklikler ana etiyolojik faktörlerdir. Vital ekstirpasyon sonrası irrigasyonun yetersiz olması ise en önemli iyatrojenik faktördür. Pulpa dejenerasyonu sonucu oluşan bu renk değişikliğinin mekanizması çok açık olmasa da bakteriyel ve travmatik sebeplerle ortaya çıkan

hemoliz ile serbestlenen kan yıkım ürünlerinin sebep olduğu düşünülmektedir. Bunlar hemosiderin, hemin, hemotidin ve renk maddeleri olarak demir serbestleyen hematoporfirindir. Dentin kanallarına uzanan bu maddeler bakteri ürünleri ile birleşerek sarı-kahverengi renklenmelere yol açabilirler (46, 90).

Nonvital beyazlatma teknikleri “walking bleach” ve “modifiye walking bleach”, “termo/photo bleach” olarak da bilinen “nonvital power bleaching” ve “inside/outside bleaching” yöntemlerini kapsamaktadır.

2.4.2.1. Walking Bleach Tekniği

İlk kez Spasser ve Herbert (1961) (91) tarafından tarif edilen bu teknik sodyum perborat ile su karışımının pulpa odasına yerleştirilip sızdırmaz bir şekilde kapatılması olarak tarif edilmiştir. 1 hafta sonra hasta geri dönecek ve istenen beyazlama gerçekleşene kadar işlem tekrarlanacaktır. ‘Walking bleach’ tekniği %30’luk hidrojen peroksit ile sodyum perborat karışımının pulpa odasına yerleştirilmesi şeklinde modifiye edilmiştir. Bu teknik ‘modifiye veya kombinasyon walking bleach tekniği’ olarak adlandırılmıştır (92). Sodyum perboratla karıştırılan hidrojen peroksit onun etkisini artırır ve daha iyi bir beyazlatma sağlar. Bu işlem daha hızlıdır ve bu nedenle 1 hafta sonra sonuç elde edilebilir (93).

Herhangi bir beyazlatma prosedüründen önce, kök kanalı obtürasyonunun ve apikal dokuların kalitesini değerlendirmek için dişlerin radyografisi kaydedilmelidir. Herhangi bir eksiklik ağartmadan önce giderilmelidir. Günümüzdeki “walking bleach” tekniğinde bir karışım oluşturmadan sodyum perboratın yerine %10 karbomit peroksit bir şırıngayla kavitenin içerisine yerleştirilir ve 3 günde bir hasta incelenir (5).

Teknik uygulanırken tedavi edilecek dişin pulpa odasındaki materyaller mine-sement sınırının altında olacak şekilde uzaklaştırılır. Koruyucu bariyer olarak polikarboksilat, çinkofosfat, cam iyonomer, IRM gibi materyaller en az 2 mm kalınlığında kullanılabilir (32).

2.4.2.2. Non Vital Power Bleaching

Bu teknik, yüksek sıcaklık kullanımı ve muhtemelen artan iç rezorpsiyon riski nedeniyle en az tercih edilen tekniktir. Hidrojen peroksit jel,% 30-35'lik bir konsantrasyonda pulpa odasına uygulanır ve ışık ya da ısı ile etkinleştirilir. Sıcaklık 50 - 60 C civarındadır ve 5 dakikalık periyodu takiben soğuması için 5 dakika ara verilmelidir (93). Diş kurutulur, ilave tedavinin gerekli olup olmadığına karar vermek için 2 hafta sonra tekrar değerlendirilir ve gerekliyse walking bleach tekniği uygulanır.

Dişin kesin bir restorasyon için hazır olup olmadığı ya da tekrardan beyazlatma gerekip gerekmediği 2 hafta sonra gözden geçirilir (5).

2.4.2.3. Inside/Outside Bleaching

Settembrini ve ark. (1997) (94), düşük konsantrasyonda HP bulunan karbamiit peroksit (KP) kullanarak intra ve ekstrakoronal ağartmayı birleştiren inside-outside (I-O) bleaching diye adlandırılan alternatif bir teklif önermiştir. Bu teknikte, hastalar ağartma maddesinin günlük evde kullanımından sorumludurlar ve bu nedenle ağartma etkisi doğrudan uyumlarına bağlıdır. Modifiye ağartma tekniğinde olduğu gibi, inside/outside ağartma tekniğinde; %5, %16, %22 veya 35% gibi değişen konsantrasyonlarda karbamiit peroksit kullanılır.

Bu teknik, non-vital dişlerinde kullanılan home bleaching tekniği ile internal bleaching tekniğinin bir birleşimidir. Nonvital dişlerin ağartılmasında bu tekniğin avantajı ağartma maddesi için hem internal hem de eksternal bir yaklaşım uygulanmasıdır. Daha düşük bir ağartma konsantrasyonu, genellikle % 10 karbamiit peroksit kullanımının, eksternal rezorpsiyon riskini azalttığı düşünülmektedir. Bu tekniğin temel dezavantajı hasta uyumunun gerekli olması ve kavitenin içerisine beyazlatma ajanını yerleştirmek için düşük oranda el yeteneğinin gerekli olmasıdır (5).

2.5. Nötralizasyon

Endodontik olarak tedavi edilen dişlerin tek başına veya sodyum perborat ve hidrojen peroksit kombinasyonu ile beyazlatılması, doğal rengi yeniden kazanmak için sıkça kullanılan bir yöntemdir. Bununla birlikte, son zamanlarda bu prosedürü servikal kök rezorpsiyonunun izlediği bildirilmiştir (95, 96). Bazı araştırmacılar, ağartıcı materyallerin dentin tübüllerine nüfuz ettiğini ve servikal kök rezorpsiyonunu takiben bir inflamatuvar süreci başlattığını iddia etmiştir (97). Bu nedenle aşağıdaki ajanların nötralizasyon etkileri incelenmiştir.

2.5.1. Kalsiyum Hidroksit

Günümüzde devital renklenmiş dişlerde estetiği düzeltmek için düşük riskli rutin tedavilerde intrakoronel beyazlatma yapılmaktadır. Fakat yetersiz servikal tıkama ve yüksek konsantrasyonda beyazlatma ajanının kullanımından kaçınılmalıdır, böylece servikal kök rezorpsiyon riski azaltılabilir (98). Eksternal servikal kök rezorpsiyonu genellikle çevre dokulardaki enflamasyon reaksiyonunun bir sonucudur. Harrington ve Natkin (1979) (95), dentin tübülleri yoluyla ağartıcı ajanların sızıntısının periodontal dokulara doğrudan zarar verebileceğini ve servikal bölgede inflamatuvar bir yanıt başlatabileceğini bildirmişlerdir. Lado ve ark. (1983) (99) ağartma ajanlarının dentin tübüllerine nüfuz edebileceğini ve mine ile sement arasında, servikal bölgedeki dentini denatüre edebileceğini bildirmişlerdir. Kalsiyum hidroksit, periodonsiyumun enflamasyon sürecini durdurmak için inflamatuvar kök rezorpsiyonunun tedavisinde kullanılmıştır (97). Kalsiyum hidroksiti etkili kılan mekanizma henüz bilinmemektedir. Kök kanalından iyonların difüzyonunun diş dokularının pH'ını yükselttiği ve böylece osteoklastik etkinliği engellediği ve alkalik fosfatazları aktive ettiği öne sürülmüştür (100).

Dentinin kalsiyum iyonlarına özellikle smear tabakası varlığında daha geçirgen olduğu görülmüştür. Bununla birlikte, Fuss ve ark. (1989) (97) Ca(OH)_2 'nin kanaldan doğrudan dentin tübüllerine sızmadığını veya rezorpsiyon alanına bitişik periodontal dokuların pH'ını değiştirdiğini belirtmişlerdir. Wang & Hume (1988) (101) Ca(OH)_2 'in *in vitro* yerleştirilmesinin, dentin tabakası boyunca

hidroksil iyonlarının hareketlerini azalttığını bildirmişlerdir. 14 günlük periyoddan sonra kalsiyum hidroksit kullanılan örneklerin eksternal yüzeyinde pH önemli düzeyde artmıştır. Sodyum perborat ve karbomit peroksit kullanılan gruplarda kalsiyum hidroksitin etkisi önemli değildir (102).

Perez ve ark. (2001) (103) da pulpa odasına kalsiyum hidroksit yerleştirmenin dentinal pH'ı artırdığını belirtmişlerdir. Beyazlatma prosedüründen dolayı sement ve dentinin pH değişimi servikal periodontal ligament bölgesinde osteoklastik aktivitesi olan bir çevre oluşturabilir. Pulpa odasına Ca(OH)₂ yerleştirilmesiyle demineralizasyon ve hasar görmüş doku pH'ının alkali bir hale dönmesiyle eski haline dönebilir. Lambrianidis ve ark.'nın (2002) (104) yaptığı çalışma ise, intrakoronal beyazlatma süresince kalsiyum hidroksitin bariyer olarak kullanılmasının eksternal kök yüzeyinde asidik pH'ın geri çevrilmesinde önemli bir etkisinin olmadığını düşündürmüştür. Fakat *in vivo* çalışmalara da ihtiyaç duyulmaktadır.

2.5.2. Sodyum Askorbat, Alfatokoferol

Beyazlatmayı takiben oluşan diş ile dolgu maddesi arasındaki zayıf bağlantının güçlendirilmesi amacıyla birçok yöntem önerilmektedir. İlk olarak “beyazlatma sonrası beklemek” bağlantıyı iyileştirme yöntemleri arasında sayılabilir. Kullanılan beyazlatma ajanına göre değişkenlik göstermekle birlikte, %10'luk KP için 24 saat - 7 gün, %35'lik HP için ise 7 gün sürelerince yapay tükürükte bekleme periyodları mine bağlantı dayanımının yeniden sağlanması için tavsiye edilmektedir (105, 106).

Benni ve ark. (2014) (107) etanol ya da aseton bazlı bonding ajan kullanımının da bağlantı başarısızlığını azaltılabileceğini ya da ortadan kaldırılabileceğini ifade etmektedir. Sıklıkla kullanılan bir diğer yöntem ise beyazlatma sonrası mine yüzeyine antioksidan ajanlar uygulanmasıdır. Sodyum askorbat, α-tokoferol (E vitamini), üzüm çekirdeği özü (proantosiyanidin), likopen, yeşil çay, epigallokateşin gallate bilinen antioksidanlar arasında sayılabilir (108-110).

Sodyum askorbat sıklıkla değerlendirilen bir antioksidan olmakla birlikte, üzüm çekirdeği özü de bazı makalelerde değerlendirilmiştir. Ancak E vitamini kompleksinin en aktif komponentlerinden biri olan α -tokoferolün antioksidan ajan olarak etkinliğinin değerlendirildiği sınırlı sayıda çalışma mevcuttur (111, 112).

Kaya ve ark. (2008) (113) ise antioksidan kullanımında uygulama süresinin önemine dikkat çekmiştir. Beyazlatma uygulamasından sonra sodyum askorbatın 10-60-120-240-480 dk'lık uygulanmasının makaslama kuvvetine etkisi değerlendirilmiş, en yüksek makaslama kuvveti 480 dk'lık sodyum askorbat uygulamasından sonra görülmüş ve sodyum askorbat için en az 60 dakikalık uygulama süresi önerilmiştir. Miranda ve ark. (2013) (105) ise %10'luk sodyum askorbatın 60 dakika boyunca uygulanmasının kompozit ile mine bağlantısını beyazlatma öncesi değerlerine yükselttiğini göstermişlerdir. Güler ve ark. (2013) (109) %35'lik HP ya da %16'lık KP uygulamasını takiben %10'luk sodyum askorbatın iki beyazlatıcı ajanın da hem dimetakrilat hem de siloran bazlı kompozit rezinlerle olan bağlantısını, beyazlatma uygulanmayan mine-rezin bağlantısı seviyesine taşıdığını göstermişlerdir. Türkün ve ark. (2009) (114) da beyazlatma yapılan dişlere antioksidan olarak sodyum askorbat uyguladıktan sonra dentine adezyonun %35 arttığını bildirmişlerdir.

Son çalışmalarda antioksidan olarak askorbik asit ve sodyum tuzu, oksidatif bileşikleri özellikle serbest radikalleri uzaklaştırmak için kullanılmıştır (115-117). Soeno ve ark. (2008) (117) askorbik asitin antioksidan ajan olarak etki gösterdiğini, askorbik asit ve ferrik kloritin bonding ajanının dentine adezyonunu artırdığını bildirmişlerdir.

2.6. Beyazlatmanın Yan Etkileri

Beyazlatmanın uzun dönemde yan etkisi tam olarak bilinmemektedir. Beyazlatma ajanları daha beyaz dişler elde etmek için ya uzun dönem uygulanmakta ya da yüksek konsantrasyonda kullanılmaktadır. Birçok çalışmada beyazlatma ajanlarının mine ve dentinin sertliğini, yüzey morfolojisini, adezyonunu etkilediği ve yüzey demineralizasyonuna, erozyon/abrazyona sebep olduğu görülmüştür. Daha az

çalışmada da gücünü, yorgunluğunu ve fraktür dayanıklılığını etkilediği gösterilmiştir (3, 118, 119).

Ağartma işlemini hızlandırmak için genellikle ısı uygulanır ve dişlerde artmış hassasiyet gibi sık görülen yan etkiler görülür (63). Ağartma jelinde sıcaklığın artmasına neden olan aktivasyon yöntemlerinden biri, yüksek yoğunluktaki ışıkla yapılan beyazlatma yöntemidir (120). Bu yöntemin dişler üzerindeki yan etkilerinin, tedavi sonrası mine yüzeyinde oluşan değişiklikler ve pulpa hassasiyeti olduğu olduğu bildirilmiş ve araştırılmıştır (5, 121).



Tablo 3. Beyazlatma tedavilerinin yan etkileri

	Etiyoloji	Etki	Açıklama
Sistemik	Yutma	Kusma, siyanoz, konvülsiyon, solunum sorunları, serebral enfarktüs ve kalpte iskemik değişiklikler (122)	
Mine	Karbamid peroksit 10'lık Karbamid peroksit %10'luk karbamid peroksit %37 KP ile ofis tipi, %10 KP ile ev tipi ve plasebo ajanı % 10'luk karbamid peroksit Ev tipi (%10 CP) ve ofis tipi (%35 HP) beyazlatma	Pitler, çukurcuklar, pörözite ve erozyon ve mineral kaybı (123-126) Mineral kaybı ve pürüzlülük artışı (127) Belirgin kalsiyum kaybı (1.06 µg/mm ²) (128) %3,4-6,8 arasında mikrosertlikte azalma (22) Minenin mikrosertliğinde değişiklik bulunamamış (129-131) Ev tipi beyazlatma beyazlatmada daha çok minede demineralizasyon (132)	SEM çalışması SEM çalışması Atomik Absorbsiyon Spektrofotometre çalışması <i>İn situ</i> çalışma <i>İn vitro</i> araştırmalarda Fotoirradiasyon
Dentin	48 saat süreyle %10 ve %15'lik KP uygulaması %38 lik HP'in 2 seans uygulaması %16'lık hidrojen peroksit %10 KP ve %30 HP %30'luk HP Beyazlatma ajanları %35'lik HP	Azalmamış dentin fraktür dayanımı (133). Azalmış dentin fraktir dayanımı (134) Mine ve dentinde yapısal ve kimyasal değişim görülmemiş (135) Azalmış kalsiyum-fosfat oranı (136) Dentinin germe ve makaslama kuvvetlerine zararlı etkiler (137). Servikal kök rezorbsiyonu (65) Kök rezorbsiyonu (138)	<i>İn situ</i> LED Lazer

Pulpa ve Hassasiyet	Beyazlatma ajanları	7 ile 9 gün arasında eksternal yüzeyde önemli pH artışı (97)	<i>in vitro</i>
	%3,5, %7 ve %12'lik HP	98 saat sonunda 23-26 mikrogramlık pulpa penetrasyonu (139)	
	%35'lik HP solüsyonu 5 dk süreyle iki kez	Pulpada hafif bir enflamasyon (54 derecede) (140)	
	%10 ve %16'lık KP	%10'luk konsantrasyonu %16'lık konsantrasyonuna göre pulpa hücrelerine daha az toksik (141).	
	%38'lik HP	Kanin ve kesici dişlerin geçirgenliğinde belirgin artış (22)	
	%10'luk KP	Diş hassasiyeti (138)	
Periyodonsiyum	%10 KP	Gingival irritasyon (142) .	Taşıyıcı plaklar
	HP ve KP ajanları	Gingival irritasyon ve hassasiyet (143)	Ev tipi beyazlatma
	%38'lik HP	Hassasiyet ve gingival irritasyon (138)	Tek başına veya ısı ve ışık ile aktivasyon
Dolguların bağlanması	Beyazlatma	Beyazlatılmış minede rezin taglar sayıca daha az, daha az belirgin ve beyazlatılmamış mineye göre daha kısa (144).	
	Peroksit bazlı materyaller	Minenin bağlanma dayanıklılığında düşüş (145, 146).	

Beyazlatma ajanının etkisi dişlerin doğrudan aktif beyazlatma maddesine maruz bırakılma süresi ve konsantrasyonu ile ilgilidir. Uygulama süresi ve beyazlatıcı maddenin konsantrasyonu arttıkça oksidasyon işleminin etkinliği artarken renk değişimi ve yan etkiler artabilir (147).

Beyazlatma ajanlarının mine ve dentine genel olumsuz etkisi; pörözite, demineralizasyon ve restoratif materyallerin adezyonunu etkilemesidir (145, 148).

2.6.1. Mine Yapısında

Haywood ve ark. (1990) (149), karbamiit peroksitle yapılan beyazlatma uygulamalarını SEM'le (scanning electron microscopy) incelediklerinde mine morfolojisinde değişiklik görülmediğini ya da çok az olduğunu bildirmişlerdir. Bunun aksine bazı çalışmalarda ise mine yapısında değişiklikler (150), pitler, çukurcuklar, pörözite ve erozyon alanları gözlemlenmiş, bunun çözünme ve mineral kaybı ile meydana geldiği bildirilmiştir (123-126). Karbamiit peroksit %16'luk konsantrasyonda kullanıldığında mine yüzeyinde mineral yapısının kaybı ve pürüzlülüğün artması gibi daha büyük değişikliklere neden olur (127). SEM incelemelerinde mine yüzeyinde *in vitro* % 10 karbamiit peroksit uygulanan ve *in situ* insan tükürüğüne maruz bırakılan bir çalışmada, mine yüzeyinde benzer morfolojik değişikliklerin varlığı gözlemlenmiştir (145).

Atomik absorpsiyon spektrofotometresi ile yapılan bir çalışmada %10'luk karbamiit peroksitin insan minesine 6 saat süre uygulanmasından sonra belirgin kalsiyum kaybı ($1.06 \mu\text{g}/\text{mm}^2$) olduğu ve bunun 2,5 dakikalık kola uygulamasındaki kalsiyum kaybına eşit olduğu görülmüştür (128). Dişlerin organik matrisinde hidrojen peroksidin güçlü oksidizasyon etkisi beyazlatmadan sonra gözlemlenen değişikliklerde esas rolü oynar, mine ve dentinin sertliğinde azalma ve mineral içeriğinde değişikliklere de neden olabileceği belirtilmiştir (69). Demineralizasyon ve kalsiyumun kaybı beyazlatılmış hidroksiapatitin inorganik yapısında oluşabilecek değişikliklerdendir (151). Asidik solüsyonlara küçük miktarlarda kalsiyum ilavesinin minede madde kaybını azaltabileceği bildirilmiştir (152). Rodrigues ve ark. (2005) (22) 3 hafta süreyle farklı teknikler ile beyazlatma yapıldıktan sonra minenin mikrosertlik değerlerinin başlangıç değerlerine göre daha düşük olduğunu bildirmiştir. Araştırmacılar %37 KP ile ofis tipi , %10 KP ile ev tipi ve plasebo ajanın *in situ* uygulamalarında %3,4-6,8 arasında anlamlı azalma saptamışlardır. Zantner ve ark. (2007) (118), farklı beyazlatma işlemlerinden sonra minenin mikrosertliğinin beyazlatma ajanının tipi ve konsantrasyona göre değiştiğini tespit etmişlerdir. Buna karşın, % 10'luk karbamiit peroksit uygulanan bazı *in vitro* araştırmalarda minenin mikrosertliğinde değişiklik bulunamamıştır (129-131). Benzer çalışmalardaki farklı sonuçlar deney düzeneklerinde uygulama süresi, tükürük

tampon varlığı, örnek sayısı gibi parametrelerin farklılıklarından kaynaklanmış olabilir.

Oltu ve Gürkan (2000) (153), 6 hafta süreyle uygulanan %10 ve %16'lık karbomit peroksidin yüzey morfolojisini etkilemediğini, 4 gün süreyle 30 dakika uygulanan %35'lik hidrojen peroksidin ise etkilediğini belirtmiştir. Titley ve ark. (1988) (154), fosforik asit uygulamasını takiben uygulanan %35'lik hidrojen peroksidin yüzeyde pörözite artışına neden olduğunu belirtmişlerdir.

Ogura ve ark. (2013) (132) fotoirradiasyon ile ev tipi ve ofis tipi beyazlatmanın mine yapısına etkisini incelemişler ve ev tipi beyazlatma uygulanan veya fotoirradiasyon yapılmadan beyazlatma uygulanan minede demineralizasyonun arttığını bildirmişlerdir. Ofis tipi beyazlatma uygulanan minenin demineralizasyona karşı daha dirençli olduğu bildirilmiştir. Ofis tipi beyazlatma oluşan bu direncin uygulanmadan önce peroksitin minenin derin tabakalarına ulaşmamasından kaynaklandığı belirtilmiştir.

Beyazlatma uygulama seansları arasındaki sürenin uzun olması minenin remineralizasyonuna ve dişlerin mekanik özelliklerinin düzelmesine fırsat verir (155).

2.6.2. Adeziv Dolguların Bağlanmasına Etkisi

Mine ve dentine bağlanma hidrojen peroksidin varlığından dolayı beyazlatmayı takiben değişebilir. Beyazlatılmış minede rezin taglar sayıca daha azdır, daha az belirgin ve beyazlatılmamış mineye göre daha kısadır (144). Peroksit bazlı materyallerin minenin bağlanma dayanıklılığına ve yapısına etkileri ile ilgili araştırmalarda bağlanmanın düştüğü saptanmıştır (145, 146). Klinik olarak bağlanma değerlerindeki bu düşüş önemlidir. Bazı yazarlar hidrojen peroksitlerin bağlanma üzerindeki olumsuz etkilerinin artık oksijenden kaynaklandığını bildirmiş ve bu durumun rezinin polimerizasyonunu engellediğini vurgulamışlardır (156).

Beyazlatma tedavisi sonrasında azalmış bağlanma dayanıklılığı ile ilgili klinik problemlerden kaçınmak için pek çok yöntem önerilmektedir. Beyazlatma

tedavisi sonrası restorasyon yapımının 24 saat ile 2 hafta geciktirilmesi en çok önerilen yöntemdir (157).

2.6.3. Dentin Yapısında

48 saatte ve %10 ve %15'lik KP ile yapılan *in situ* çalışmada dentin fraktür dayanımının azalmadığı belirtilmiştir (133). Pobbe ve ark. (2008) (134) da %38 lik HP'yi 2 seans LED lazer sistemiyle aktive ederek uygulamanın dişin fraktür direncini azalttığını bildirmişlerdir. Götz ve ark. (2007) (135) yaptıkları bir çalışmada %16'lık hidrojen peroksitin diş yüzeyine uygulanmasından sonra mine veya dentinde yüzey ve yüzey altında yapısal veya kimyasal bir değişim olmadığını saptamışlardır. Kawamoto ve Tsujimoto (2004) (9)'ya göre diş beyazlamasından HP'in parçalanması sonucu açığa çıkan OH radikali sorumludur, peritübüler ve intertübüler dentini etkileyerek organik kısmı çözer, geçirgenliği artırır, sertliği ve elastik modülü azaltır. Rotstein ve ark. (1997) (136) tarafından yapılan çalışmada, dentinin kalsiyum-fosfat oranının %10 karbomit peroksit ve %30 hidrojen peroksitle yapılan beyazlatmada önemli derecede azaldığı bulunmuştur.

Ağartma ajanları mine, dentin ve sementte morfolojik ve yapısal değişikliklere neden olur. Bu ajanlar, dokuda potasyum, sülfür, fosfor ve kalsiyum seviyelerinde değişikliğe neden olur ve dokunun organik inorganik komponentleri arasındaki oranı değiştirerek çözünürlüğü artırır (158). %30'luk HP'nin dentinin germe ve makaslama kuvvetleri gibi biyomekanik özellikleri üzerinde de zararlı etkileri olduğu bildirilmiştir (137).

Hidrojen peroksit ve karbomit peroksit diş yüzeyinin morfolojisi değiştirir, intertübüler ve peritübüler dentini etkiler, zayıflamış iyon bağı nedeniyle diş yapısında değişimlere neden olur (159, 160). Böylece beyazlatma yapılan dişlerde açığa çıkan kalsiyum ve fosforun azaldığı sonucuna varılmıştır (151). Jiang ve ark. (2007) (161)'na göre dentin demineralizasyonu hidrojen peroksitin asidik özelliğinden daha çok oksidasyon özelliğinden kaynaklanmaktadır.

Çalışmalar, peroksitlerle yapılan beyazlatma işlemlerinin mineralize dentinin eğilme direncini ve modülünü azaltabileceğini göstermiştir, sağlam sıgır dentininde

yaklaşık 140-220 MPa eğilme direnci mevcutken, eğilme modülü yaklaşık 12-14 MPa'dır. Maciel ve ark. (1996) (162) dekalsifiye insan dentin matrisinin sudaki elastik modülünün 5-7 MPa arasında değişebileceğini belirtmiştir. Berger ve ark. (2012) (163) sığır dişlerinde demineralize dentinin (kontrol grubu) elastik modülü yaklaşık 3 MPa bulmuştur ki, bu insan dentini elastik modülü değerinin yarısını temsil etmektedir. Sonuçlar, insan ve sığır dişleri arasındaki bileşimsel ve morfolojik farklılıkları kısmen yansıtmaktadır. Araştırmacılar, numuneler beyazlatıldıktan hemen sonra test edildiğinde demineralize dentin matrislerinin elastik modülünde bir azalma gözlemlemişlerdir. Bununla birlikte, su içinde 14 günlük depolamadan sonra, ağartılmış grupların çoğunun, ağartılmamış kontrol grubuna benzer bir elastik modülü göstermesi remineralizasyonun mümkün olduğunu açıklamaktadır. Son çalışmalar hidrojen peroksit ve karbomit peroksitin MMP (matrix metalloproteinaz) kollajenlerinin parçalanmasını artırdığını göstermiştir (164).

Beyazlatmadan sonra dentinin mikrosertliği azalmıştır fakat bunun klinik olarak bir önemi olmadığı da belirtilmiştir (165).

Lado ve ark. (1983) (99) beyazlatma ajanlarının dentin tübüllerine nüfuz edebileceğini ve mine ile sement arasındaki servikal bölgede dentini denatüre edebileceğini bildirmişlerdir. Denatüre dentin yabancı bir doku olarak immünolojik cevabı tetikleyebilir. Bazı araştırmacılar, beyazlatma materyallerinin dentin tübüllerine nüfuz ettiğini ve servikal kök rezorpsiyonunu takiben bir enflamatuvar süreci başlattığını iddia etmiştir (95, 166). Dentin hidrojen peroksit geçirgendir ve bu difüzyon oranı %82' ye kadar ulaşır, bu da morfolojik ve kimyasal varyasyonlara neden olabilir (167). Endodontik olarak tedavi edilen dişlerin intrakoronal beyazlatması servikal kök rezorpsiyonuna sebep olabilir. Bunun nedeni beyazlatma ajanının dentin tübülleri boyunca periodontal dokulara geçmesi olarak açıklanabilir (65).

Sonuç olarak hidrojen peroksit yalnız veya sodyum perborat ile birlikte kullanıldığında dentin permabilitesini artırır, dentinin kimyasal yapısını değiştirir ve diş sert dokusunun fiziksel özelliklerini zayıflatır (137).

2.6.4. Pulpa Yapısında

Diş duyarlılığının ekspozite kök yüzeyi, dentin ya da çürükle ilişkili olmadığına inanılır, fakat duyarlılık; mine ve dentinden pulpanın içerisine hidrojen peroksitin kolay bir şekilde geçişiyle açıklanabilir. Bu, pulpal sınırları etkileyen enflamasyonla sonuçlanabilir (168). Hidrojen peroksitin penetrasyon çalışmalarında bileşiklerin çekilmiş dişlerin mine ve dentininden pulpa odasına kolaylıkla ulaştığı rapor edilmiştir (169). Hidrojen peroksit pulpa enzimlerine etki ederek duyarlılığa sebep olmakta ve hücrelerde değişikliklere neden olmaktadır (126). Fuss ve ark.(1989) (97) beyazlatma ajanlarının dentin tübülleri boyunca pulpa odasına infiltrasyonunu incelemişler ve kök yüzeyindeki pH değişimini ölçmüşlerdir. 7 ile 9 gün arasında eksternal yüzeyde önemli pH artışı olduğunu bildirmişlerdir. Özdemir (2008) (170) *in vitro* deneyde kaydedilen maksimum penetrasyon miktarlarının Whiteness HP Maxx için 16,2 mM, Opalescence Xtra için ise 18,3 mM olduğunu belirtmiştir.

Pulpa üzerindeki araştırmalar sınırlı olmakla birlikte bunların çoğu pulpada reversibl etkilerin varlığından söz etmektedir (171).

Pugh ve ark. (2005) (139) hidrojen peroksitin %3,5, %7 ve %12'lik konsantrasyonlarının pulpaya penetrasyonunu *in vitro* koşullarda 98 saat boyunca incelemiş ve 23-26 mikrogramlık penetrasyon düzeyi belirlemişlerdir. Araştırmacılar pulpadan elde edilen bu değerlerden, hidrojen peroksidin pulpal enzimleri inhibe etmesini beklemediklerini belirtmişlerdir. Pulpadaki enzimlere etki eden hidrojen peroksit yaklaşık 50 mg dır ve %30'luk hidrojen peroksit 50 °C ısı ile mine yüzeyine uygulandığında pulpa odasına geçen hidrojen peroksit miktarı yaklaşık olarak mikrogramlarla ifade edilmektedir (172). Aşırı ısı kullanmanın pulpa nekrozu ile sonuçlanabileceği bilinmektedir (126).

Robertson ve ark., (1980) (140) % 35'lik hidrojen peroksit solüsyonununun 5 dk süreyle iki kez uygulanmasından sonra (54 derecede) pulpada hafif bir enflamasyon oluştuğunu bildirmişlerdir. Özdemir (2008) (170) farklı sürelerde uygulanan ağartma ajanlarının histopatolojik incelemeler sonucunda irreversibl bir etkiye sahip olmadığını göstermiştir.

Seale ve ark.'nın (1981) (173) yaptığı bir çalışmada hidrojen peroksitin tek başına veya ısı ile beraber uygulandığı beyazlatmalarda kanin dişlerinde histolojik hasar tespit edildiği, ancak 60 günde pulpanın normale döndüğü belirtilmiştir. Ofis tipi beyazlatmada kullanılan ışıkların aktivasyonu ile ilgili temel sorun ısı oluşması ve bu ısının pulpayı etkilemesidir. Bazı çalışmalarda beyazlatma lambalarının sebep olduğu sıcaklık artışının pulpada irreversibl zarar oluşturacak eşik değerin 5.5 °C altında olduğu bulunmuştur (29, 174).

Karbamid peroksitin %10'luk konsantrasyonu %16'lık konsantrasyonuna göre pulpa hücrelerine daha az toksiktir (141). Düşük güç ve yüksek güçteki diyet lazerlerle yapılan beyazlatma uygulamaları ışıkla aktive olmayan yüksek konsantrasyonlu hidrojen peroksit ile yapılan beyazlatma ile karşılaştırıldığında daha yüksek bir ağartma etkinliği ile sonuçlanmaz. Bununla birlikte, beyazlatma jelinin pulpanın termal hasarının oluşabileceği bir seviyede ısıtılmaması için yüksek güçlü diyet lazerlerin kullanımına özen gösterilmelidir. Kimyasal reaksiyon oranını artırmak için bir diğer önemli faktör, 10 °C'lik bir yükselişin reaksiyon oranını ikiye katlayabilmesidir (7).

2.6.5. Hassasiyet

Mine hidrojen peroksit veya karbamid peroksiti sızdırmaz bir yapı değildir (175). Hidrojen peroksit ve karbamid peroksit mine ve dentine penetre olur, hassasiyete sebep olur (176). Diş hassasiyeti beyazlatmanın en sık bildirilen yan etkisidir. Evde beyazlatma sürecinde genellikle hastaların üçte ikisinde duyarlılık görülmesine karşılık, beyazlatma boyunca bazı kişilerdeki diş duyarlılığı çok az araştırmada dikkat çeken bir problemdir ve genellikle 1-4 gün devam eder (177).

Rastgele klinik çalışmalara göre, beyazlatma tedavilerini takiben oluşan diş hassasiyetlerinin ön dişlerle sınırlı ve bu yan etkinin yoğunluğunu doğrudan mine ve dentinin kalınlığına bağlı olduğu tespit edilmiştir (178). Rodrigues ve ark. (2005) (22), %38'lik hidrojen peroksit (HP) jeli ile beyazlatma yaptıktan sonra kaninlerin ve kesici dişlerin geçirgenliğinin belirgin olarak arttığını, buna karşın premolarların hiçbir değişiklik göstermediğini ya da hafif bir değişiklik göstermiş olduğunu

belirtmişlerdir. İnsan dişlerindeki histopatolojik çalışmalarda, %35-38 HP jel ile yapılan beyazlatma sonucunda, mandibular kesici dişlerin pulpa dokusunda yoğun doku düzensizliği, odontoblastik tabaka bozulması, nekroz alanları ve yoğun inflamatuvar reaksiyon ile karakterize hasara neden olduğunu gösterilmiştir (179). Tersine, aynı beyazlatma tedavisine tabi tutulan premolarlar ciddi histolojik pulpa değişiklikleri göstermemiştir (180). Hidrojen peroksitin hücrelerle direkt teması pulpal enzim aktivitesini önemli düzeyde inhibe edebilir ve hipersensitiviteye yol açabilir (172).

Diyot lazerle ile yapılan beyazlatma (810 nm,%35 HP), hasta tarafından tolere edilebilir seviyeye ulaşmıştır (181). Bazı çalışmalar beyazlatma maddelerinin konsantrasyonundaki artışın diş hassasiyeti üzerinde daha yüksek bir etkiye sahip olduğunu göstermiştir; karbomit peroksit ile yapılan beyazlatmada, ışık kaynaklarından bağımsız olarak HP ile yapılan beyazlatmaya göre daha az hassasiyet oluşmuştur (182, 183).

2.6.6. Periodonsiyumda

Ağartma ajanlarına uzun süre maruz kalmanın olası patolojik etkileri vardır. Dişeti ve oral yumuşak dokularda irritasyon ve ülserasyon oluşumuna sebep olabilir. Ağartma ajanlarının insan dişeti fibroblastları üzerine toksik etkiye sahip olduğu ve birçok hücre fonksiyonu inhibe ettiği belirtilmiştir. Ancak ağız ortamında bulunan HP'yi yıkan enzimlerin, oral dokuları ve komponent hücreleri bu potansiyel toksik etkilerden koruyacağı ileri sürülmektedir (184). Ayrıca ağartma ajanından kaynaklanan oksijen, kanal duvarlarından sızıntı yaparak periapikal dokular boyunca ilerler ve ağrı oluşumuna sebep olabilir (185).

Hidrojen peroksidin yüksek konsantrasyonu (%30-35) mukozal membran için yakıcıdır ve dişetinde beyazlama ve yanmaya sebep olabilir. Deney hayvanlarında, dişetin %1'lik hidrojen perokside maruz bırakılması epitelde hasar oluşturmuş ve subepitelyal dokuda akut inflamasyona sebep olmuştur (186). Taşıyıcı plaklarda %10 karbomit peroksidin kullanıldığı klinik deneylerde tedavi süresince gingival irritasyon rapor edilmiştir. Taşıyıcıların neden olduğu mekanik irritasyonla beraber

beyazlatma ajanlarının dokularda meydana getirdiği irritasyondan da söz edilebilir (142). Luque Martinez ve ark.'nın (2016) (143) yaptığı bir çalışmada HP ve KP ev tipi beyazlatmadan sonra gingival irritasyon ve hassasiyet açısından benzer değişiklikler göstermiştir.

Hidrojen peroksit yutulduğunda ortaya çıkan akut etkiler, yutulan miktara ve hidrojen peroksit solüsyonunun konsantrasyonuna bağlıdır. İstem dışı %35'lik hidrojen peroksit yutan bireylerde; kusma, siyanoz, konvülsiyon, solunum sorunları ve hatta ölüm bulguları kaydedilmiştir (187). Gaz embolisi nedeniyle serebral enfarktüs ve kalpte iskemik değişiklikler de gözlenmiştir (122).

2.7. Endodontik Tedavili Dişlerde Kırılma Nedenleri

Endodontik tedavili dişlerdeki kırılmaların daha iyi anlaşılabilmesi için, risk faktörleri primer ve sekonder nedenler olarak sınıflandırılabilir (188) (**Tablo 4**). Primer nedenler çoğunlukla dişlerin hemen kırılmasına neden olurken, sekonder nedenler dişin bir süre sonra boyunca kırılmaya yatkın hale gelmesine neden olur.

Tablo 4. Endodontik tedavili dişlerde kırılmayı etkileyen faktörler



Kimyasal Faktörler: Son zamanlarda, hekimler arasında kısa bir tedavi süresinde "kapsamlı bir terapötik etki" elde etmek için daha yüksek konsantrasyonlu sodyum hipoklorit kullanma eğilimi bulunmaktadır. Sodyum hipokloritin dentinin eğilme dayanıklılığı, elastik modülü ve mikrosertlik gibi fiziksel özelliklerine olumsuz etkileri hakkındaki çalışmalarda, (189, 190) dentinin fiziksel özelliklerinde meydana gelen değişikliklerin inorganik ve organik fazlarındaki değişikliklerden kaynaklandığına (191) ayrıca, hızlı ve tam bir dezenfeksiyon sağlamak için irriganın konsantrasyonuna hacim, süre, akış oranı ve sıcaklığıyla artırıldığı göz önüne alınırsa, bu faktörlerin kök kanal dentini-üzerindeki zararlı etkileri daha da artırdığına dikkat çekilmiştir (188).

Smear tabakasının kaldırılması sadece kök kanal dolgularının sızdırmazlığını artırmaz, aynı zamanda bakteri, toksin ve smear tabakasında oluşabilecek pulpal dokuları da uzaklaştırır. Kök kanalının EDTA'ya beş dakika maruz kalması, smear tabakasını çıkarır ve dentin tübüllerini 20-30 mikron derinliğine kadar açar (188). Calt & Serper (2002) (192) tarafından yapılan bir çalışmada, (62) dentin 1 ve 10 dakika boyunca 10 ml %17'lik EDTA ile irriga edilmiştir. Bunu 10 ml %5'lik sodyum hipoklorit irrigasyonu takip etmiştir. 1 dk EDTA irrigasyonunun, smear tabakasının uzaklaştırılmasında etkili olduğu kanıtlanmışken, 10 dk boyunca EDTA irrigasyonu yapılan grupta aşırı peritübüler ve intertübüler dentin erozyonu görülmüştür. EDTA ve sodyum hipoklorit birlikte kullanıldığında ise sodyum

hipoklorit irrigasyonunu takiben %17'lik EDTA irrigasyonu dentin tübüllerinin açılmasına, intertübüler dentinin yok edilmesine ve dentin mikrosertliğinin azalmasına neden olmuştur (189).

Ayrıca, kalsiyum hidroksit, mineral trioksit agregat ve sodyum hipoklorit ile tedavi edilen dentin örneklerinin mekanik olarak test edilmesi sonucunda, kalsiyum hidroksit tedavisinden sonra dentin gücünde ortalama %32, mineral trioksit agregat tedavisinden sonra %33 ve sodyum hipoklorit tedavisinden sonra ise %59'luk azalma olduğu belirtilmiştir (193). Kimyasal olarak etkilenen radiküler dentinde, çatlama ve takip eden yorulma hataları için potansiyel alanlar oluşabilir (188).

Mikrobiyal Faktörler: Birçok kimyasal işlem biyolojik substratı değiştirebilir ve bakteriyel yapışma ve parçalanmaya duyarlı hale getirebilir. EDTA kök kanal dentininde kullanıldığında, kollajen tabakasını ve diğer ekstrasellüler matrisi etkiler. Kollajen *Enterococcus faecalis* dahil olmak üzere bazı oral bakterilerin bağlanması için önemlidir (194). Mikrojenin indüklediği bozulma veya kollajen modifikasyonu, dentinin dayanıklılığı ve sertliği, restorasyon-siman arayüzünün zayıflaması gibi mekanik özelliklerin bozulmasına neden olabilir. Bakteri kaynaklı kollajenolitik aktivite, çatlak ucundaki kimyasal bağları kırabilir ve dentin yüzeyi boyunca çatlamanın yayılmasına yardımcı olabilir. Dentin yapısının dayanıklılık mekanizmasına kollajen mikro yapısının önemli katkı sağladığı düşünülürse, kollajen yüzeyindeki bakterilerin neden olduğu bozulma, endodontik olarak tedavi edilen dişlerin kırılma dayanımının azalmasında önemli bir potansiyel oluşturur (188).

Dentinal Faktörler: Endodontik tedavili dişlerde dentin yüzeyinden ve dentin tübüllerinden sudan zengin pulpa dokusunun uzaklaştırılması ve serbest su kaybı, dişlerin mekanik bütünlüğünün azalmasına neden olabilir. Dehidrate dentin hacminin artmasıyla dış ve iç dentin yüzeyi arasında lateral gerilim alanları oluşmaktadır (195). Dentin tübülleri ve pulpa dokusundan su kaybı sonucu oluşan dehidratasyon sonucu suya bağlı etkiler kaybolur ve dolayısıyla dentin artan sertleşme ve düşük plastisite gösterir (196). Ayrıca, hidrate dentinin, dehidrate dentine kıyasla, daha yüksek kopma ve çatlama dayanıklılığına sahip olduğu belirtilmiştir (197). Dentinin mekanik özelliklerindeki bu değişiklikler, biyomekanik

tepki varyasyonu ile birlikte endodontik olarak tedavi edilen dişlerin kırılmasına neden olabilir (198).

Restoratif Faktörler: Diş kırığının en yaygın iatrojenik nedenleri; tedavi prosedürleri sırasında diş yapısında oluşan madde kaybı ve restorasyon ve restoratif işlemlerin geri kalan diş yapısına etkileridir (199). Önceki araştırmalar, bir dişin dayanıklılığının doğrudan kalan diş yapısı miktarı ile ilişkili olduğunu öne sürmüştür. Bu yüzden endodontik tedavili dişlerde diş yapısının korunmasının önemli olduğu belirtilmiştir. Kavite preparasyonu hazırlığı pulpa odasının çatısı tarafından sağlanan mekanik bütünlüğü tehlikeye atmakta ve fonksiyon sırasındaki dişin daha fazla bükülmesine neden olmaktadır (200). Bununla birlikte, endodontik işlemlerin diş sertliğini sadece %5, oklüzal kavite hazırlığının ise %20 azalttığı belirtilmiştir (201). Son yıllarda minimal invaziv endodontiye dikkat çekilirken giriş kavitesinin boyutu, koronal flaring ve kök kanalının genişliğiyle ilgili sınırlamaların önem taşıdığı belirtilmiştir. Plotino ve ark. (2017) (202) sadece giriş kavitelerinde bile madde kaybının önemini vurgulamış, geleneksel giriş kavitelerinin konservatif ve ninja kavite tiplerine göre anlamlı düzeyde kırılma direncini azalttığını rapor etmişlerdir.

Endodontik olarak tedavi edilen dişlerin güçlendirilmesi için en önemli unsur, ferrul etkisidir. Restore edilmiş endodontik tedavili dişlerde, yeterli ferrul etkisi olmadığında kök fraktürleri görülmüştür (203, 204).

Dişlerin kırılma direncini artırmak için post-kor seçimi ve tasarımı ile ilgili önemli tartışmalar bulunmaktadır. Bir çalışma yüksek elastik modüllü endodontik postları önerirken (205), bir başka çalışma (206) ise dentine yakın elastikiyet modülüne sahip postları önermiştir. Karbon ve cam fiber postların dentine yakın elastik modülüne sahip olduğuna ve bu nedenle kalan diş yapısına daha az zararlı olduğuna inanılmaktadır (188). Ancak sağkalım oranlarında fiber postların metal postlardan geride olduğu da gösterilmiştir (207).

Endodontik tedavili dişlerde kırıklara neden olduğu düşünülen bir diğer faktör de korozyondur. Farklı metaller kullanılarak imal edilen post ve korlarda, iki farklı metal arasındaki galvanik etki ile korozyon oluşabilir. Bir metalin korozyonu, korozyon genişleme stresine (CES) neden olabilir ve ciddi fiziksel hasarlar oluşabilir.

Anatomik lokalizasyon da, endodontik tedavili dişlerin kırılma direncini etkiler. Posterior dişlerin, çiğneme sırasında ön dişlerden daha fazla oklüzal yüklerle maruz kaldığı ve bu yükleri karşılayabilmesi için uygun restorasyonların planlanması gerektiği sonucuna varılmıştır. Dişin anatomisi, postun şekli ve rijitliği, diş kuvvetlerin yönü ve büyüklüğü ve kalan diş yapısı miktarı dişlerin kırılma direncini etkiler (188).

Yaş Faktörleri: Normal dentinin transparan dentine değişimi, yaşla ilgili bir süreçtir. Fizyolojik taransparan (sklerotik) dentinin, yaşlanmanın doğal bir sonucu olarak oluşurken, patolojik transparan dentin sıklıkla çürüğe bağlı olarak oluşur (188). Endodontik tedavili dişlerin, vital pulpalı dişler ile aynı veya daha büyük oranda transparan dentine sahip olduğu görülmüştür (208). Transparan dentinin normal dentinle arasında elastik özellikleri açısından anlamlı bir farklılık yoktur. Ancak transparan dentinin kırılma dayanıklılığı yaklaşık %20 daha düşüktür (209). Bu nedenle, yaşlı bireylerde restoratif prosedürler dentin dokusunun kırılma dayanıklılığının artırılması için modifikasyon gerektirebilir.

2.8. Endodontik Tedavili Dişlerde Fiber Materyallerin Kullanımı

Dentin kaybı olan sıklıkla endodontik tedavi görmüş dişlerde korun retansiyonunu sağlamak için intraradiküler postlar kullanılır (210). Kök anatomisi ve çeşitli post sistemleri hakkında bilgi, dişlerin perforasyonu, deviasyon ve aşırı dentin uzaklaştırılması gibi bilgiler prosedürel hataları önlemek açısından önemlidir (211).

Kalan kök duvarı dentin miktarı doğrudan kanal tedavili dişin fraktürü ile ilgilidir. Dentin kaybı, çiğneme yüklerine maruz kaldığında kırıklara karşı duyarlılığın artmasına katkıda bulunabilir. Buna ek olarak, irriganların kullanımı ve güta perka yoğunlaşmasının basıncı, kanal tedavili dişlerin zayıflamasına katkıda bulunabilir. Kök çürüğü, aşırı genişletme kanal içi kök rezorpsiyonu veya fiberin çıkarılması sırasında köklerin daha da zayıflamasına neden olabilir (212).

Endodontik olarak tedavi edilen dişler edilmemiş vital dişlerden yapısal olarak farklıdır ve özel restoratif tedavi gerektirir (213). Diş yapısının kaybı ve endodontik olarak tedavi edilmiş dişlerde fiber restorasyonun bulunması, kırık

direncini azaltabilir ve diş restorasyon kompleksinde daha yüksek stres konsantrasyonları oluşturabilir (214). Bununla birlikte, örneğin fiberle güçlendirilmiş kompozitler (FRC) gibi diş güçlendiren malzemeler, iyi mekanik özelliklere sahiptir ve spesifik ihtiyaçlara göre uyarlanarak diş yapısının muhafaza edilmesini ve minimal invaziv preparasyonların uygulanmasını sağlar (215).

Mezyal ve distal duvarlarını kaybetmiş endodontik tedavili dişlerde, dişin okluzal kuvvetlere karşı direnci düşmektedir (216). Bu dişlerde fonksiyon sonrası bukkal ya da lingual duvarın kırılmasıyla karakterize restore edilemeyecek düzeyde aşırı kron harabiyetleri ortaya çıkabilmektedir. Bu komplikasyonu engellemek için madde kaybı fazla olan kanal tedavili dişlerde restorasyonun örgü fiber ile restore edilmesi fikri ortaya atılmış ve başarılı sonuçlar elde edilmiştir (15).

Endodontik tedavi görmüş dişler normal fonksiyonel kuvvetlerin etkisiyle de kırılabilmektedir. Yapılan çalışmalara göre endodontik olarak tedavi edilmiş dişlerin vital dişlere göre daha kırılabilir olduğu belirlenmiştir (217, 218). Bunun temel nedeni dişlerdeki mevcut bulunan çürüğün temizlenmesi ve endodontik giriş kavitesi hazırlanması sonucunda meydana gelen madde kaybıdır. Preparasyon esnasında özellikle okluzal bölgedeki marjinal sırtların uzaklaştırılması, endodontik tedavi gören dişlerin kırılma direncini olumsuz yönde etkilemektedir. (218).

Endodontik tedavi sonrası dişlerin kırılma direncini artırmak ve kalan diş dokularına destek olmak için farklı yaklaşımlar uygulanmıştır. Yapılan çalışmalarda koronal yapının güçlendirilmesi için genellikle tüberkül kaplama, fiber post, fiber ağ ve bu uygulamaların farklı kombinasyonları değerlendirilmiştir (219).

Postlar, endodontik tedavi sonrası aşırı kron harabiyeti gösteren dişlerde kök kanal sisteminden destek olarak kullanılan materyallerdir. Geleneksel yaklaşımda post uygulanan diş kron veya köprü ile restore edilir. Günümüzde endodontik tedavi sonrası dişlerin konservatif restorasyonlarında da koronal yapının güçlendirilmesi amacıyla postlar kullanılmaktadır (220). Metal postlara göre düşük elastiklik modülü olan bu postlar dentine yakın rijiditesi sayesinde dentin-post ara yüzündeki stres konsantrasyonunu düşürür, kuvvetleri köke homojen olarak iletir ve kök kırıklarını azaltır (221).

Fiber postların iki temel özelliği vardır. Bunlardan birincisi elastik modülünün dentine yakın olmasıdır (222). İkincisi ise post ve korun adeziv teknikler ile yapıştırılabilmesidir. Fiber postların elastiklik modülü dentine daha yakındır. Fiber postun elastiklik modülü=20 GPa, dentinin elastiklik modülü=18 GPa, döküm ve prefabrike metal postların elastiklik modülü=200 GPa ve seramik postun elastiklik modülü=150 GPa'dır. Bu nedenle fiber post absorpsiyona izin vererek stresleri kalan kök yüzeyine dağıtır (223, 224).

Fiberle güçlendirilmiş kompozit (FRC) teknolojisinin gelişmesi kapsamlı preparasyonlarda kompozit rezin malzemelerinin kullanımını artırmıştır (225). FRC'nin ağızda başarıyla işlev görebilmesi için yeterli elastik modülü ve eğilme dayanıklılığına sahip olduğu gösterilmiştir (226). FRC post ve kor sistemleri, sonlu eleman stres analizi ile yapılan bir çalışmaya göre geleneksel post-core sistemleri ile karşılaştırıldığında kalan diş dokusunu koruyarak elastik modülü dentine yakın daha dayanıklı bir restorasyon sağlamıştır (227).

Fiber postlar, adeziv rezinle birlikte dentin yapısına bağlanarak kalan diş yapısını güçlendirir. Yapının tek parça (monoblok) haline gelmesini sağlar ve kuvvetleri eşit bir şekilde dağıtır ve postun retansiyon alanını artırarak stresleri azaltır (228). Koronal yapıların yarısından fazlasının kaybı olan endodontik olarak tedavi edilen dişler post ve kor kullanılarak restore edilir (229). Postlar, kor kısmı için direnç ve kalıcılık sağlarken kor, koronoradiküler kısma stabilizasyon sağlar (230).

Endodontik postlar prefabrike veya özel yapım ve metalik veya metalik olmayan tip olmak üzere gruplara ayrılabilir. Önceden yaygın şekilde kullanılan konvansiyonel özel metal postlar zaman alıcı ve nonestetiktir. Geliştirilmiş estetik ve fiziksel kaliteye sahip malzeme talebindeki artış ile karbon, cam fiberle güçlendirilmiş kompozit, kuvarz, serapost ve zirkonya gibi daha iyi direnç ve fiziksel karaktere sahip çeşitli prefabrik postlar geliştirilmiştir (210, 229).

Fiber ağ, 1990'lı yılların sonunda üretilmiştir. Bu materyaller genellikle polietilen ve cam fiber materyallerinden üretilmektedir. Fiber ağ materyalleri ışık geçirgenliği olan, estetik ve kolay uygulanabilen materyallerdir. Oldukça

biyouyumlu oldukları için güvenilir bir şekilde kullanılacakları gösterilmiştir (231). Koronal restorasyonun direncini artırılmak için kullanılan örgü fiberin kavite içerisinde konumlandırılacağı lokalizasyon, yapılan restorasyonun kırılma direncini etkileyebilmektedir. Oskoe ve arkadaşlarının (2009) (15) yaptığı bir çalışmaya göre örgü fiberin okluzal üçlüye yerleştirilip bukkal ve palatinal tüberkülleri örtülmesinin, orta üçlü veya gingival üçlüye yerleştirilmesine göre dişin kırılma direncini istatistiksel olarak anlamlı düzeyde artırdığı belirtilmiştir.

Tablo 5. Esnek fiber ile güçlendirilen kanal tedavili dişlerde kırılma direncini inceleyen çalışmalar.

<i>Yazar</i>	<i>Yıl</i>	<i>Diş</i>	<i>Materyal Metod</i>	<i>Yöntem</i>	<i>Bulgular</i>	<i>Sonuç</i>
Oskoe ve ark. (15)	2009	premolar MOD n=15x4	Kuvvet uzun aksa paralel olarak 0.5 mm/ dk hızla uygulanmıştır.	G1: Fiber yok G2: Gingival fiber G3: orta üçlü fiber G4: Okluzal fiber*	701 N 672 N 811 N 1113N*	BL yönde kusplar arası yerleştirilen okluzal fiber grubunun kırılma kuvvetlerine karşı daha dirençli olduğu bulunmuştur.
Rodrigues ve ark. (232)	2010	Molar MOD n=15	Kuvvet uzun aksa paralel olarak 1 mm/dk hızla uygulanmıştır.	G1: Sağlam diş grubu G2: Kavite preparasyonu (KP) G3: KP + Kanal tedavisi (KT) G4: KP + KT + Komezit rezin restorasyon (RR) G5: KP + KT + RR + Örgü fiber G6: KP + KT + RR + Tek yönlü fiber	4960 N 1926 N 612 N 1813 N 2024 N 1879 N	Kontrol grubu olan G1 kırılmaya en dirençli ve ve KT+KP yapılan G2 ise kırılmaya karşı en dirençsiz grup olarak belirlenmiştir. Diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.
Belli ve ark. (233)	2005	Molar MOD n=12	Kuvvet 0.5 mm/dk hızla uygulanmıştır.	G1: Sağlam diş G2: Restore edilmemiş diş G3: Komezit restorasyon	1676N 376 N 733 N	Restore edilen dişler arasında polietilen örgü fiber yerleştirilen grup kırılma direnci açısından

				G4:Akışkan kompozit + kompozit restorasyon 786 N G5:Polietilen örgü fiber + kompozit rezin 943 N	diğerlerine göre anlamlı olarak daha dirençli bulunmuştur.
Sengün ve ark. (216)	2008	Premolar MOD n=20	Kuvvet uzun 45 derece olarak 0.5 m/dk hızla uygulanmıştır.	G1: Sağlam diş grubu 1053 N G2: Restore edilmemiş grup 177 N G3: Kompozit rezin restorasyon 552 N G4: Polietilen fiber +kompozit rezin 581 N	Restore edilen gruplar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır . Fakat polietilen örgü fiber ile restore edilen gruptaki kırıkların tamir edilebilir durumda olduğu bildirilmiştir.
Cobankara ve ark. (234)	2008	Molar MOD n=10	Kuvvet uzun aksa dik olarak 1 mm/dk hızla uygulanmıştır.	G1: Sağlam diş 2485 N G2:Restore edilmemiş grup 533 N G3:Amalgam 1705 N G4: Kompozit rezin 2033 N G5: İndirekt seramik inley 2121 N G6: Polietilen örgü fiber 1908 N	Restore edilen gruplar arasında indirekt seramik inley yerleştirilen grupta kırılma direnci daha yüksek bulunmuştur.
Kaval ve ark. (235)	2014	Molar MOD n=10	Kuvvet uzun aksa dik olarak 0.5 mm/dk hızla uygulanmıştır.	G1: Preparasyon uygulanmamış 1895 N G2: Sadece kavite hazırlanmış 388 N G3: Kompozit rezin 1239 N G4: Örgü fiber ve kompozit rezin 1520 N	Kanal tedavili dişlerde üst restorasyonun örgü fiber ile güçlendirilmesinin dişlerin kırılma dayanımını artırdığı sonucuna varılmıştır.

Ramesh ve ark. (236)	2016	Santral n=15	Kuvvet palatinal yüzeye 45 derece olacak şekilde 1 mm/dk hızla uygulanmıştır.	G1: Labio palatinal fraktür G1a: Fiber post G1b: Ribbond G2: Palatino labial fraktür G2a: Fiber post G2b: Ribbond	568 N 533 N 519 N 488 N	Labio-palatinal fraktürlerde fiber post ile restore edilen gruplar daha yüksek kırılma direnci göstermiş. Fakat sadece ribbond uygulanan gruptaki fraktürlerin tamir edilebilir olduğu belirtilmiştir.
Özcan ve ark. (237)	2009	Kanin n=10	Kuvvet palatinal yüzeye 135 derece açı ile 0.5 mm/dk hızla uygulanmıştır.	G1:Titanyum(abrazyon+ısı) G2: Titanyum(silica kap.) G3: Titanyum(abrazyon) G4: Titanyum(abrazyon) G5: Cam Fiber G6: Polietilen örgü fiber G5:Kompozit res.	521 N 525 N 550 N 408 N 312 N 267 N 175 N	Titanyum postların fraktür gücünün daha yüksek olduğu belirtilmiştir.
Chauhan ve ark. (238)	2017	Premolar n=20	Kuvvet uzun aksa dik bir şekilde 1 mm/dk hızla uygulanmıştır.	G1: Özel yapılmış fiber post G2: Everstick	160 N 332 N	Everstick kırılma direnci açısından daha dirençli olduğu bulunmuştur. Fiber post uygulanan grupta tamir edilemeyen vertikal kırık, everstick uygulanan grupta ise tamir edilebilir kırık oluşmuştur.
Karzoun ve ark.	2015	Premolar MOD	Kuvvet uzun aksa dik bir şekilde 1	G1: Kontrol grubu	994 N	Horizontal fiber ve kompozit restorasyon

(239)		n=12	mm/dk hızla uygulanmıştır.	G2: Restorasyon yok G3: Kompozit rezin G4: Kompozit+ horizontal fiber post G5: Horizontal cam fiber post	411 N 482 N 961 N 656 N	uygulanan grup kırılma direnci açısından daha dayanıklı bulunmuştur.
-------	--	------	----------------------------	---	----------------------------------	--

2.8.1. Fiber Postların Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde kullanılan fiberler; cam, kuartz, karbon/grafit, polietilen, aramid fiberlerdir ve piyasada farklı isimlerle bulunmaktadır. En sık kullanılan fiber tipleri ise, estetik ve mekanik özelliklerinin daha iyi olmasından dolayı cam ve polietilen fiberlerdir (240). Prefabrike postlarda metal, karbon, kuartz, cam fiber ve diğer seramik türleri gibi malzemeler kullanılır. Metal ve zirkonya postları, dentinde kök çatlaması ve kırığı için potansiyel bir risk oluştururlar ve stres konsantrasyon alanları oluşturup lateral kuvvetlere direnebilirler (241). Fiberlerle güçlendirilmiş postlar, yaklaşık 20 GPa'lık elastik modülüne (E) sahipken, döküm metal postlar ve prefabrike metal postlar yaklaşık 200 GPa'lık bir E'ye ve seramik postlar yaklaşık 150 GPa'lık E'ye sahiptir (242).

2.7.1.1. Cam Fiberler

Dentine daha yakın Young modülü yaklaşık 18GPa'dır. Daha homojen bir stres dağılımı nedeniyle kırılma riskini azalttığı için tercih edilir (241). Laboratuvar çalışmaları, karbon ve cam fiberlerin dentine benzer elastik modülüne (yaklaşık 20 GPa) sahip olduğunu göstermiştir (243). Son zamanlarda cam fiber postların piyasaya sürülmesiyle kullanımı yaygınlaşmıştır (244). Dentine oldukça yakın elastik modüle sahip cam fiber postlar, zirkonyum seramik ve karbon fiber postlardan daha sonra geliştirilmiştir. Karbon fiber postların direncinin bunlardan daha üstün olduğu bilinmektedir. Işık geçirgenliği karbon-fiber destekli postlardan daha iyi olduğu için özellikle ön diş grubunda metal desteksiz restorasyonlarla daha çok tercih edilmektedir (245).

Bu tip postlar rezin matrisi içerisine gömülmüş cam fiberlerden oluşmaktadır. Genellikle kullanılan fiberler silika bazlıdır ve kalsiyum, boron, sodyum gibi değerli oksitleri içermektedir. Günümüzde kullanılan postlar arasında estetik özelliği en fazla olan post materyalleridir. Fiziksel özellikleri, dentin ve kompozit rezine oldukça yakındır. Dişin sert dokularına, kompozite ve rezin simana çok iyi adezyon sağlayan cam fiber postlar, biyoyumlu ve korozyona karşı daha dirençli materyallerdir (227).

Ayrıca uygulama sırasında boy uzunluğu kolayca ayarlanabilir. Gerektiğinde frez yardımıyla kanal içerisinden uzaklaştırılabilmeleri mümkündür. Ancak bu postların direnci ve elastik modülü karbon ve kuartz fiberlere oranla daha düşüktür. Nemli ortamda stabil olmamaları uygulama sırasındaki önemli bir dezavantajdır (246).

Cam fiberler, E-cam (elektrikli cam) gibi amorf fazda SiO_2 , CaO , B_2O_3 , Al_2O_3 ve bazı başka alkali oksitlerin karışımının olduğu farklı cam türlerinden oluşabilir. Buna ek olarak, cam fiber postlar, kristalize formdaki saf silika olan kuartz fiberden yapılabilir ve daha iyi estetik sonuçlar sağlar (247). Diş hekimliğinde kullanılan cam fiberlerin yapıları birbirinden farklılık göstermektedir. Cam fiberlerin tiplerinden A-cam, %25 oranında soda ve kireç içerir ve kimyasal maddelere direnç gösterir. Düşük elektriksel özelliği vardır. C-cam ise yüksek kimyasal dirence sahiptir. S-cam ise amorf yapıdadır ve yüksek dayanıklı bir yapıya sahiptir. E-cam fiberden daha sert bir materyaldir. D-camın elektriksel özellikleri yüksektir. Ancak mekanik olarak E-cam ve S-cam kadar iyi bir yapıya sahip değildir. E-cam elektriksel olarak yalıtkan bir yapıdadır (248).

Yaygın olarak, bu postların radyopasite derecesi, radyografik analizler sırasında görselleştirme için yeterli değildir (249). Bu nedenle, bu durumun üstesinden gelmek için, paslanmaz çelik tel (0,2 mm çapında) içeren deneysel bir cam fiber post üretilmiştir. Paslanmaz çelik telin radyoopak görünümü radyografik olarak kök kanalındaki postun gerçek pozisyonunu ve uzunluğunu tanımaya izin verir, çünkü fiberle güçlendirilmiş postlar radyolüsenttir. Bununla birlikte, bu metal takviyenin postun mekanik özelliklere olan etkisini bildiren yeterli çalışma bulunmamaktadır (241). Novais ve ark. (2009) (241) yaptıkları çalışmada paslanmaz

çelik tel içeren fiber içermeyene göre, postun toplam çapıyla karşılaştırıldığında minimum çapı nedeniyle cam fiberin mekanik özelliklerini önemli ölçüde etkilememiştir.

Cam fiber postların sertliklerinin karbon fiberlerden daha düşük olduğu görülmüş ve rijitlik derecesinde (S) önemli farklılıklar bulunmuştur. Bu durumun, fiberlerin türü, konsantrasyonu, oryantasyonu ve fiber ile matris arasındaki yapışkanlık ve bağlanma arasındaki farklılıklara bağlı olduğu düşünülmüştür (241). Fiber oryantasyonu ile ilgili olarak, uzunlamasına eksenden sapan fiberler, matrisle daha fazla stres iletimine neden olur. Bu nedenle, paralel fiber içeren postlar, eğik yönlendirilmiş fiberlere sahip olanlardan daha iyi yüklere dayanmaktadır (250).

Ağız boşluğu gibi nemli ortamlarda cam fiberle güçlendirilmiş fiberlerin uzun dönem başarısının en önemli nedeni cam fiber yüzeyinin mikro sızıntıya karşı stabilitesidir (251). Dört yıllık bir klinik takip sonucunda, cam fiber postlar kullanım ömrü açısından döküm postlara göre daha başarılı bulunmuştur. Bu başarıda en önemli faktör cam fiber destekli postların elastik modülünün dentine yakın olmasıdır. (Dentinin elastik modülü: 14-18 GPa, cam fiber destekli postların ise : 9-50 GPa'dır) (247).

2.7.1.2. Karbon Fiberler

Karbon fiber ile güçlendirilmiş fiber postlar ilk defa 1990 yılında, tanıtılmış ve endodontik tedavili dişlerin restorasyonu için sert materyaller yerine, mekanik özellikleri dentine yakın olan materyaller (fiber postlar ve kompozit rezinler) tercih edilmeye başlanmıştır (252). Karbon fiber postlar bir epoksi rezin matrisinde devamlı ve tek yönlü karbon şeritlerinden üretilmektedir (253).

Korozyona karşı dirençlerinin yüksek olması, biyouyumlu olması, elastisite modüllerinin dentine yakın olması ve daha az kök kırığına neden olması gibi üstün mekanik özelliklere sahiptir. Bunlara ilaveten karbon fiber post-kor restorasyonunun başarısız olması durumunda dişten kolayca uzaklaştırılabilmektedir (254).

Novais ve ark. (2009) (241) karbon fiber postların (Reforpost karbon fiber ve C-post karbon fiber) eğilme modülü (E) istatistiksel olarak farklı değerler

gösterirken, cam fiberle güçlendirilmiş postlarda bu durum gözlenmemiştir. Bu sonuçlar, karbon fiber postların çapı (1.5 ve 2.1 mm) arasındaki fark ile açıklanabilir.

Karbon fiber postlar cam fiber postlara göre daha yüksek eğilme gücüne (σ) sahiptir. SEM görüntüleri incelendiğinde, karbon fiberlerin arasındaki boşluklar cam fiberler ile karşılaştırıldığında, rezin matrisi ile karbon fiberler arasında daha iyi bir bağ etkileşimi olduğunu düşündürmektedir (241).

Koyu rengi nedeniyle estetiklerinin kötü olması, toksik olması, fiberin işlenmesinin zor olması ve rezin içine fiberin tam olarak adapte edilememesi gibi olumsuz özellikleri nedeniyle yerini diğer fiber sistemlerine bırakmıştır (255).

2.7.1.3. Kuartz Fiberler

Fiberle güçlendirilmiş postlardan biri de translüsent yapıdaki kuartz fiber postlardır. Kuartz fiber post sistemlerinin en önemli avantajları uygulama sırasında kök kanalına ışığı geçirmesi ve ışıkla sertleşen rezin simanların polimerizasyonlarını artırmasıdır (227).

2.7.1.4. Polietilen Fiberler

Polietilen fiberler biyolojik olarak uyumlu, estetik, ışık geçirgenliği iyi ve uygulaması kolay bir materyaldir. Ribbond, dişin kök kanalının kuvvetlendirilmesi ve kırılmalara dayanımlarının artırılması açısından avantajlıdır (256). Örgü fiberler ile yapılan postlar döküm postlara ve prefabrik metal postlara göre daha düşük kırılma direncine sahip olmalarına rağmen çok fazla kök kırığına sebep olmamaları nedeniyle daha çok tercih edilmektedir (257).

Bu sistemde rezin matrisi içine yerleştirilmiş cam fiberler kullanılmaktadır. Bu sistemin elastisite modülü dentinin elastisite modülüne oldukça yakındır ve kanal yüzeyi boyunca gelen kuvvetlerin eşit bir şekilde dağılmasını sağlar. Bu durum fiberle güçlendirilmiş postların daha çok tercih edilmesine neden olmaktadır (258).

Aşırı genişletilmiş kök kanallarında kalın bir fiber post kullanıldığında post ve dentin duvarı arasında fazla bir siman boşluğu bulunabilir. Resin simanın elastik

modülü hem dentinden hemde fiber postlardan daha düşüktür (Rezin simanın elastik modülü 6.8-10.8 MPa, kompozit rezinin elastik modülü 5.7-25 MPa arasındadır). Simanın film kalınlığı 500 mikronu geçtiğinde post ile dentin arasındaki bağ zayıflar. Bu yüzden mekanik özellikleri dentine yakın olan bir fiber kompozitin dentin duvarındaki boşlukları azaltması için kullanımı daha uygundur (259).

2.7.1.5. Aramid Fiberler

Aramid fiberler cam fiberden 2 kat fazla elastik modülüne sahip olması ve toksik olmaması nedeniyle çok tercih edilmektedir. Ancak sarı rengi estetik bölgelerdeki kullanımına engel olmaktadır (260).

Tek yönlü yapıdadırlar. Karbon fibere göre ıslanabilirliği daha fazladır. Çalışmalar, aramid fiberlerin toksik özelliğinin olmadığını ve PMMA (polimetilmetakrilat) içinde kullanıldığında, PMMA'nın dayanıklılığını artırdığını belirtmişlerdir (261).

2.9. Fiber Materyallerin Yerleştirilme Şekilleri

Endodontik olarak tedavi edilen dişler edilmemiş vital dişlerden yapısal olarak farklıdır ve özel restoratif tedavi gerektirir (15). Dişin kaybı, kusp ve kemerli çatı gibi anatomik yapılar da dahil olmak üzere, son restorasyondan sonra diş dokusunun kırılmasına neden olabilir (233). Bu nedenle, dişlerin intrakoronel takviye edilmesi, özellikle de posterior dişlerin kırılmaya karşı korunması önemlidir (262).

Diş yapısı kaybı olan ve endodontik olarak tedavi edilmiş dişlerde fiber restorasyonun bulunması, kırılma direncini azaltabilir ve diş restorasyon kompleksinde daha yüksek stres konsantrasyonları oluşturabilir (214).

Yapılan çalışmalarda endodontik tedavi görmüş dişlerin vital dişlere göre daha kırılma direnci olduğu belirtilmiştir. Bunun temel nedeni dişlerde mevcut bulunan çürüğün temizlenmesi ve endodontik giriş kavitesi hazırlanması esnasında meydana gelen madde kaybıdır. Preparasyon esnasında özellikle okluzal bölgedeki marjinal sırtların uzaklaştırılması, dişlerin kırılma direncini olumsuz yönde etkilemektedir (214).

Endodontik olarak tedavi edilen dişlerin kırılma direncini artırmak ve kalan diş dokularına destek olmak için farklı tedavi prosedürleri uygulanmıştır. Yapılan çalışmalarda koronal yapının güçlendirilmesi için genellikle tüberkül kaplama, fiber post, fiber ağ ve bu uygulamaların farklı kombinasyonları değerlendirilmiştir (219).

Endodontik tedavi gören dişlerin kompozit rezin materyali ile restorasyonunda koronal yapısının güçlendirilmesinde için fiber ağ kullanılabilir. Kompozit restorasyonlarda fiber ağ ya restorasyonun iç kısmına doğru yerleştirilir ya da tüberküller fiber ağ ile birbirine splintlenir (233).

Oskoe ve ark. (2009) (15) farklı fiber yerleştirme tekniklerinin endodontik tedavili üst küçük azı dişlerin kırılma direnci üzerine etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmada 1. grupta fiber ağ kavite tabanına, 2. grupta restorasyonun orta kısmına yerleştirilmiş, 3. grupta tüberküller fiber ağ ile splintlenmiş, 4. grupta ise sadece kompozit rezin kullanılarak restorasyon yapılmıştır. Çalışmanın sonunda tüberküllerin fiber ağla splintlendiği örneklerin kırılma direncinin istatistiksel olarak tüm gruplardan anlamlı derecede üstün çıktığı, diğer fiber gruplarında ise sadece kompozit rezin kullanılan örneklere göre anlamlı bir farklılık ortaya çıktığı belirtilmiştir.

Rodrigues ve ark. (2010) (232) fiber ağ kullanımının kompozit rezin ile restore edilen endodontik tedavili büyük azı dişlerin kırılma direnci üzerine etkisini inceledikleri çalışmada, fiber ağı kavite tabanına yerleştirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda fiber ağ kullanılan dişlerin kırılma direnci ile sadece kompozit rezin ile restore edilen dişlerin kırılma direnci arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir.

Oskeo ve ark.'nın (2009) (15) yaptığı çalışmanın sınırlamaları göz önüne alındığında, endodontik tedavili premolarlar cam fiber kompozit ile restore edilirken, en iyi fiber pozisyonu, en yoğun kuvvetlerin geldiği noktaya yakın olduğunda dişin kırılmaya karşı direncinin arttığı sonucuna varılmıştır.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma, Süleyman Demirel Üniversitesi Rektörlüğü Tıp Fakültesi Etik Kurulu Başkanlığı'ndan 21.12.2016 tarihli ve 192 sayılı etik kurul iznini takiben Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda yürütülmüştür. Basma dayanımı testleri Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir. Hipotezler aşağıdaki gibi kurulmuştur:

- ✓ H_0 Hipotezi: Beyazlatma uygulanan dişlerde beyazlatma uygulanmayan dişlere göre kırılma direnci azalır.
- ✓ H_1 Hipotezi: Beyazlatma uygulaması sonrası basma dayanımı azalmış dişler, mikro dolduruculu kompozit, fleksibl (esnek) ve rijit fiber materyallerin farklı tasarımda uygulanmasıyla güçlendirilebilir.

3.1. Power Analizi

Bu çalışmada örnek genişliğini belirlemek amacıyla güç analizi yapıldı. %90 güç hedeflendiğinde, literatürdeki çalışmalarda en düşük değerin 0,32, en yüksek değerin 0,75 alındığı ve standart sapmanın 0,25 olarak alındığı durumda her bir gruptaki sayının en az 10 olması gerektiği görülmüş ve her bir grupta diş sayısının 10 olmasına karar verilmiştir (12).

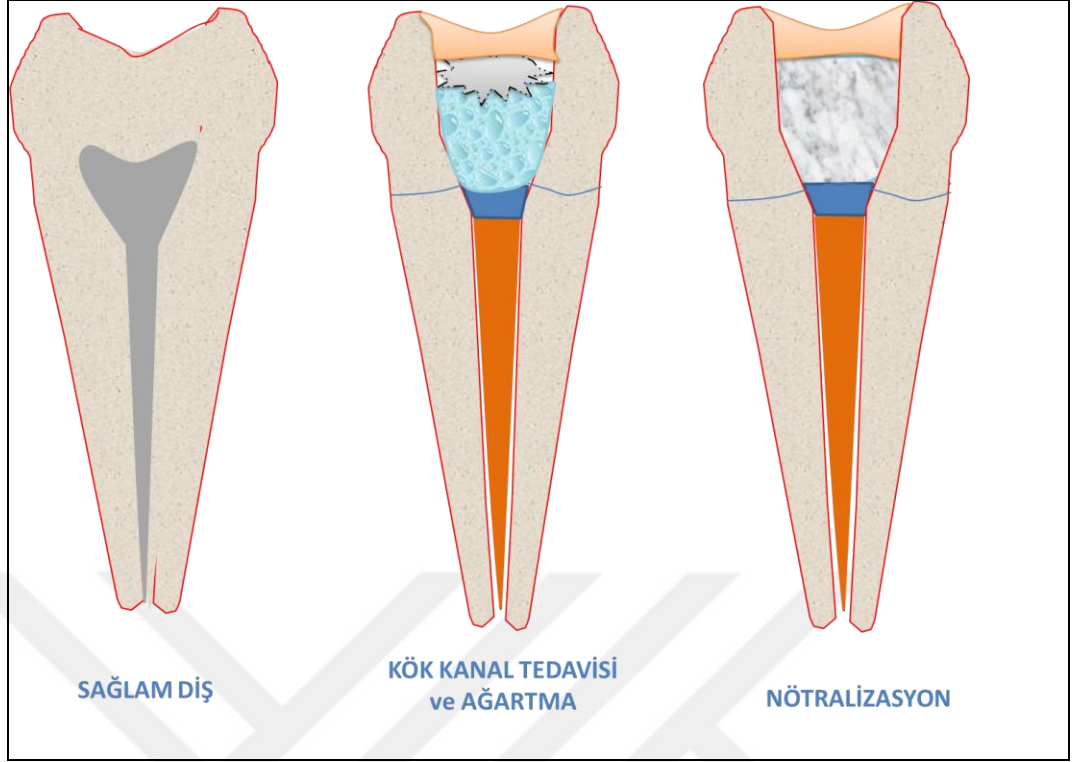
3.2. Ön Çalışma

Ön çalışma için 20 adet, düz köklü ve apeksleri kapanmış, herhangi bir çatlak ya da fraktür içermeyen, çürüksüz ve yeni çekilmiş premolar diş seçildi. Tüm dişlerin tek kanallı olduğunu, kalsifikasyon veya rezorpsiyon bulundurmadığını ve benzer iç anatomiyi doğrulamak için bukkolingual ve mezyodistal radyograflar alındı. Dişler, dezenfeksiyon için % 0,1'lik timol solüsyonunda saklandı ve daha sonra üzerlerindeki timolü uzaklaştırmak için 24 saat suda bekletildi (263). Dişler deney gününe kadar dehidratasyonu engellemek için distile suda saklandı.

Kök kanalının şekillendirilmesi, giriş kavitesinin hazırlanmasını takiben Protaper Universal döner sistem eğelerinin (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) crown-down tekniği ile kullanılması ile gerçekleştirildi. Preparasyon sırasında her alet değişiminde 2 ml %2,5'lik sodyum hipoklorit (Microvem) kullanılarak irrigasyon yapıldı. Smear tabakasının uzaklaştırılması ve son yıkama için dişler 5ml %17'lik EDTA (Biodinâmica, Ibiporã, PR, Brazil) solüsyonu ile 1 dakika ve devamında 3 ml serum fizyolojik ile irrigate edildi. Kök kanalları daha sonra paper point ile (Dentsply-Herpo, Petrópolis, Brezilya) kurulandı. Kök kanal dolgusu AH Plus kanal patı (Dentsply De Trey, Konstanz, Almanya) ve güta perka (Dentsply Maillefer, İsviçre) kullanılarak lateral kompaksiyon tekniği ile yapıldı.

Güta perka, mine-sement birleşiminin 3 mm altına incek şekilde sıcak plugger ile uzaklaştırıldı ve cam iyonomer siman (XtraCem, Medicept İngiltere) ile servikal bariyer oluşturuldu. Daha sonra pamuk pelet pulpa odasına yerleştirilip geçici olarak kapatıldı (şekil 4). Cam iyonomerin sertleşmesi için dişler 1 gün boyunca 37°C'de distile suda bekletildi.

Daha sonra dişler rastgele 2 gruba ayrıldı. 1. Grup (Kanal tedavili beyazlatılmamış dişler) kontrol grubunu, 2. Grup deney grubunu (Kanal redavili beyazlatılmış dişler) oluşturdu. Deney grubundaki dişlerin pulpa odası geçici restorasyon uzaklaştırıldıktan sonra %2,5'lik 2,5 ml NaOCl ve 2,5 ml distile su ile yıkandı. Kaviteye 4-5 mm kalınlığında %35'lik hidrojen peroksit (HP) jeli (Opalescence Endo, Ultradent Products, Güney Jordan, UT, ABD) ve üzerine pamuk pelet yerleştirildi. Üzerleri cam iyonomer siman ile kapatılıp tüm örnekler 7 gün boyunca 37 °C'de distile suda saklandı. Daha sonra pulpa odaları açılıp %2,5 lik 2,5 ml NaOCl ve 2,5 ml distile su yıkandı. Beyazlatma ajanı yenilendi ve koronal giriş kavitesi polikarboksilat siman ile kapatıldı. Örnekler tekrar 7 gün boyunca distile suda saklandı. Örneklerin bekletildiği distile su tekrarlanan seanslar arasında yenilendi. Bu uygulama 7. ve 14. günlerde de olmak üzere 3 kez tekrarlandı. 21. günde geçici koronal restorasyon uzaklaştırıldı ve pulpa odası distile suyla yıkandı (Resim 1). Daha sonra pH=12 ve %45 kalsiyum hidroksit (Ca(OH)₂) içerikli Calcigel (Calcigel-Bayern, Almanya) ile 1 hafta boyunca nötralizasyon yapıldı (Şekil 4).



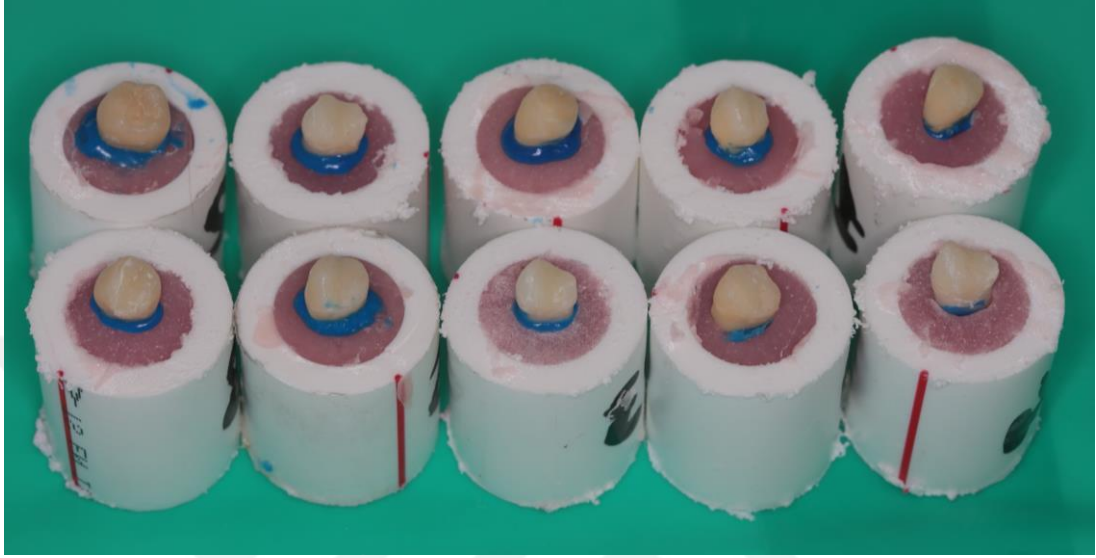
Şekil 4. Ön çalışma gruplarında işlemlerin şematize edilmesi



Resim 1. 21. gün sonunda a) beyazlatma yapılan dişler ve b) beyazlatma yapılmayan dişler

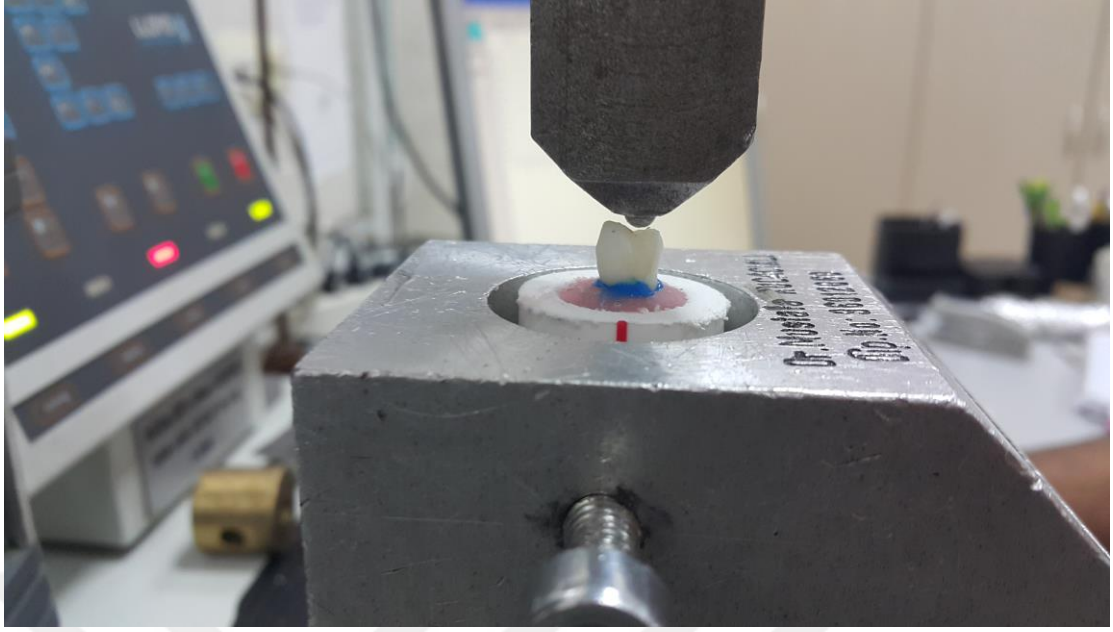
Tüm örneklerin restorasyonu A1 renğinde GC G-aenial Posterior kompozitin (G-aenial, GC Corporation, Tokyo, Japonya) 500 mW cm^{-2} minimum yoğunluktaki ışık lambası (T-LED, Elca Technology, İtalya) ile polimerize edilmesiyle tamamlandı. Örnekler kırılma direnci testinin yapılacağı güne kadar distile suda saklandı. Periodontal ligament ve alveolar kemik desteğini taklit etmek için, kök

yüzeyleri, 0,2-0,3 mm kalınlığında Zetaflow Hydrophilic Light body (Zhermack Clinical SpA, İtalya) ile kaplandı. Dişler daha sonra mine-şement birleşim seviyesinin 2-3 mm altından akrilik rezine (Meliodent, Bayer Dental, Bayer İngiltere) gömüldü (Resim 2).



Resim 2. Dişlerin akrilik rezine gömüldükten sonraki görüntüsü

Örnekler, basma dayanımı testi için hazırlanan düzenek ile Lloyds Universal Test cihazına (Lloyds EZ50, Lloyds Instruments Ltd, Fareham, İngiltere) yerleştirildi (Resim 3). Okluzal yüzeyleri 4 mm çapında bir çelik küre ile temas eden tüm örnekler, kırılana kadar vertikal yönde 1,0 mm / dakika hızda yüklemeye tabi tutuldu. Her bir numunenin kırılmasına neden olan yük Newton (N) cinsinden kaydedildi.



Resim 3. Basma dayanımı test düzeneği.

Beyazlatılma yapılan grubun ($611,83 \text{ N} \pm 194,73 \text{ N}$) kırılma direncinde beyazlatma yapılmayan dişlere göre ($775,70 \text{ N} \pm 215,93 \text{ N}$) belirgin bir düşüş gözlenmiş, ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p \geq 0,05$).

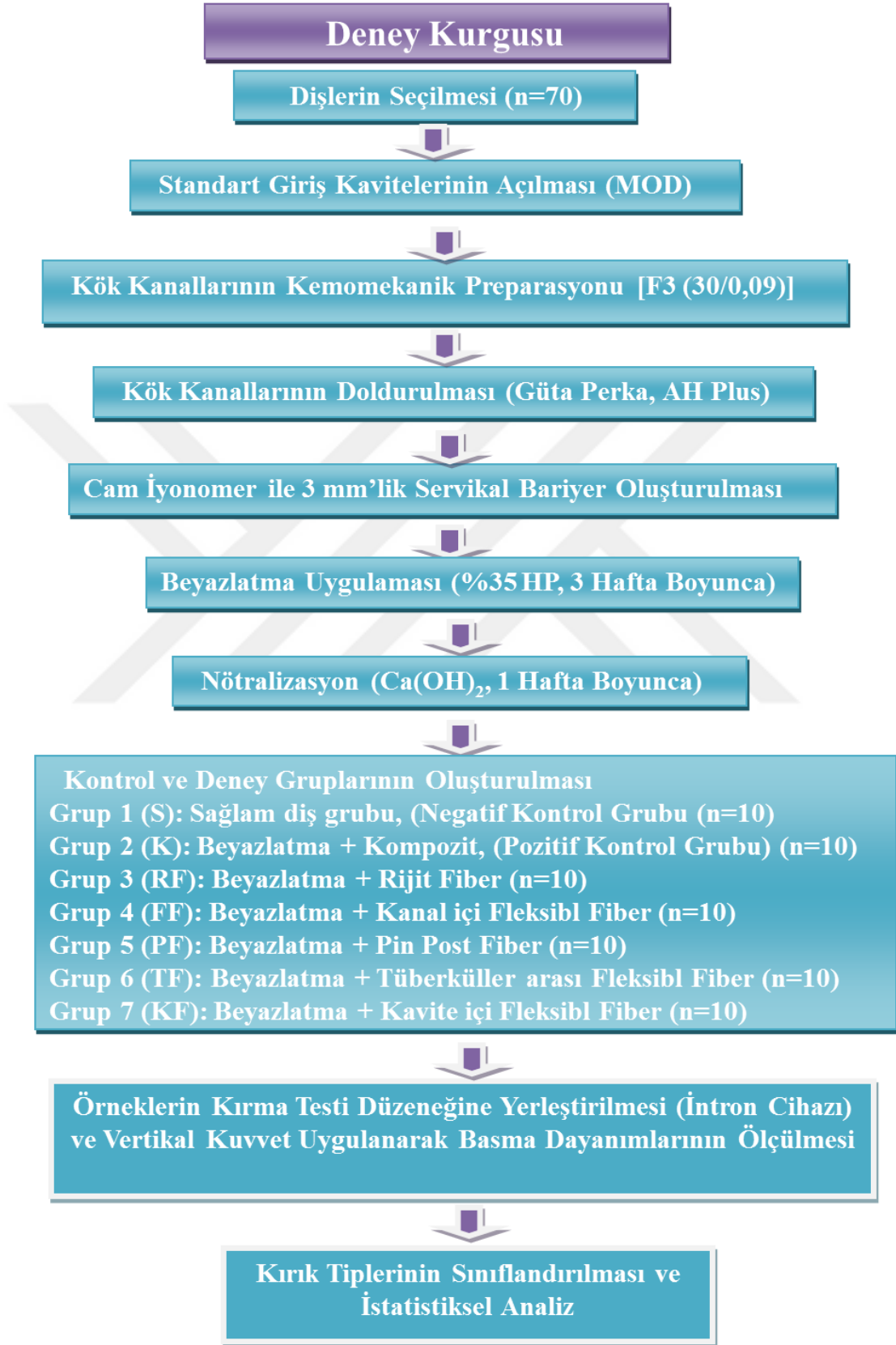
3.3. Çalışmada Kullanılacak Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması

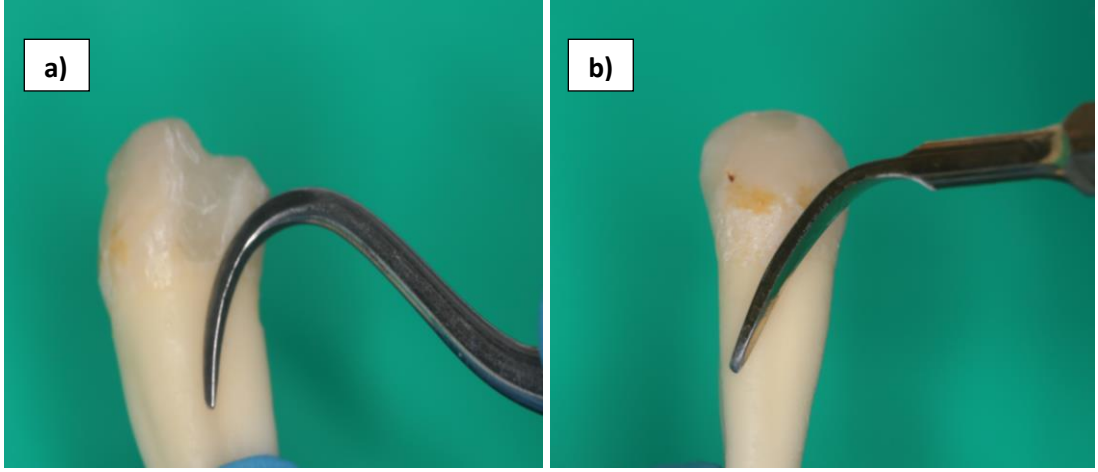
Bu çalışma için, yeni çekilmiş mandibular premolar dişler toplandı. Çalışmada kullanılacak dişler seçilirken; düz köklü, benzer boyutlarda, çürüksüz olmasına, herhangi bir restorasyon, kırık veya çatlak hattına sahip olmamasına, ve apekslerinin kapanmış olmasına dikkat edildi. Dişlerde kalsifikasyon ve rezorbsiyon varlığı radyografilerle kontrol edildi. Kalsifikasyon ve rezorbsiyon bulunan dişler çalışma dışı bırakıldı. Bu özelliklere sahip 70 mandibular premolar diş seçildi. Deneyden önce üzerlerindeki diştaşı ve diğer yabancı artıklar ultrasonik uçlar ve kretuvar yardımıyla uzaklaştırıldı (Resim 4). Dişler deney gününe kadar % 0,1'lik timol solüsyonu içinde $+4^{\circ}\text{C}$ 'de saklandı. 50 tanesi deney grubu, 10 tanesi pozitif kontrol grubu, 10 tanesi de negatif kontrol grubu olarak kullanıldı. Deney grubundaki dişlere endodontik tedavi uygulandı (Tablo 6).

Tablo 6. Deney ve kontrol gruplarının sınıflandırılması

Grup no	Grup adı	Özellikler
1	Grup 1(S) (n=10)	Sağlam diş grubu (Negatif kontrol grubu)
2	Grup 2 (K) (n=10)	Beyazlatma + Kompozit (Pozitif kontrol grubu)
3	Grup 3 (RF) (n=10)	Beyazlatma + Rijit Fiber
4	Grup 4 (FF) (n=10)	Beyazlatma + Kanal İçi Fleksibl Fiber
5	Grup 5 (PF) (n=10)	Beyazlatma + Pin Post Fiber
6	Grup 6 (TF) (n=10)	Beyazlatma + Tüberküller arası Fleksibl Fiber
7	Grup 7 (KF) (n=10)	Beyazlatma + Kavite İçi Fleksibl Fiber

Tablo 7. Deney kurgusu



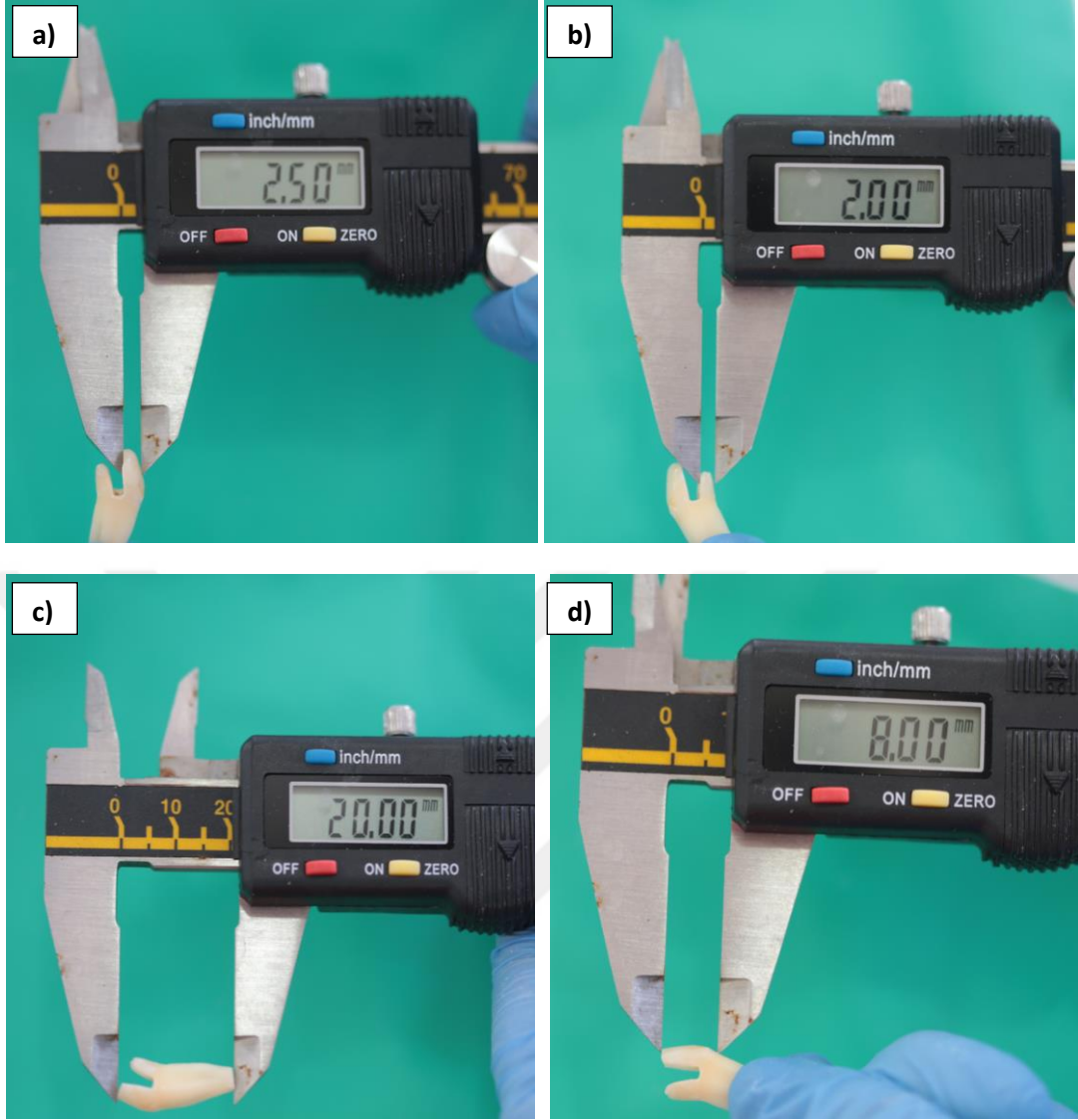


Resim 4. Diştaşı ve diğer artıkların **a)** ultrasonik uçlar ve **b)** kretuar yardımıyla temizlenmesi

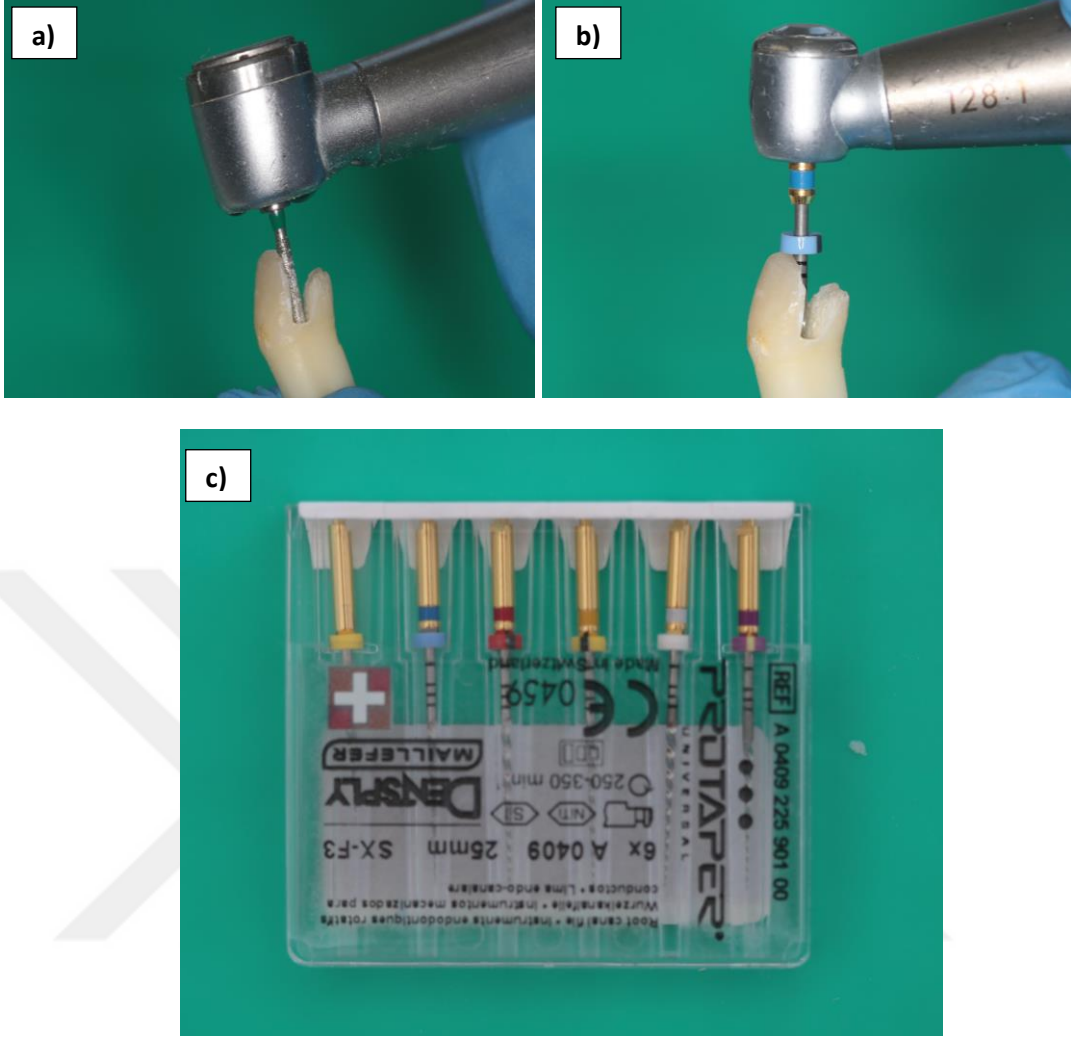
Çalışmada kullanılacak dişlere MOD giriş kavitesi açıldı ve bukkal, lingual, mezial ve distal duvar kalınlıkları dijital kumpas yardımıyla ölçüldü ve değerler not edildi. Bukkal duvar kalınlığı yaklaşık 2,5 mm lingual duvar kalınlığı 2 mm olacak şekilde giriş kaviteleri elmas ve çelik frezlerle tamamlandı (Resim 5 a,b,c,d).

Negatif kontrol grubunda [Grup 1 (S)] yer alan dişlere herhangi bir işlem uygulanmadı. Deney ve kontrol grupları için, dişlerin kron boyları 8 ± 1 mm, kron bukkolingual (BL) mesafe koronalde 7 ± 2 mm, servikalde 6 ± 2 mm; mezyodistal (MD) mesafe koronalde 7 ± 1 mm, servikalde 5 ± 1 mm; kök boyları 13 ± 1 mm olacak şekilde dijital kumpas yardımıyla ölçülerek standardize edildi.

Pozitif kontrol grubu [Grup 2 (K)] ve deney gruplarında kullanılacak kök kanal uzunlukları 10 no'lu K tipi kanal eğesi ile ölçüldü. Kanal boyu, eğe ucunun apikal foramenden çıkışı gözlenerek belirlendi. Çalışma boyu ise bu boydan 1mm kısa olacak şekilde hesaplandı. Daha sonra dişlerin kök kanallarının şekillendirilmesi, crown-down teknikle Protaper Universal döner sistem eğeleri S1, S2, SX, F1, F2 ve F3 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) sırasıyla kullanılarak yapıldı. İrrigasyon için her eğe değişiminden önce 2 ml %2,5'lük NaOCl kullanıldı. Dişin apikal boyutu F3 (30/0,09) olarak belirlendi (Resim 6a,b,c).

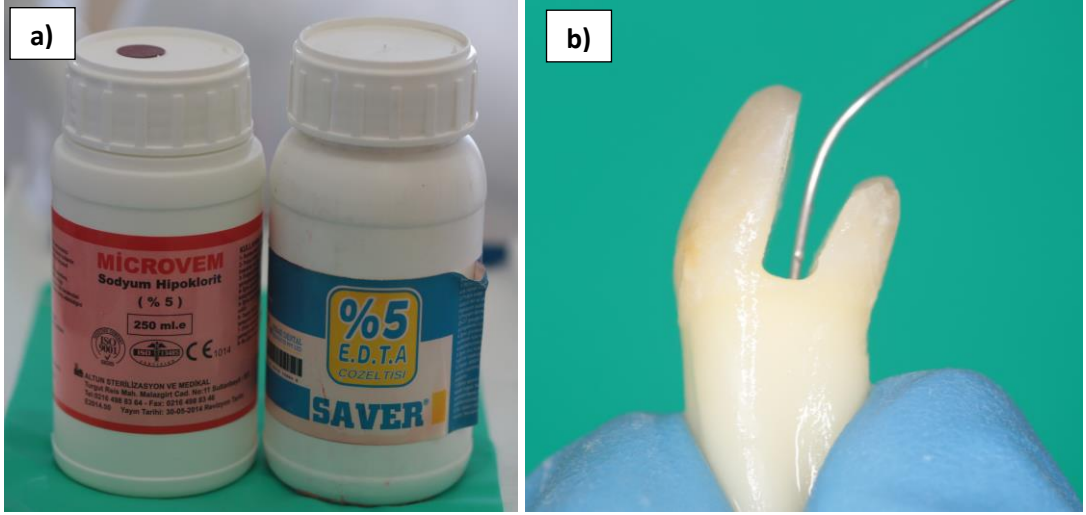


Resim 5. a) Bukkal ve b) lingual duvar kalınlıklarının dijital mikrometre ile ölçülerek standardize edilmesi c) Diş ve d) kron boyunun dijital mikrometre ile ölçülerek belirlenmesi



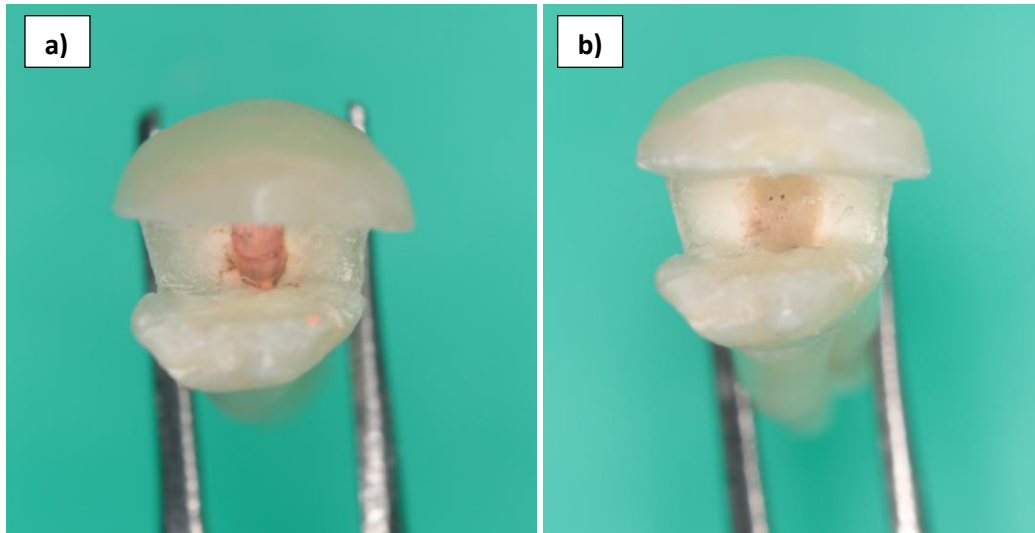
Resim 6. a) Kök kanal duvarlarının elmas frezle şekillendirilmesi ve **b)** Kanal preparasyonun döner sistem kanal eğeleri ile yapılması **c)** Kök kanallarının şekillendirilmesinde kullanılan Protaper Universal eğelerinin soldan sağa sıralanışı (SX, S1, S3, F1, F2, F3).

Smear tabakasının uzaklaştırılması ve son yıkama için her solüsyon kök kanalında birer dakika kalacak şekilde dişler 5ml %17'lik EDTA, 5 ml %5,25'lik NaOCl ve devamında 3 ml serum fizyolojik ile irrije edildi (Resim 7a,b).



Resim 7. a) Kök kanalı irrigasyonunda kullanılan solüsyonlar **b)** Kök kanallarının 17 gaugelik iğne ile irrigasyonu.

Kök kanalları preparasyon ve irrigasyon tamamlandıktan sonra kağıt kon (Dentsply-Herpo, Petrópolis, Brezilya) ile kurulandı. Epoksi rezin esaslı bir kanal patı olan AH Plus (Dentsply De Trey, Konstanz, Almanya) ile lateral kompaksiyon tekniği ile dolduruldu. Isıtılmış plugger ile gütä perka servikal seviyenin 3 mm aşağısına kadar indirildi ve cam iyonomer siman (XtraCem, Medicept İngiltere) ile bariyer (kaide) oluşturuldu (Resim 8 a,b). Kanal tedavisi tamamlanan dişler geçici olarak polikarboksilat siman ile kapatılıp 37 °C’de distile suda 1 hafta saklandı.

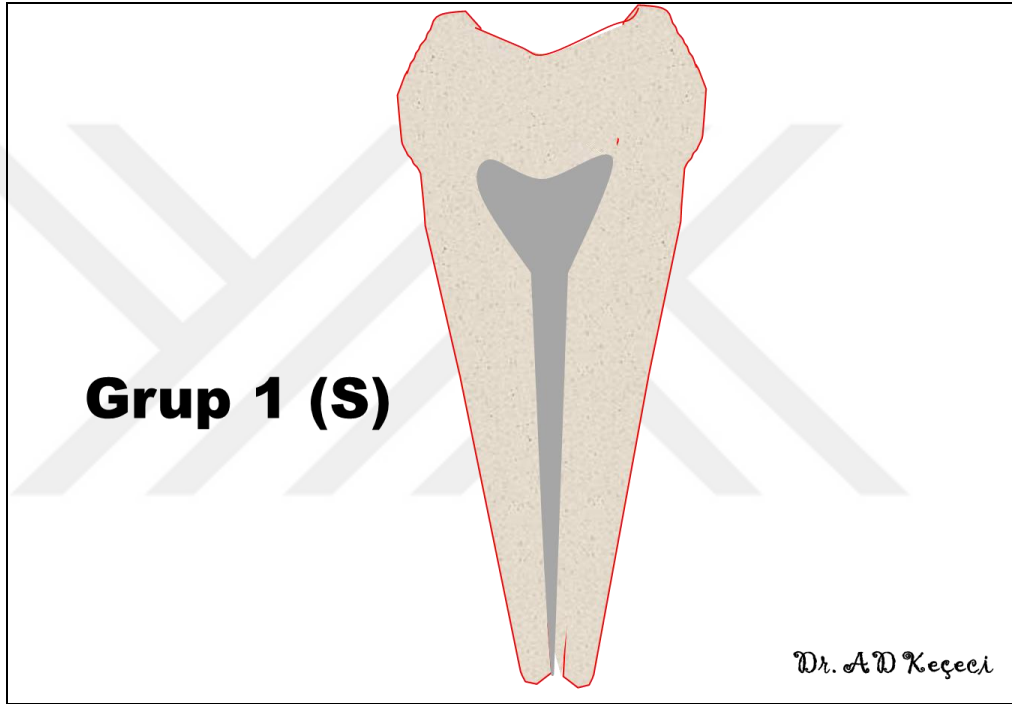


Resim 8. a) Kök kanal dolumu yapıldıktan sonraki okluzal görüntüsü **b)** Gütä perka seviyesi servikalden 3 mm indirilmiş giriş kavitelesinin mine-sement sınırına kadar cam iyonomer siman ile kapatılması.

3.4. Deney ve Kontrol Gruplarının Belirlenmesi

Deney ve kontrol grupları için toplanan 70 adet alt premolar diş aşağıdaki tablodaki gibi gruplara ayrıldı.

Grup 1 (S), (Negatif Kontrol Grubu) (n=10): Kanal tedavisi yapılmamış, beyazlatma yapılmamış sağlam dişlerden oluşturuldu (Resim 9) (şekil 5). Pozitif kontrol grubu ve deney grupları ise devital beyazlatma protokolü uygulanarak beyazlatıldı.



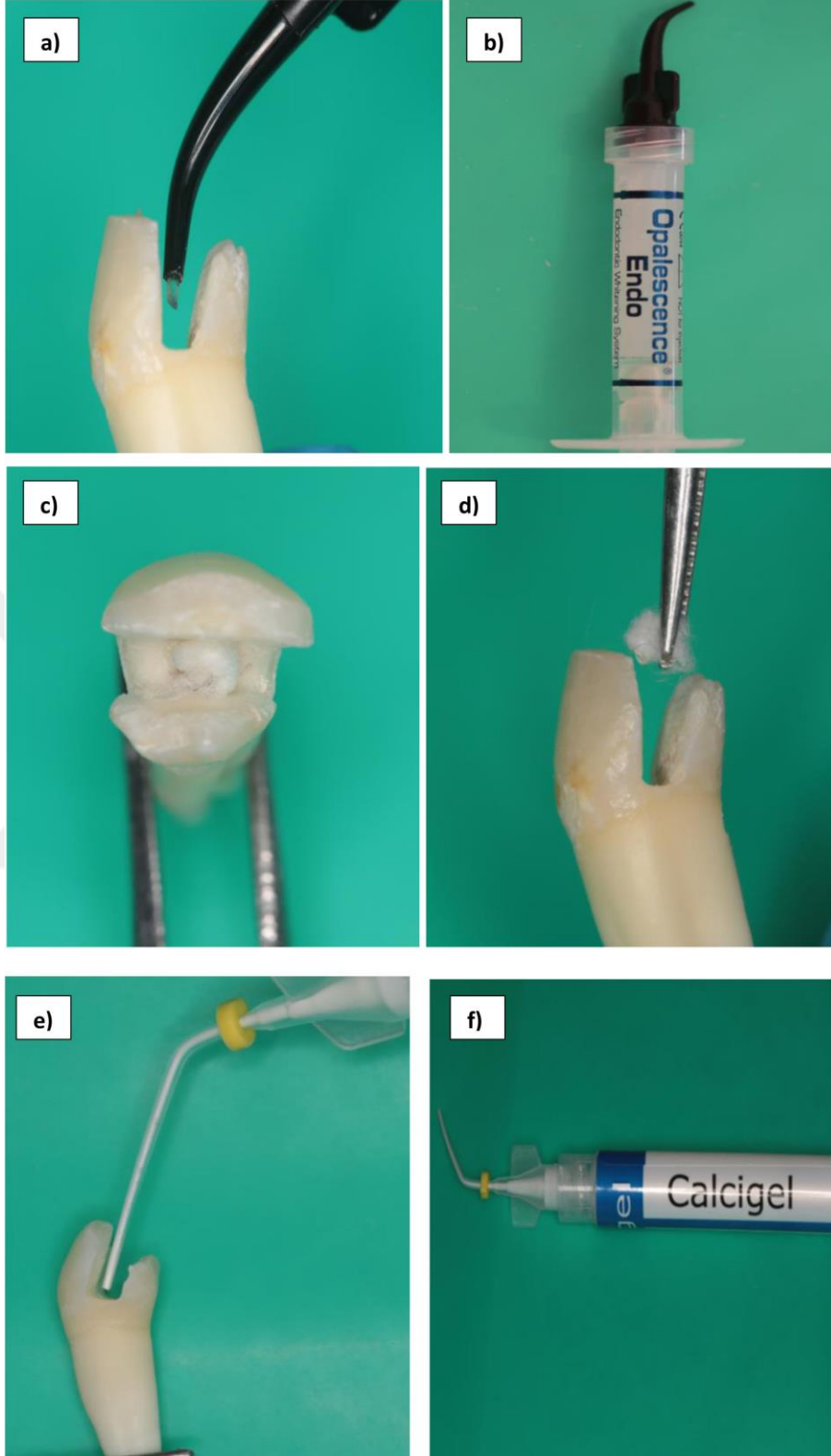
şekil 5. Grup 1 (S)'in şematize edilmiş hali



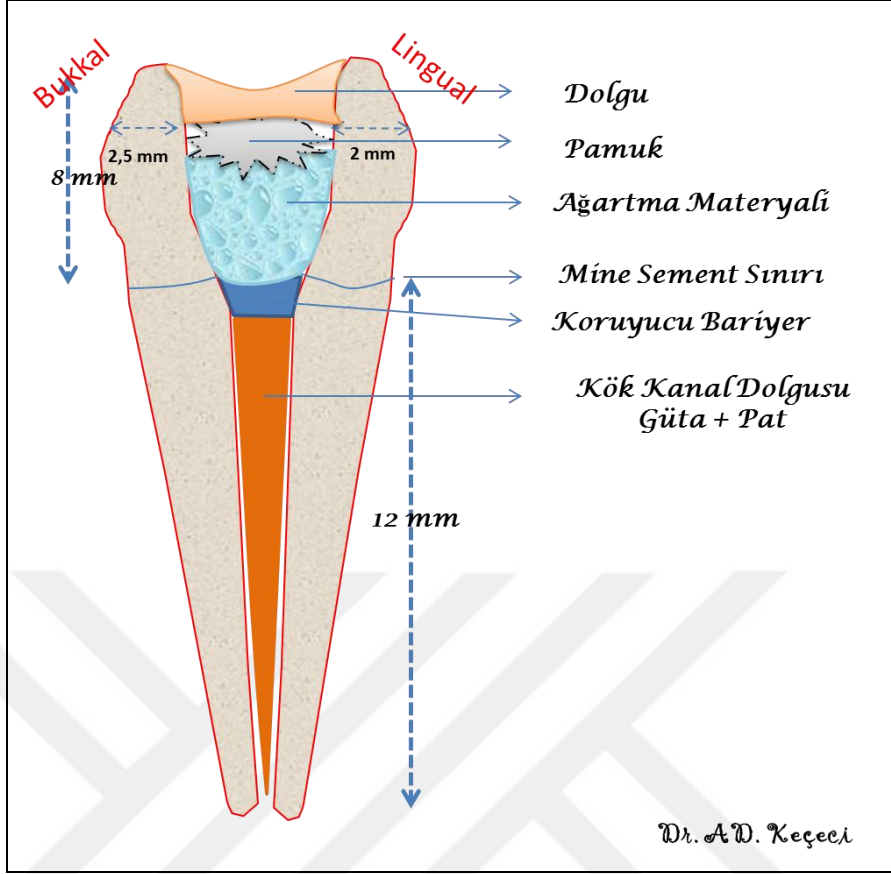
Resim 9. Kron ve kık boyları standardize edilmiş sağlam (intakt) diş grubu

3.4.1. Devital Beyazlatma İşlemi

Kök kanal tedavileri tamamlanan deney ve pozitif kontrol grubundaki dişlerde (n=60) güta perka mine-sement birleşiminin 3 mm altına incek şekilde sıcak plugger ile uzaklaştırıldı ve cam iyonomer siman (XtraCem, Medicept İngiltere) ile servikal bariyer oluşturuldu. 1 hafta sonra geçici restorasyon uzaklaştırıldı ve kavitenin içerisi %2,5 lik 2,5 ml NaOCl ve 2,5 ml distile su ile yıkandı. %35'lik hidrojen peroksit (HP) (Opalescence Endo, Ultradent Products, Güney Jordan, UT, ABD) ile 7. ve 14. günlerde yenilenerek beyazlatma yapıldı. Her seans beyazlatma jeli NaOCl ve 2,5 ml salin solüsyonu ile uzaklaştırıldı. Yaklaşık 4-5 mm kalınlığındaki yeni beyazlatma jeli kavite içerisine uygulandıktan sonra üzerine pamuk pelet yerleştirilip geçici olarak polikarboksilat siman ile kapatıldı (Resim 10 a,b, c, d). Daha sonra pH=12 ve %45 kalsiyum hidroksit (Ca(OH)₂) içerikli Calcigel (Calcigel-Bayern, Almanya) ile 1 hafta boyunca nötralizasyon yapıldı (Resim 10 e, f) (Şekil 6).



Resim 10. a) Kavite içerisine 4-5 mm kalınlığındaki beyazlatma jelinin uygulanması b) Beyazlatmada kullanılan jel c) Beyazlatma jeli uygulandıktan sonra jel üzerine pamuk peletlerin yerleştirilmesi ve d) okluzalden görüntüsü e) Nötralizasyonda kullanılan kalsiyum hidroksit f) Kavite içerisine kalsiyum hidroksitin yerleştirilmesi

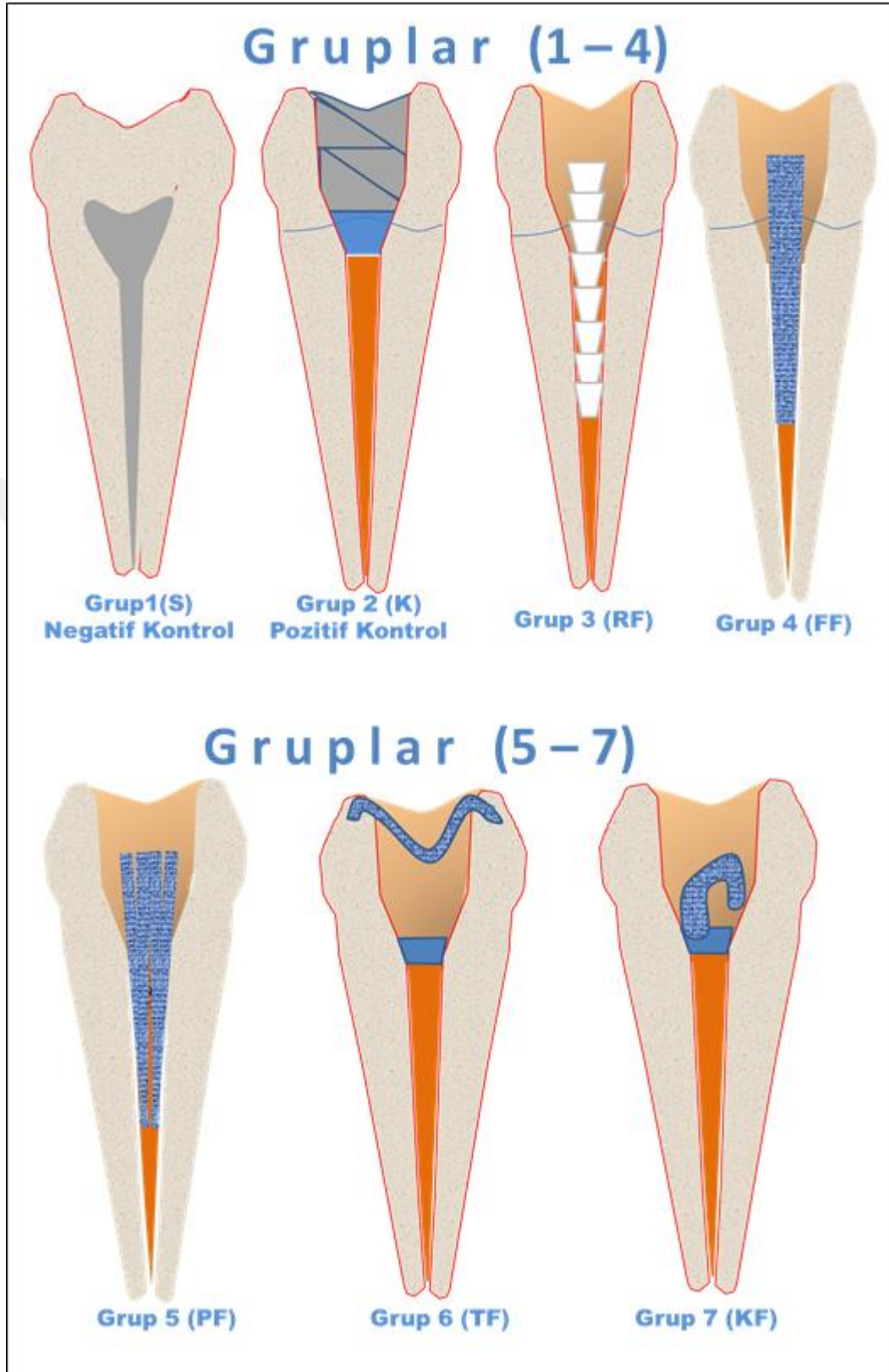


Şekil 6. Devital beyazlatma işleminin şematize edilmiş hali

Dişler beyazlatma işlemini takiben n=10 olacak şekilde 6 deney grubuna ayrıldı (Grup 2-7) (Tablo 8) (Şekil 7).

Tablo 8. Deney ve kontrol grupları, kullanılan güçlendirme materyalleri

Grup no (Kısa adı)	Güçlendirme Materyalleri	Özellikler ve yerleştirme şekli	Ticari İsim
Grup 1 (S)	Sağlam dişler (Kontrol Grubu)	-	-
Grup 2 (K)	Kompozit	Mikro Dolduruculu Kompozit	GC G-aenial Posterior A1 Kompozit (G-aenial, GC Corporation, Tokyo, Japonya)
Grup 3 (RF)	Rijit Fiber + Kompozit	Rijit Fiber Kanal içi	(Reforpost Angelus, Londrina, PR, Brezilya)
Grup 4 (FF)	Fleksibl Fiber + Kompozit	Fleksibl Fiber Kanal içi	Everstick (StickTech Ltd., Turku, Finlandiya)
Grup 5 (PF)	Fleksibl Pin Fiber + Kompozit	Fleksibl Pinler Kanal İçi	Dentapreg Pin (ADM, Dentapreg; Brno, Çek Cumhuriyeti)
Grup 6 (TF)	Tüberküllerarası Fleksibl Fiber + Kompozit	Tüberküllerarası Fleksibl Fiber	Dentapreg SFU (ADM, Dentapreg; Brno, Çek Cumhuriyeti)
Grup 7 (KF)	Kavite içi Fleksibl Fiber + Kompozit	At nalı şeklinde kavite içi Fleksibl Fiber	Dentapreg SFU (ADM, Dentapreg; Brno, Çek Cumhuriyeti)

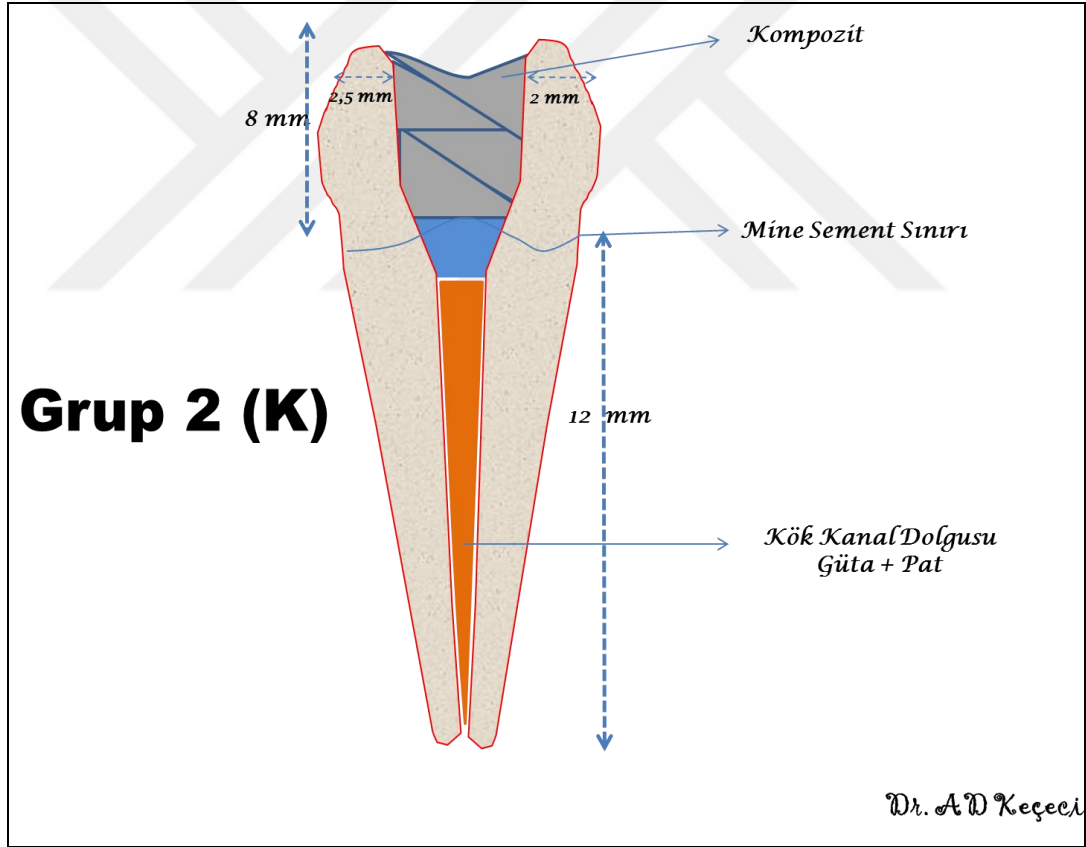


Şekil 7. Deney ve kontrol gruplarının oluşturulması

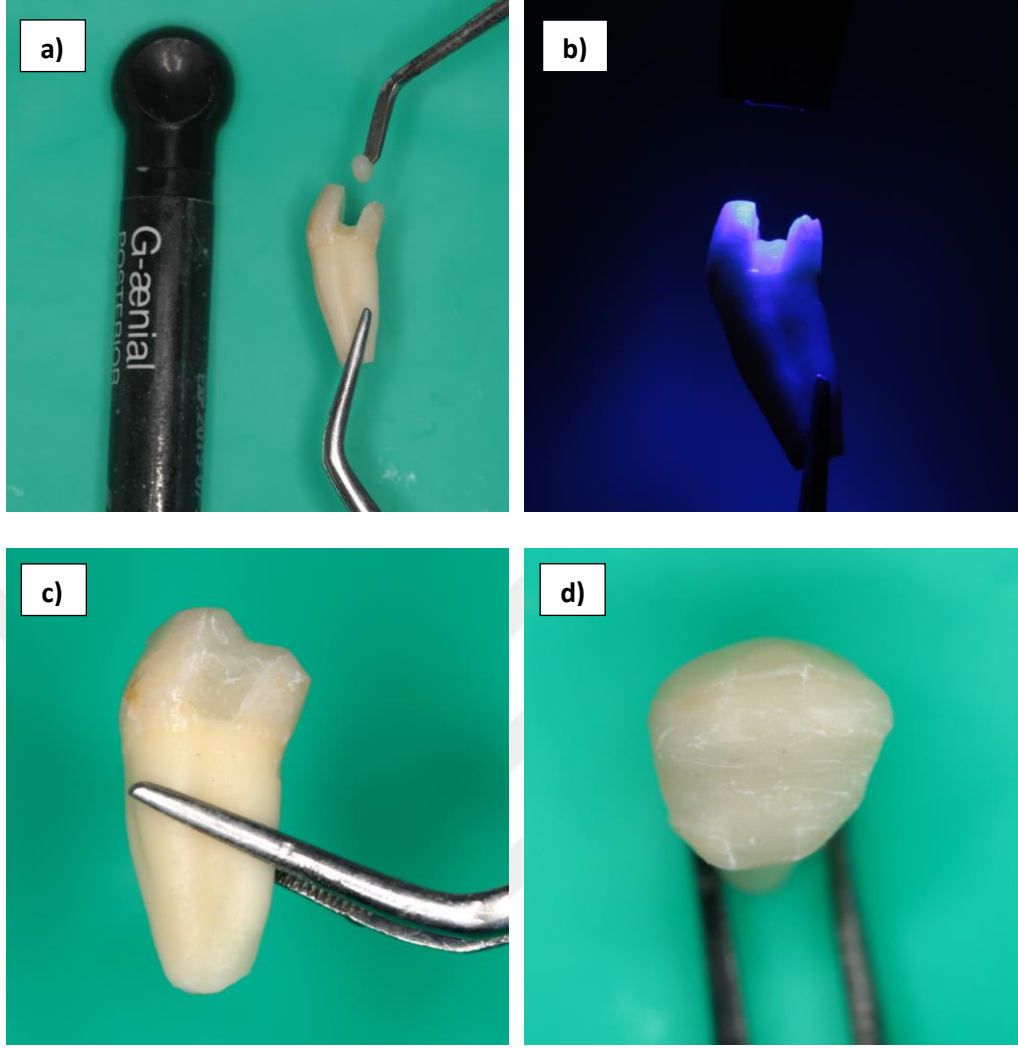
3.5. Rijit ve Fleksibl Fiber Materyallerin Yerleştirilmesi

Grup 2 (K), (Pozitif Kontrol Grubu) (Beyazlatma+Kompozit) (n=10):

Standart kaviteler ve devital beyazlatma işlemi yukarıda tarif edildiği gibi yapıldı. Nötralizasyon işlemi tamamlanan dişlerin kavite yüzeylerine adeziv materyalin (Clearfill SE, Kuraray, Osaka, Japan) primeri fırça yardımıyla uygulanıp hafif hava basıncı ile dağıtıldı ve 20 sn beklendikten sonra bond materyali de tüm yüzeye uygulanıp hafif hava basıncı ile dağıtıldı ve 500 mW cm⁻² yoğunluğa sahip ışık lambasıyla 10 sn ışınlandı. Giriş kaviteleri GC Posterior A1 kompozit rezin materyali (G-aenial, GC Corporation, Tokyo, Japonya) kullanılarak inkrementel teknikle 3 mm'lik tabakalar halinde 20 sn ışınlayarak restore edildi (n=10) (Resim 11a,b,c,d) (Şekil 8).

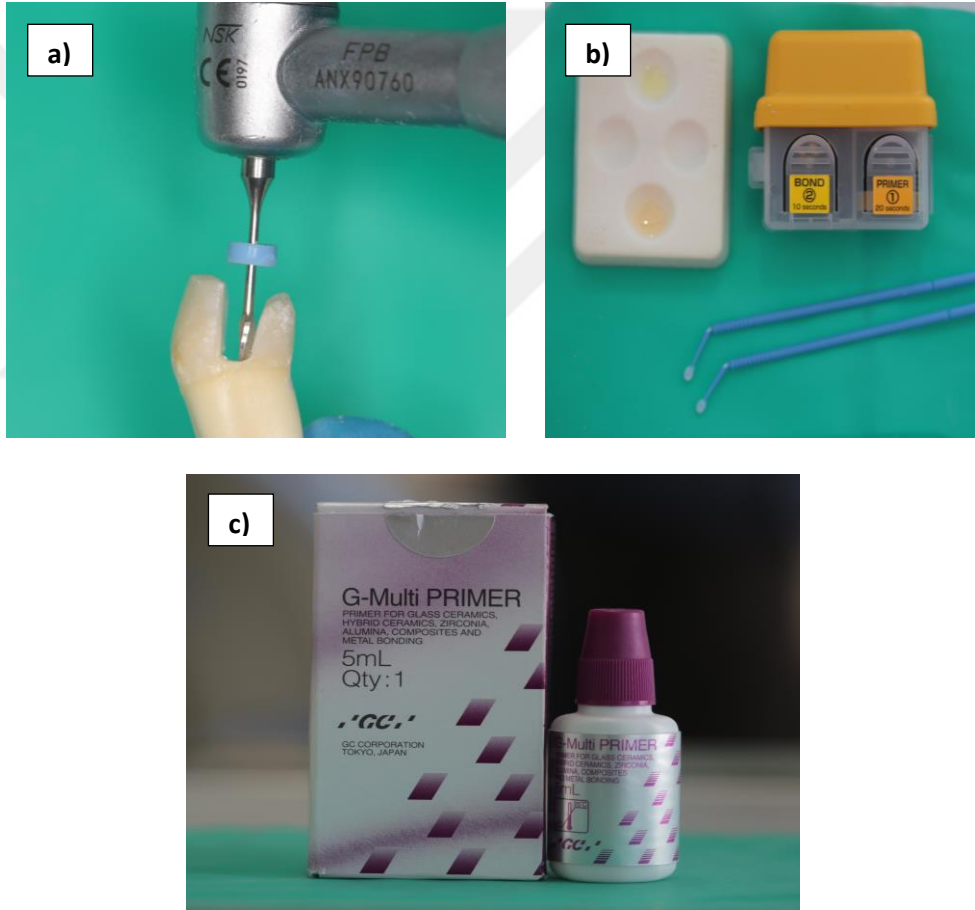


Şekil 8. Grup 2 (K)'nin şematize edilmiş hali



Resim 11. a) MOD kaviteilerin inkrementel teknik kullanılarak kompozit rezin ile restorasyonu **b)** Kompozit rezinin polimerize edilirken görüntüsü **c)** Kompozit rezin ile restorasyonu tamamlanan dişlerin okluzal ve **d)** Proksimal görüntüsü

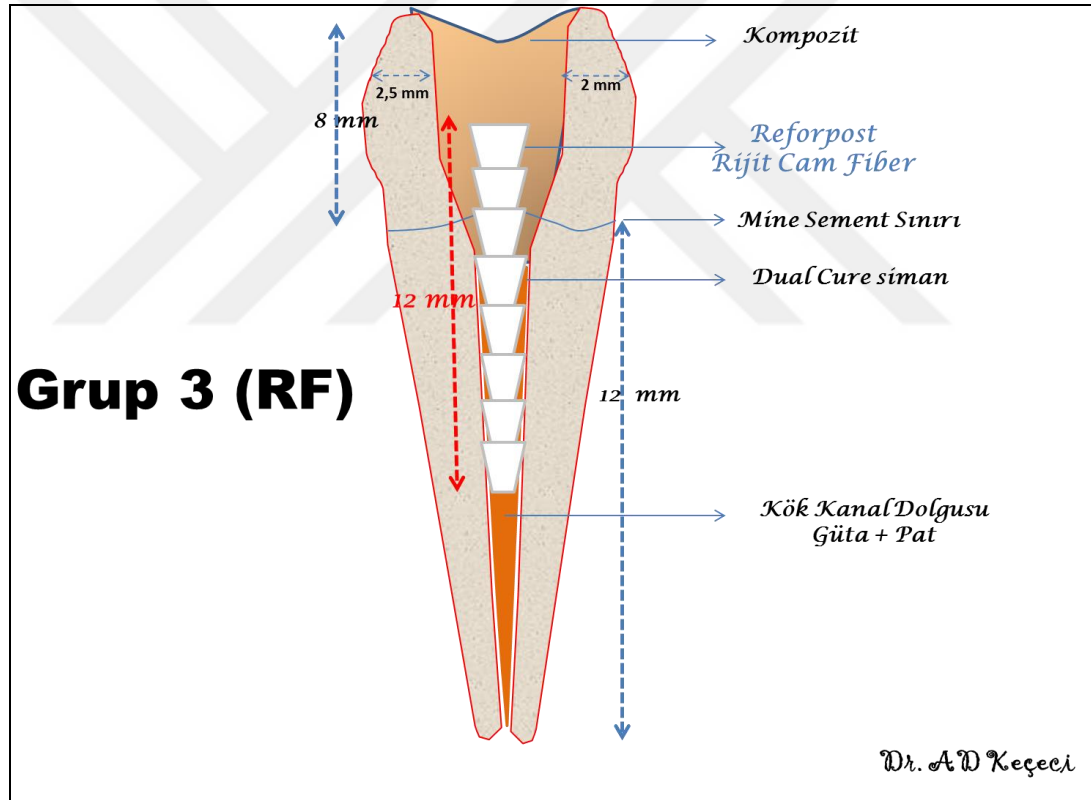
Grup 3 (RF), (Beyazlatma + Rijit Fiber) (n=10): Beyazlatılmış dişlerde post boşluklarını hazırlamak için kanal ağzındaki beyazlatma bariyeri olarak kullanılan cam iyonomer uzaklaştırıldıktan sonra 3 numaralı Peeso Reamer ile kanal içerisinde 5-6 mm güta perka kalacak şekilde, mine-sement birleşiminden itibaren yaklaşık 7-8 mm güta perka uzaklaştırıldı. Daha sonra hazırlanan post boşlukları 2'şer ml NaOCl ve distile su ile yıkanıp kağıt konlar (Dentsply-Herpo, Petrópolis, Brezilya) ile kurulandı. Cam fiber postlar %70 alkol ile temizlendikten sonra silan (G-Multi Primer) uygulandı ve fazlalıklar hava ile uzaklaştırıldı. Post boşluğuna fırça yardımıyla primer ve bond uygulandı ve 10 sn hava ile dağıtıldı (Resim 12 a,b,c). Işık uygulaması yapılmadı.



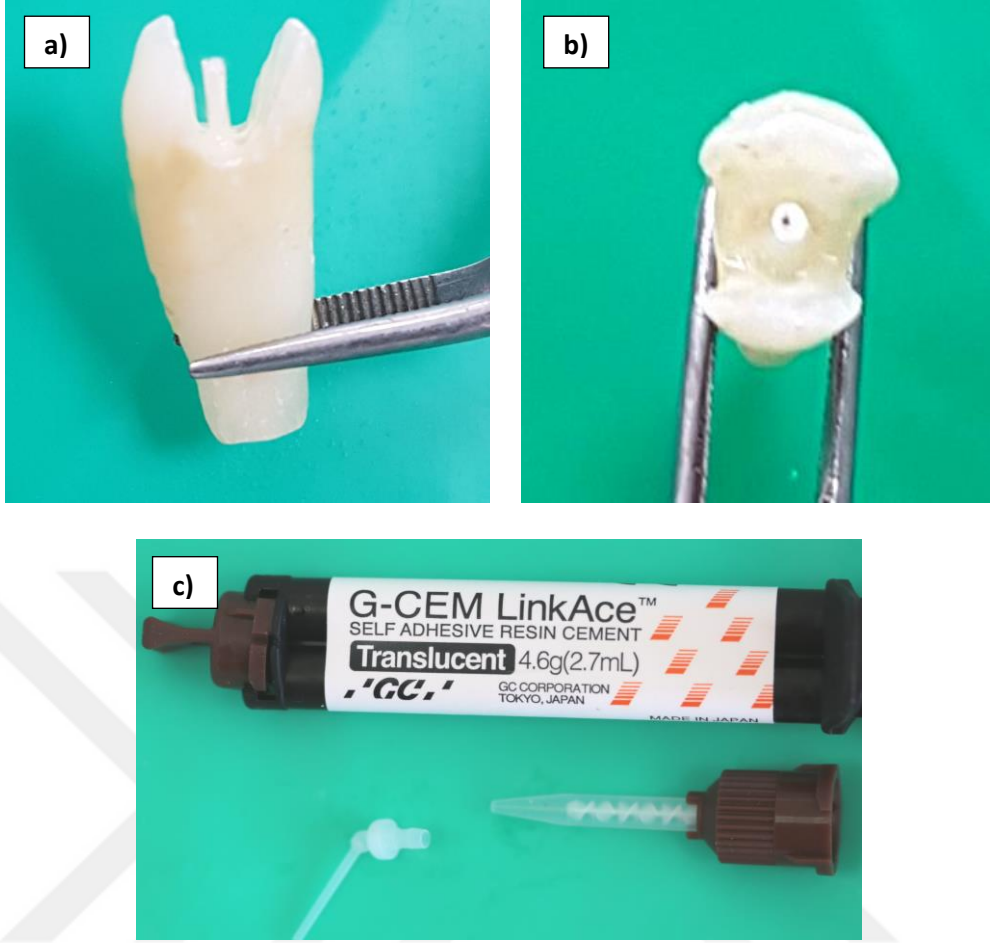
Resim 12. a) 3 numaralı peeso reamer ile post boşluklarının hazırlanması
b) Kullanılan adeziv sistem c) Reforposta kanal içerisine yerleştirilmeden önce uygulanan silan birleştirme ajanı

1 no'lu cam fiber postların (Reforpost; Angelus, Londrina, PR, Brezilya) boyları 12 mm ve okluzal seviyeden 2 mm aşağıda olacak şekilde post boşluğuna

göre belirlenerek her postun koronal kısmı aynı seviyede olacak şekilde prova edildi. Kanal içerisine dual-cure G-CEM LinkAce™ (GC Corp., Tokyo, Japonya) rezin siman üretici firma önerisine göre uygulandı. Siman karışımı post yuvasına endo uygulama ucu ile yerleştirildi (Resim 14 c). Fiber postların post yuvasında, rezin kütlesinin merkezine yerleştirilmesi hedeflendi. Postlar, hafif bir parmak basıncı ile hazırlanan boşluğun derinliğine kadar oturtuldu ve rezin simanın fazla miktarı küçük bir fırça ile uzaklaştırıp, 500 mW cm⁻² minimum yoğunluğa sahip ışık lambası kullanılarak 20 sn boyunca korondan polimerize edildi (Resim 13 a, b, c). Giriş kavitelere GC G-aenial Posterior A1 (G-aenial, GC Corporation, Tokyo, Japonya) kompozit inkremental teknik ile aynı şekilde yerleştirilip, ışıkla polimerize edilerek restorasyon tamamlandı (n=10) (Şekil 9).

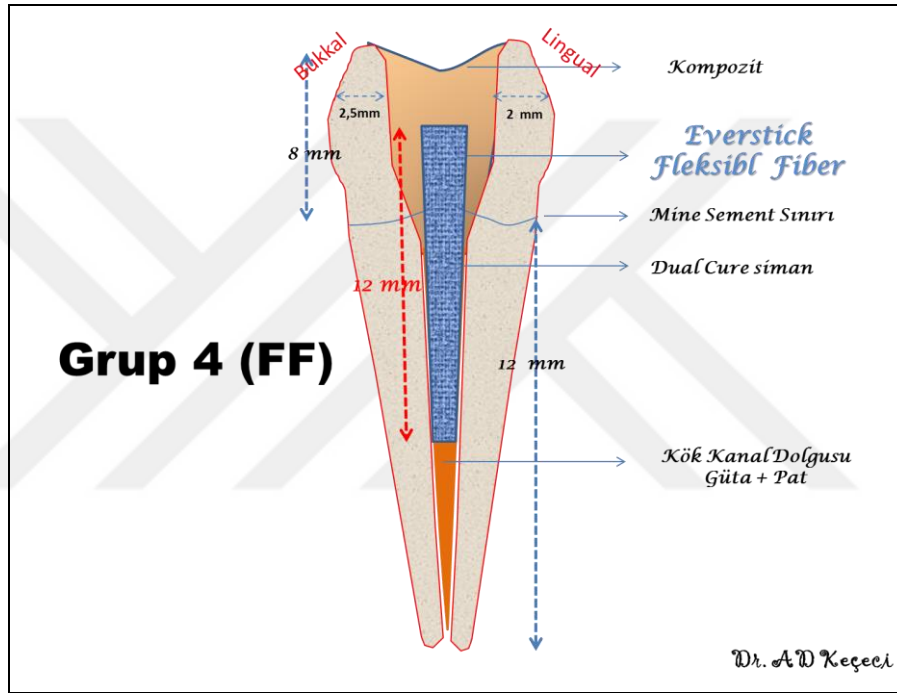


Şekil 9. Grup 3 (RF)'ün şematize edilmiş hali



Resim 13. a) Rijit cam fiber postun (Reforpost) proksimal ve **b)** okluzal göüntüsü
c) Fiber postun simantasyonunda kullanılan rezin siman materyali

Grup 4 (FF), (Beyazlatma + Fleksibl Fiber) (n=10): Beyazlatma yapılmış dişlerde Grup 3'de olduğu gibi hazırlanan post boşluklarına adeziv sistem uygulandıktan sonra 10 sn hava ile kurulandı. Kanal içerisine rezin siman (G-Cem Linkace) endo uygulama ucu ile gönderilip 12 mm uzunluğunda bondlanmış fleksibl fiber materyali Everstick Perio (StickTech Ltd., Turku, Finlandiya) kanal içerisine yerleştirildi ve 20 sn halojen ışık lambası ile polimerize edildi (Resim 14). Ardından da kompozit rezin materyal GC Posterior A1 (G-aenial, GC Corporation, Tokyo, Japonya) ile inkremental teknikle restore edildi (n=10) (Şekil 10).

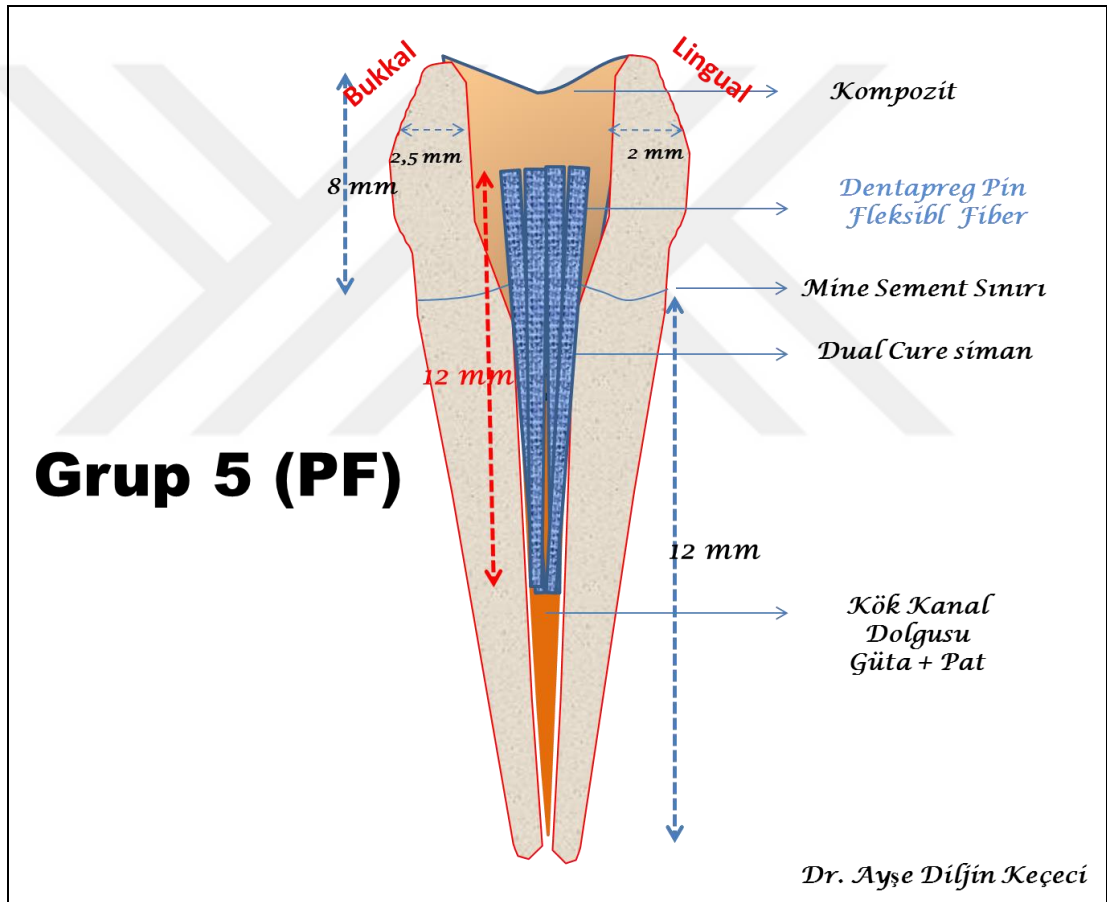


Şekil 10. Grup 4 (FF)'ün şematize edilmiş hali

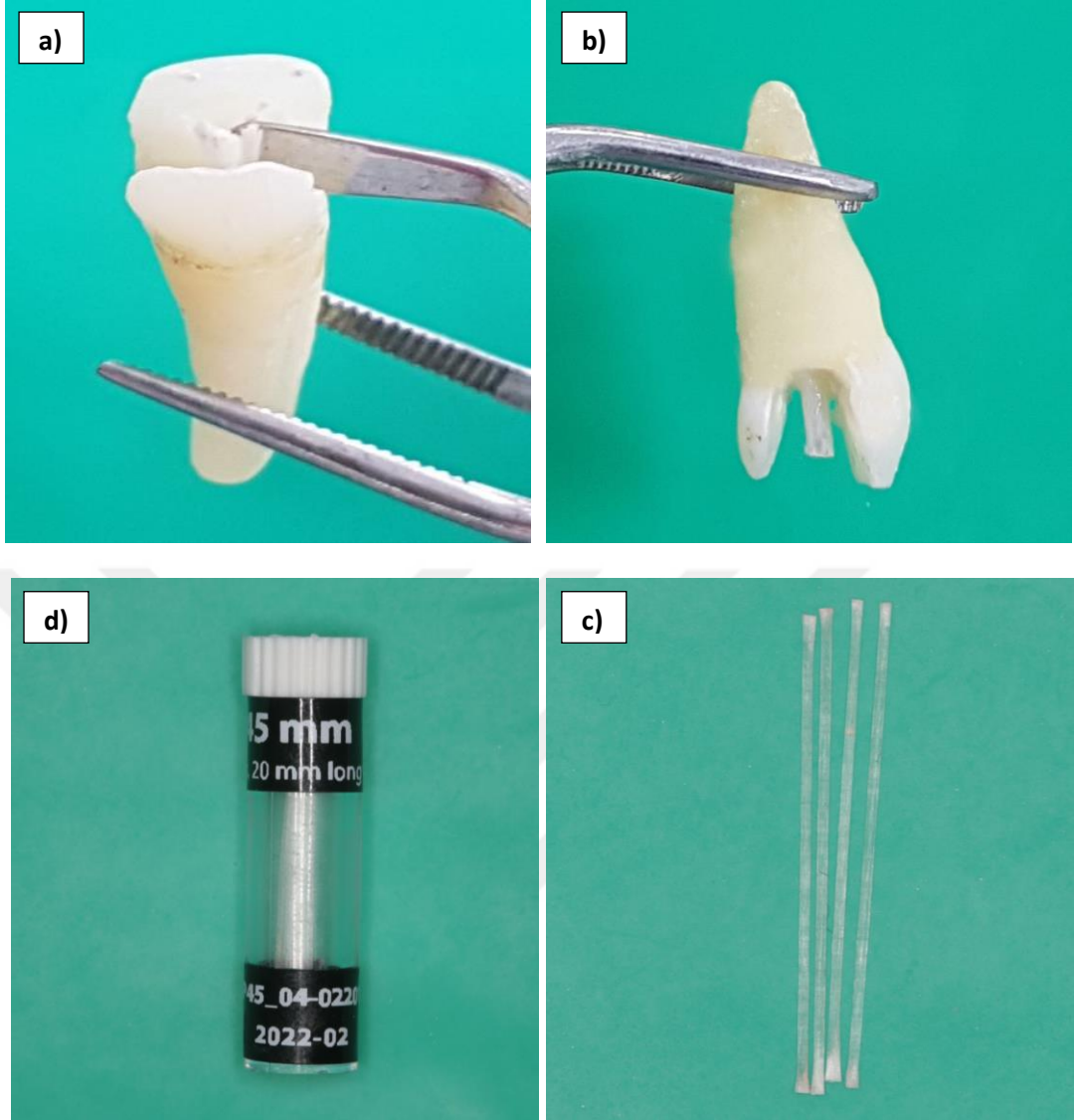


Resim 14. Everstick fleksibl fiber materyalinin kanal içerisine yerleştirilmesi

Grup 5 (PF), (Beyazlatma + Pin Post) (n=10): Beyazlatılmış dişlerde Grup 3 ve 4'de olduğu gibi post boşlukları aynı genişlikte hazırlanıp adeziv sistem uygulandı. Kanal boşluğuna rezin siman aynı şekilde gönderildi. Okluzal seviyeden 2 mm aşağıda olacak şekilde her kanal boşluğuna 12 mm uzunluğunda boyları eşitlenen bondlanmış 4 adet fleksibl pin post (Dentapreg; ADM, Dentapreg; Brno, Çek Cumhuriyeti) yerleştirilerek halojen ışık lambası ile 20 sn ışındı (Resim 15 a,b, c). Giriş kaviteleri kompozit rezin materyal (G-aenial, GC Corporation, Tokyo, Japonya) ile diğer deney gruplarında olduğu gibi aynı teknikle restore edildi (n=10) (Şekil 11).

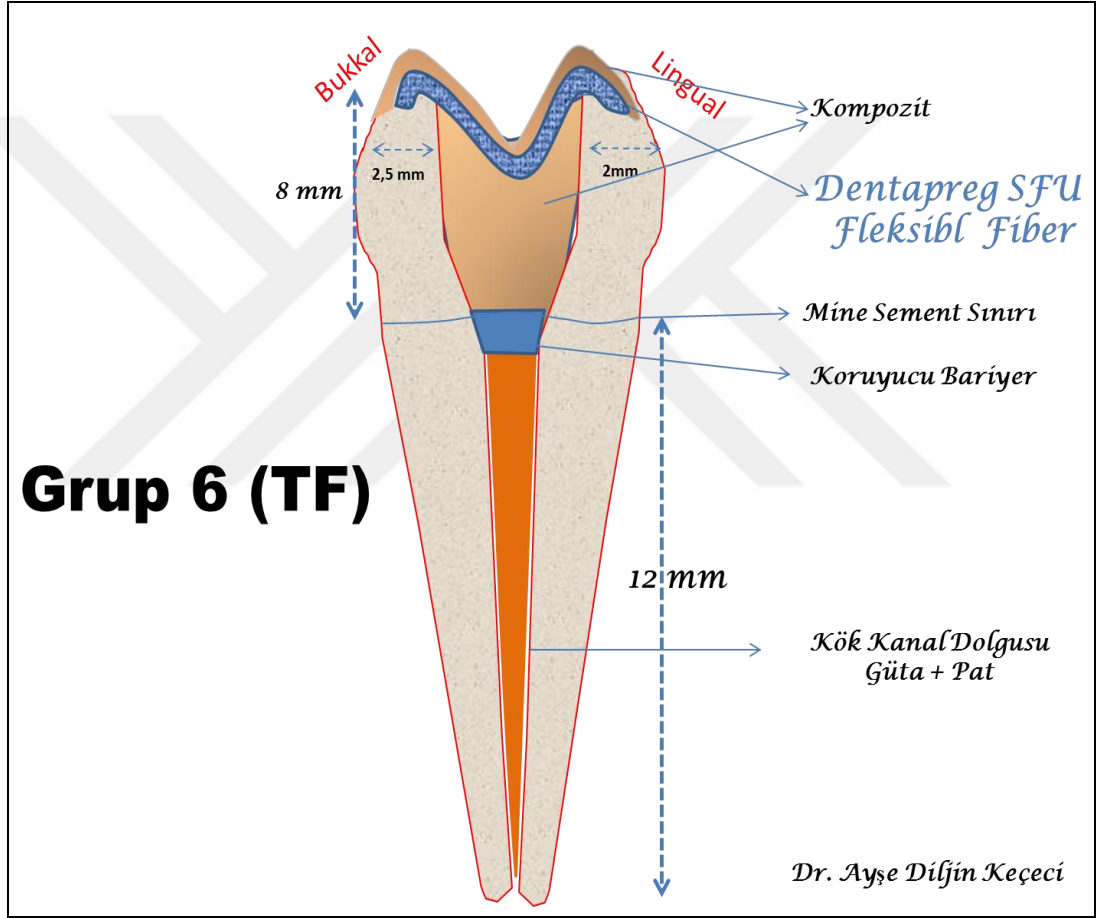


Şekil 11. Grup 5 (PF)'in şematize edilmiş hali

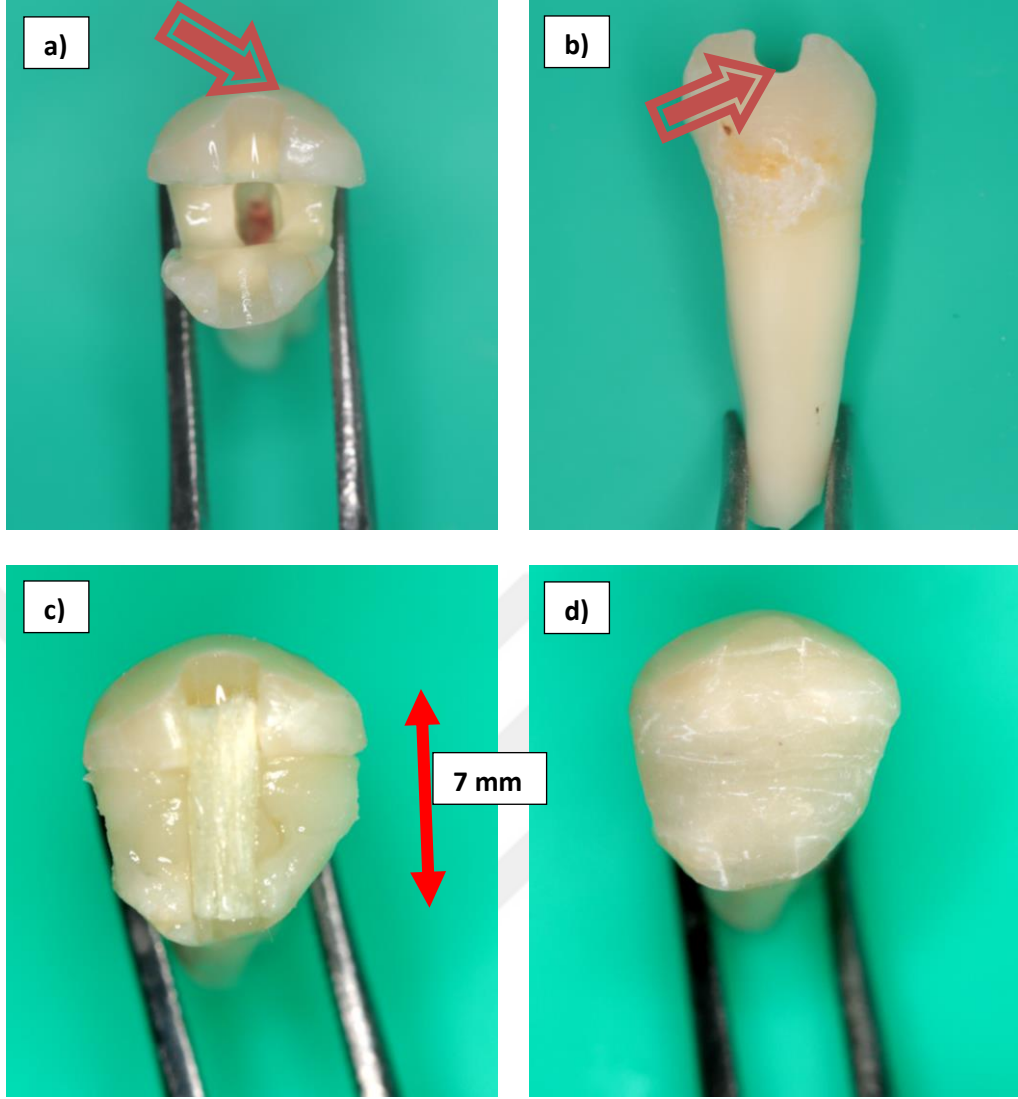


Resim 15. a) Dentapreg pin postların kanal içerisinde bukkolingual ve **b)** mezyodistal görüntüsü **c), d)** Fleksibl fiber materyali Dentapreg pin postlar

Grup 6 (TF), (Beyazlatma + Tüberküllerarası Fleksibl Fiber) (n=10): Beyazlatılmış dişlerde okluzal tüberküllere 2 mm genişliğinde ve 1,5 mm derinliğinde oluklar açıldı. Kavite içerisine adeziv sistem uygulandıktan sonra bir tabaka rezin kompozit yerleştirildi ve polimerize edildi. Yaklaşık 7 mm uzunluğunda hazırlanan Dentapreg SFU'ya (ADM, Dentapreg; Brno, Çek Cumhuriyeti) adeziv uygulandı. Tekrar kompozit tabakası uygulandıktan sonra hazırlanan Dentapreg SFU tüberküllerdeki oluklara yerleştirildi kompozit ile birlikte polimerize edildi ve restorasyon tamamlandı (n=10) (Resim 16 a,b,c) (Şekil 12).

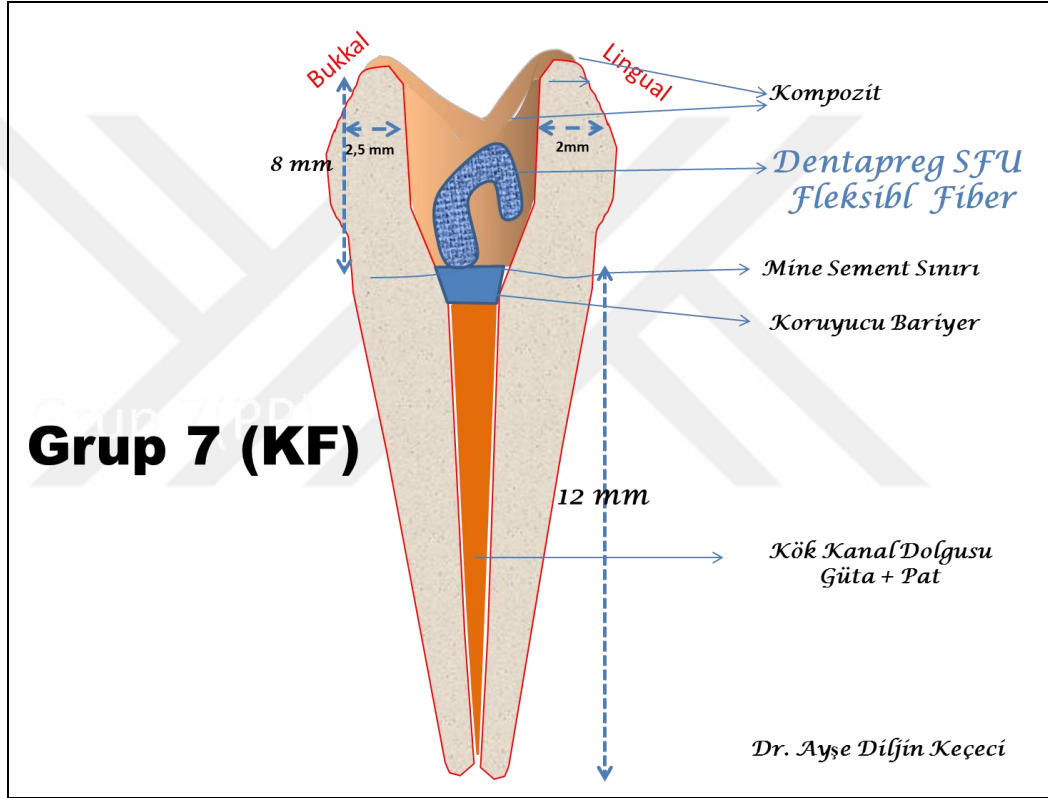


Şekil 12. Grup 6 (TF)'nin şematize edilmiş hali

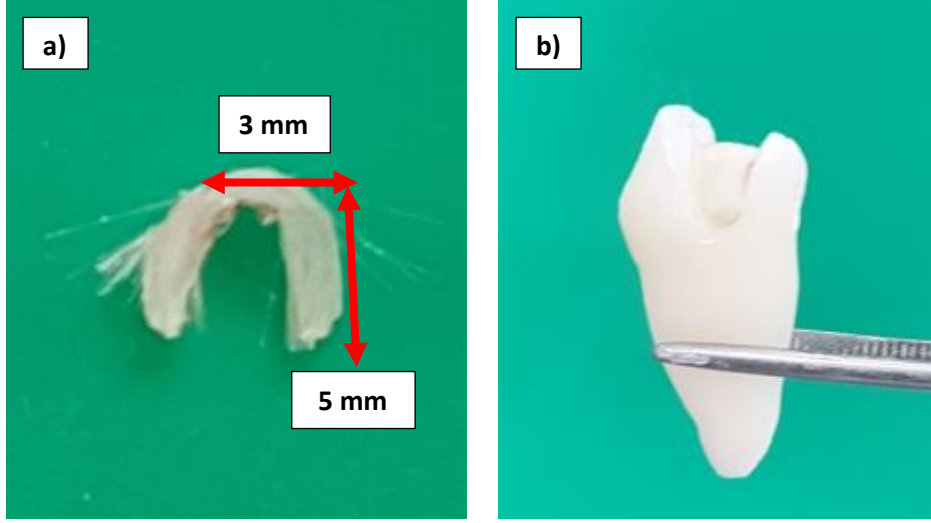


Resim 16. a) Dentapreg SFU yerleştirilecek dişlere açılan olukların okluzal ve **b)**bukkal görüntüsü **c)** Okluzal oluklara Dentapreg SFU'nun yerleştirilmesi ve **d)** kompozit rezin ile restorasyonun tamamlanması

Grup 7 (KF), (Beyazlatma+ Kavite İçi Fleksibl Fiber) (n=10): Dentapreg SFU'ya (ADM, Dentapreg; Brno, Çek Cumhuriyeti) bond uygulanıp 5 mm yüksekliğinde 3 mm çapında at nalı formunda şekillendirildi (Resim 17a). Beyazlatılmış dişlerde kavite içerisine adeziv sistem uygulandıktan sonra polimerize edildi. Kavite içerisine bir tabaka kompozit rezin yerleştirilip at nalı şeklinde hazırlanan Dentapreg SFU kompozit içerisine gömüldü (Resim 17b) ve aynı anda halojen ışık lambası ile 20 sn ışınlandı. Diğer gruplarda olduğu gibi GC G-aenial Posterior A1 ile restorasyon tamamlandı (Şekil 13).



Şekil 13. Grup 7 (KF)'nin şematize edilmiş hali



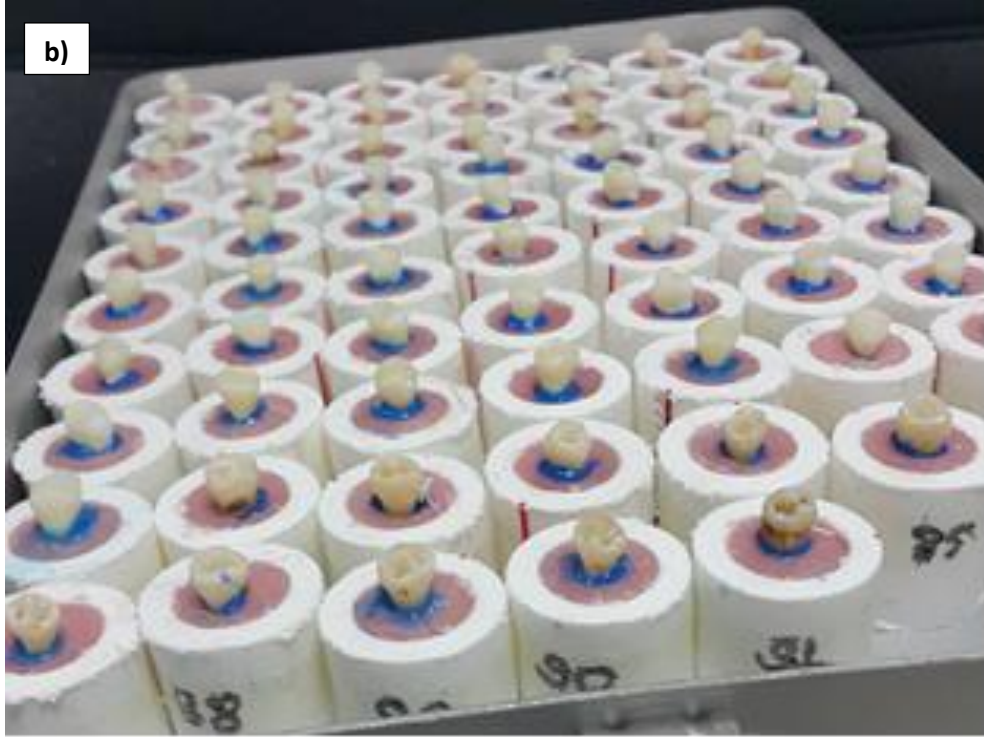
Resim 17. a) At nalı şeklinde hazırlanan Dentapreg SFU **b)** Kavite içersine at nalı şeklinde hazırlanan Dentapreg SFU'nun yerleştirilmesi

Tablo 9. Deney gruplarında kullanılan rezin ve fiber materyaller

Materyal Adı	Marka	İçerik	Deneyde Kullanıldığı Yer
Beyazlatma ajanı/ Opalescence Endo	Ultradent Products, South Jordan, ABD	%35 Hidrojen peroksit	Grup 2-7 Walking bleach tekniği ile pozitif kontrol ve deney gruplarında kullanılmıştır.
GC G-aenial Posterior	GC Corporation, Tokyo, Japonya	MFR (mikro doldurucu) hibrid kompozit, rezin matris: UDMA ve dimekrilat (bis-GMA içermez), prepolimerize doldurucular, silika, stronsiyum, florealüminosilikat (264) (Ahdal, 2014)	Grup 2-7 İnkremental teknikle kullanılmıştır.
G-CEM LinkAce	GC Corp., Tokyo, Japonya	Paste A: Fluoro-alumino-silicate glass, UDMA, dimethacrylate, silicon dioxide, initiator, inhibitör Paste B: Silicon dioksit, UDMA, dimethacrylate, initiator, inhibitör	Grup 3-4 ve 5 Kanal içinden destek alınan rijit ve fleksibl postların yapıştırılmasında
Reforpost	Angelus, Londrina, PR, Brezilya	%85 cam fiber, %15 epoksi rezin, 0,2 mm paslanmaz çelik tel, silikon stoper, inorganik yük, silan, polimerizasyon katalizörleri	Grup 3 Kanal içi ,paralel, yivli, konik uçlu rijit post Elastiklik modülü: 10,6 GPa (241) (Novais, 2009)
Everstick Perio	StickTech Ltd., Turku, Finlandiya	E-cam fiber rezin matris: PMMA/Bis-GMA, matris tipi: semi IPN, tek yönlü, lif kaplaması: epoksi silan, fiber numarası: 2000 (265) (Frese, 2014)	Grup 4 1,1-1,3 mm çapında 2000 adet fiber lifi içeren esnek fiber materyali
Dentapreg Pin Post	ADM, Dentapreg; Brno, Çek Cumhuriyeti	S2 fiber, tek yönlü, 0,45x20 mm (genişlik x uzunluk)	Grup 5 0,45 çapında 20 mm uzunluğunda kanal içinden destek alınarak kullanılan esnek pin formunda fiber materyali
Dentapreg SFU	ADM, Dentapreg; Brno, Çek Cumhuriyeti	Çapraz bağlı bir polimer matrisinde Bis-GMA ve TEGDMA'ya gömülü S2 Cam fiber, dimetakrilat karışımı, başlatıcılar ve stabilizatörler (266) (Foek, 2013)	Grup 6-7 Kavite ve kanal içerisinden destek alınarak kullanılan esnek fiber materyali

3.6. Örneklerin Kırma Testi İçin Hazırlanması ve Kırılma Dayanımlarının Belirlenmesi

Periodontal ligamenti simüle etmek için, kök yüzeyleri, 0,2-0,3 mm kalınlığında Zetaflow Hydrophilic Light body (Zhermack Clinical SpA, İtalya) ile kaplandı. Akrilik rezin, üreticinin talimatlarına göre karıştırıldı ve karıştırıldıktan hemen sonra kalıplara döküldü. Daha sonra dişler mine-şemset birleşiminin 2 mm aşağısından hazırlanan plastik kalıpların (2,5x3 cm) içerisine dökülen otopolimerizan akriliklerin (Meliodent, Bayer Dental, Bayer İngiltere) içerisine gömüldü. Böylece alveolar kemik desteğini simüle edildi (Resim 18 a, b, c, d).





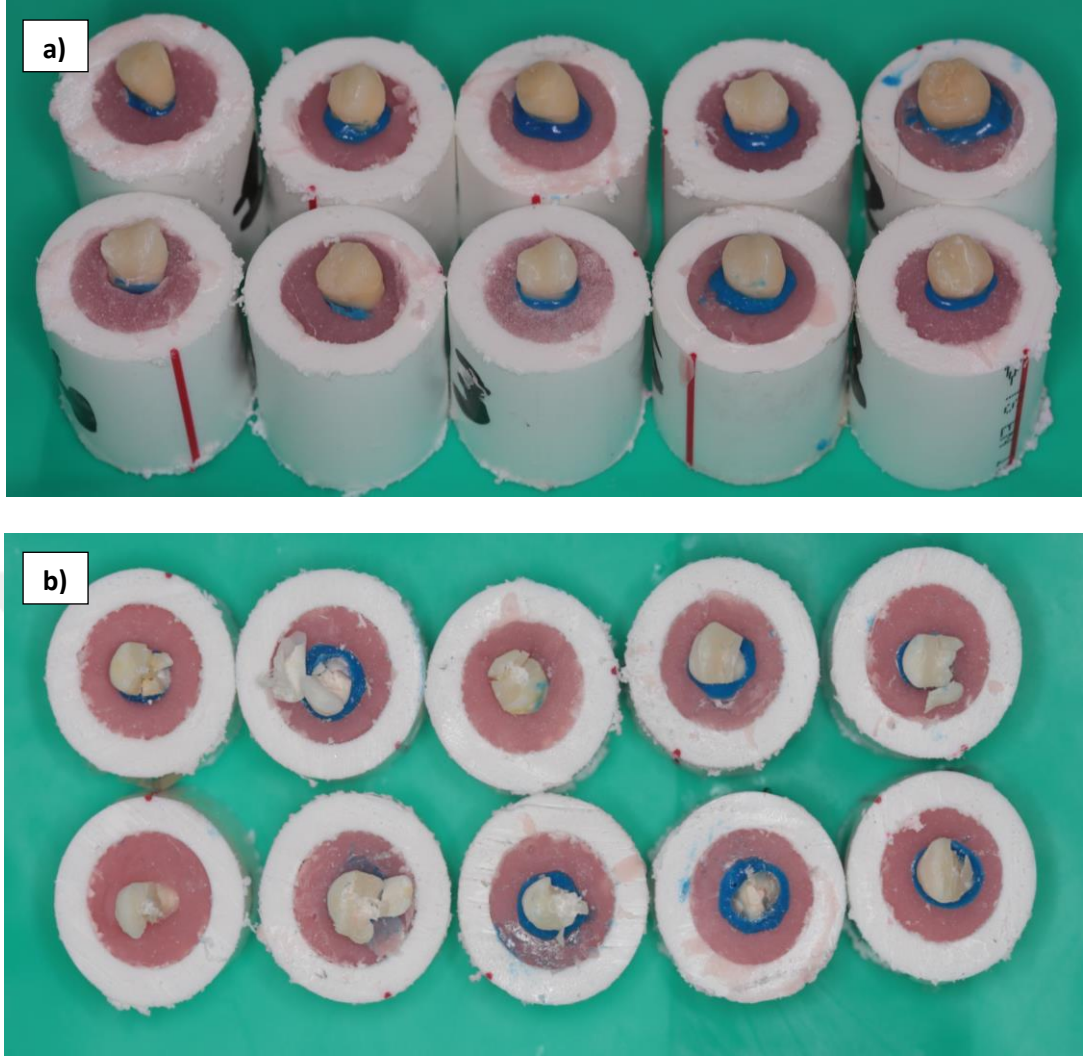
Resim 18. a) Dişlerin akrilik rezine gömüldükten sonraki görüntüsü **b)** Tüm örneklerin hazırlanmış hali **c)** Kıırma testi için kullanılan Universal test cihazı **d)** Universal test cihazında basma dayanımı ölçmek için hazırlanan düzenek.

Tüm prosedürler tamamlandıktan sonra örneklerin Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda Lloyds Universal Test cihazı (Lloyds EZ50, Lloyds Instruments Ltd, Fareham, İngiltere) ile okluzal yüzeyleri 4 mm çapında bir çelik küre ile temas ettirildi. Tüm numuneler, kırılana kadar 1,0 mm/dk hızda bir basma yüküne tabi tutuldu (Resim 19 a,b). Her bir numunenin kırılmasına neden olan yük Newton (N) cinsinden kaydedildi.

3.7. Kırık tiplerinin Belirlenmesi

Ortaya çıkan kırık tipleri aşağıdaki gibi sınıflandırılmıştır:

1. MSS (mine sement sınırı)'dan 0-5 mm uzaklıkta tek parçalı koronal oblik kırık
2. MSS'dan 0-5 mm uzaklıkta iki parçalı koronal oblik kırık
3. MSS'dan 5 mm'den daha fazla uzaklıkta tek parçalı derin oblik kırık
4. MSS'dan 5 mm'den daha fazla uzaklıkta iki parçalı derin oblik kırık
5. MSS'dan 0-5 mm uzaklıkta iki tüberkülü de içeren oblik kırık



Resim 19. a) Restorasyonları tamamlanan dişlerin kırma testinden önceki görüntüsü
b) Dişlerin univesal test cihazı ile kırıldıktan sonraki görüntüsü

3.8. İstatistiksel Analiz

Elde edilen kırılma dayanımlarının istatistiksel analizi SPSS versiyon 17 (IBM, Chicago, ABD) programı kullanılarak One-way ANOVA ve Duncan's Multiple Range testi ile yapılmıştır. Tüm istatistiksel değerlendirmelerde anlamlılık düzeyi $P \leq 0,05$ kabul edilmiştir. Tanımlayıcı istatistikler ortalama, standart sapma, standart hata, minimum ve maksimum değerleri ile birlikte sunulmuştur.

4. BULGULAR

4.1. Deney ve Kontrol Gruplarının Ortalama Kırılma Dirençlerine İlişkin

Bulgular

Ortalama değerlere göre kırılma dirençleri Grup 1 (S) > Grup 6 (TF) > Grup 5 (PF) > Grup 3 (RF) > Grup 4 (FF) > Grup 2 (K) > Grup 7 (KF) şeklinde sıralanmıştır. Tablo 10'da dişlerin ortalama kırılma direnç değerleri ve analizlerin tanımlayıcı istatistik değerleri görülmektedir.

Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur ($P \leq 0.05$).

Gruplar arasında en yüksek kırılma direnci, sağlam dişleri içeren negatif kontrol grubunda [Grup 1 (S); $1190,97 \pm 495,15$ N] elde edilmiştir. Sağlam dişlerden elde edilen ortalama kırılma direnci, beyazlatma yapıldıktan sonra kompozit dolgu ile restore edilen pozitif kontrol grubundan [Grup 2 (K); $611,83 \pm 194,73$ N] yüksektir ve bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır. Beyazlatma yapılmış kompozit restorasyonlu dişlerin olduğu pozitif kontrol grubu [Grup 2 (K); $611,83 \pm 194,73$ N] ile, Dentapreg pin post grubu [Grup 5 (PF); $942,45 \pm 274,63$ N] ve tüberküller arası Dentapreg SFU grubu [Grup 6 (TF); $1138,78 \pm 168,97$ N] hariç diğer deney grupları arasında kırılma direnci açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır ($P \geq 0.05$) (**Tablo 10**).

Beyazlatma yapılmış kompozit restorasyonlu dişlerin olduğu grubun [Grup 2 (K); $611,83 \pm 194,73$ N] kırılma direnci, sağlam diş grubu [Grup 1(S); $1190,97 \pm 495,15$ N], tüberküller arası Dentapreg SFU grubu [Grup 6 (TF); $1138,78 \pm 168,97$ N] ve Dentapreg pin post grubunun [Grup 5 (PF); $942,45 \pm 274,63$ N] kırılma direncinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($P \leq 0.05$) (**Tablo 10**).

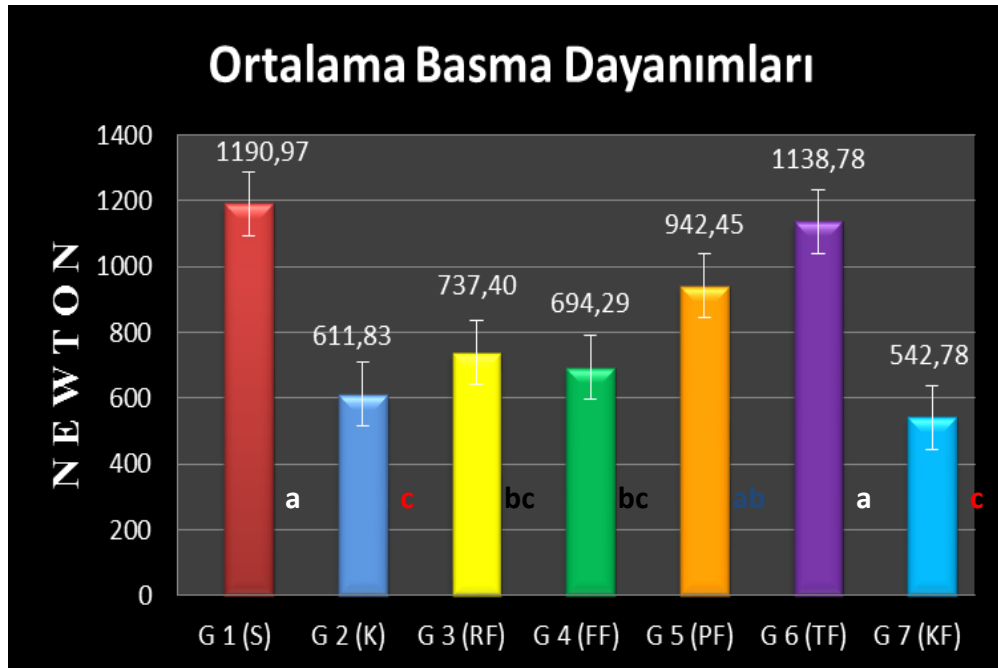
Tüberküller arası Dentapreg SFU grubunun [Grup 6 (TF); $1138,78 \pm 168,97$ N] kırılma direnci ile, sağlam dişleri içeren kontrol grubunun [Grup 1 (S); $1190,97 \pm 495,15$ N] kırılma direnci ve Dentapreg pin post grubunun (Grup 5; $942,45 \pm 274,63$

N) kırılma direnci arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($P \geq 0.05$) (Tablo 10).

Tablo 10. Dişlerin ortalama kırılma dirençleri ve tanımlayıcı istatistik değerleri (üst simge olarak yazılan farklı harfler istatistiksel olarak anlamlı farklılıkları ifade etmektedir. $p \leq 0.05$)

Gruplar	Ortalama (Newton)	Std sapma.	Std Hata	Maksimum	Minimum	Median
1-Sağlam Dişler (Negatif kontrol grubu)	1190,97 ^a	495,15	137,33	2106,78	580,33	1069,22
2-Beyazlatma +Kompozit (Pozitif kontrol grubu)	611,83 ^c	194,73	73,60	982,97	413,93	548,86
3-Beyazlatma+ Rijit Fiber	737,40 ^{bc}	277,72	87,82	1180,77	349,30	789,02
4-Beyazlatma+ Fleksible Fiber	694,29 ^{bc}	188,40	59,58	1148,11	521,33	635,88
5-Beyazlatma+ Pin Fiber	942,45 ^{ab}	274,63	86,84	1515,25	667,39	889,10
6-Beyazlatma+ Tüberküller arası Fleksibl Fiber	1138,78 ^a	168,97	53,43	1323,45	857,31	1173,54
7-Beyazlatma+ Kavite İçi Fleksibl Fiber	542,78 ^c	149,82	47,38	779,38	322,96	538,05

Tablo 11. Kırılma dayanımı değerlerinin sütun grafiği ile gösterilmesi (Sütun içindeki harfler istatistiksel benzerliği göstermektedir.)



Kavite içi Dentapreg SFU grubunun [Grup 7 (KF)] en düşük kırılma direnci değerine ($542,78 \pm 149,82$ N) sahip olduğu ve sağlam diş grubu [Grup 1 (S); $1190,97 \pm 495,15$ N], tberkllerarası Dentapreg SFU grubu [Grup 6 (TF); $1138,78 \pm 168,97$ N] ve Dentapreg pin post grubu [Grup 5 (PF); $942,45 \pm 274,63$ N]'ndan istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterdiği bulunmuştur ($P \leq 0.05$) (Tablo 10).

Dentapreg pin post grubunun [Grup 5 (PF); $942,45 \pm 274,63$ N] kırılma direnci, kavite içi Dentapreg SFU grubunun kırılma direncinden [Grup 7 (KF); $542,78 \pm 149,82$ N] istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($P \leq 0.05$) (Tablo 10).

Kavite içi Dentapreg SFU grubu [Grup 7 (KF); $542,78 \pm 149,82$ N]'nun kırılma direnci tüm gruplardan düşük bulunmuştur. Fakat bu fark sadece sağlam diş grubu [Grup 1 (S); $1190,97 \pm 495,15$ N], tüberküller arası Dentapreg SFU grubu [Grup 6 (TF); $1138,78 \pm 168,97$ N] ve Dentapreg pin post grubu [Grup 5 (PF); $942,45 \pm 274,63$ N]'den istatistiksel olarak anlamlıdır ($P \leq 0.05$) (Tablo 10).

Tüberküller arası Dentapreg SFU grubunun kırılma direnci [Grup 6 (TF); $1138,78 \pm 168,97$ N], kavite içi Dentapreg SFU grubu [Grup 7 (KF); $542,78 \pm 149,82$ N], kanal içi rijit post (Reforpost) grubu [Grup 3 (RF); $737,40 \pm 277,72$ N], kanal içi esnek fiber post (Everstick) grubu [Grup 4 (FF); $694,29 \pm 188,40$ N] ve beyazlatma yapılmış kompozit restorasyonlu dişlerin olduğu pozitif kontrol grubunun [Grup 2 (K); $611,83 \pm 194,73$ N] kırılma direncinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($P \leq 0.05$) (Tablo 10).

4.2. Deney ve Kontrol Gruplarında Oluşan Kırık Tiplerine Yönelik Bulgular:

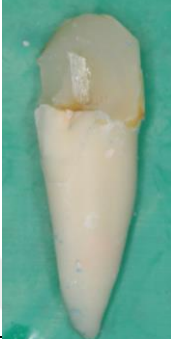


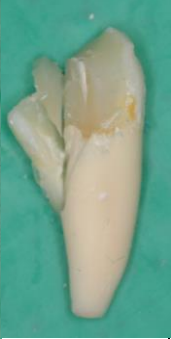

Dişlere vertikal kuvvet ile basma dayanım testi (compressive strength) uygulanması sonucunda beş çeşit kırık tipi ortaya çıkmıştır. Kırık tipleri aşağıdaki gibi sınıflandırılmıştır ve dağılım oranları verilmiştir:

1. MSS (Mine-sement sınırı)'ndan 0-5 mm uzaklıkta tek parçalı koronal oblik kırık (Tamir edilebilir kırık) %61,43 oranında,

2. MSS'dan 0-5 mm uzaklıkta iki parçalı koronal oblik kırık (Tamir edilebilir kırık) %17,14 oranında,
3. MSS'dan 5 mm'den daha fazla uzaklıkta tek parçalı derin oblik kırık (Tamir edilemez kırık) %11,43 oranında,
4. MSS'dan 5 mm'den daha fazla uzaklıkta iki parçalı derin oblik kırık (Tamir edilemez kırık) %2,9 oranında,
5. MSS'dan 0-5 mm uzaklıkta iki kuspı da içeren oblik kırık (Tamir edilemez kırık) %7,14 oranındadır (Tablo 12).

En fazla kırık tipi tüm gruplarda MSS'dan 0,5 mm uzakta tek parçalı koronal oblik kırık olarak %50-80 olarak gözlenmiştir. Bu tamir edilebilir bir kırık tipidir.

Tablo 12. Kırık tiplerinin sınıflaması ve gruplardaki dağılımı

GRUPLAR	Kırık Tipleri n(%)				
	Tip 1 MSS'dan 0-5 mm uzaklıkta tek parçalı koronal kırık (Tamir edilebilir)	Tip 2 MSS'dan 0-5 mm uzaklıkta iki parçalı koronal kırık (Tamir edilebilir)	Tip 3 MSS'dan 5 mm'den daha fazla uzaklıkta tek parçalı derin kırık (Tamir edilemez)	Tip 4 MSS'dan 5 mm'den daha fazla uzaklıkta iki parçalı derin kırık (Tamir edilemez)	Tip 5 MSS'dan 0-5 mm uzaklıkta iki tüberküle de içeren kırık (Tamir edilemez)
					
1-Sağlam Diş Grubu (S), (Negatif Kontrol Grubu)	8 (%80)	0 (%0)	1 (%10)	0 (%0)	1 (%10)
2-Beyazlatma + Kompozit (K), (Pozitif Kontrol Grubu)	5 (%50)	3 (%30)	0 (%0)	0 (%0)	2 (%20)
3-Beyazlatma + Rijit Fiber (RF)	6 (%60)	2 (%20)	1 (%10)	1 (%10)	0 (%0)
4- Beyazlatma + Fleksibl Fiber (FF)	5 (%50)	3 (%30)	1 (%10)	0 (%0)	1 (%10)
5- Beyazlatma + Pin Fiber (PF)	7 (%70)	0 (%0)	2 (%20)	0 (%0)	1 (%10)
6-Beyazlatma + Tüberküllerarası Fleksibl Fiber (TF)	7 (%70)	1 (%10)	1 (%10)	1 (%10)	0 (%0)
7- Beyazlatma+ Kavite İçi Fleksibl Fiber (KF)	5 (%50)	3 (%30)	2 (%20)	0 (%0)	0 (%0)

İkinci sırada %17,14 oranında görülen MSS'dan 0-5 mm uzaklıkta iki parçalı koronal oblik kırık tip (Tip 2) yer almıştır.

Sağlam diş grubu (negatif kontrol grubu) ve beyazlatma yapılmış ve kompozit ile restore edilmiş diş grubunda (pozitif kontrol grubu) daha çok (%80 ve %50) MSS'dan 0-5 mm uzaklıkta tek parçalı olan koronal oblik kırık tipi (Tip 1) görülmüştür.

Dentapreg SFU esnek fiber materyalinin farklı konumlarda yerleştirildiği Grup 6 (TF) ve Grup 7 (KF)'de fiber materyalinin konumu değiştiğinde oluşan kırık tiplerinin oranları da değişmiştir. Kavite içi Dentapreg SFU grubu (Grup 7 (KF))'nda en çok Tip 1 (%50), daha sonra MSS'dan 0-5 mm uzaklıkta iki parçalı koronal oblik kırık (Tip 2; %30) ve MSS'dan 5 mm'den daha fazla uzaklıkta tek parçalı derin oblik kırık (Tip 3; %20) görülmüştür. Tübüküller arası Dentapreg SFU grubu (Grup 6 (TF))'nda ise %70 Tip 1 kırık, %10 Tip 2 kırık, %10 Tip 3 kırık ve %10 Tip 4 kırık görülmüştür.

Diğer esnek fiber materyali olan Everstick'in kullanıldığı Grup 4 (FF)'te %50 Tip 1 kırık, %30 Tip 2 kırık, %10 Tip 3 kırık ve %10 MSS'dan 0-5 mm uzaklıkta iki tükükülü de içeren oblik kırık tipi (Tip 5) görülmüştür.

5. TARTIŞMA

Hipotezlerin Kabulü veya Reddedilmesi:

Kök kanal tedavileri tamamlanan dişlerde 3 hafta boyunca beyazlatma uygulanan grupta kırılma direnci azalmıştır; ancak beyazlatma uygulanmayan grup ile istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p \geq 0,05$). Bu sebeple birinci hipotez reddedilmiştir.

Rijit fiber post ve farklı konumlarda yerleştirilen şekillendirilebilir esnek fiber materyallerinin arasında kırılma dayanımları ve vertikal yükleme sonucu oluşan kırık tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar vardır ($p \leq 0,05$). Bu sebeple ikinci hipotez kabul edilmiştir.

Dişlerin Seçilmesi:

İnsan dişlerinin test edilmesi, her bir dişin kendi içinde ve dışında farklı mekanik ve fiziksel taşınmasından dolayı önemli dezavantajlar barındırır. Öte yandan, yakın tarihli bir araştırmaya göre, *in vitro* testlerde doğal insan dişleri ilk tercih olarak yer almaktadır (267). Bu nedenle çalışmamızda da çekilmiş insan dişleri kullanılmıştır. Endodontik tedavili ve geniş restorasyonlu dişler, yüksek oklüzal yükler ve düzensiz kontaklarla birleşince, kırığa daha duyarlı hale gelmektedir (268, 269). Bu yüzden kanal tedavili maksiller premolarların, özellikle kırılma riski altında olduğu kabul edilir. Çalışmamızda da kullanılan fiber materyallerinin güçlendirme etkisini daha iyi değerlendirmek için alt premolar dişler tercih edilmiştir. Beyazlatma işlemi klinikte daha çok kesici dişlere uygulanmaktadır. Ancak kesici dişlerin daha az çekilmesi nedeniyle deneyler için elde edilmesi günümüzde oldukça güçleşmiştir. Çalışmamızda, dişlerde standart kavitelerin oluşturulması ve fiber materyallerin farklı yerleştirme şekilleri ile güçlendirme özelliklerinin incelenmesi karşılaştırabilmesi, ölçülebilmesi ve standardizasyon açısından daha avantajlı olacağından önceki bazı çalışmalarda olduğu gibi alt premolar dişler tercih edilmiştir (102, 104, 270). Bu çalışmada MOD kavite preparasyonu kullanılmıştır. Haller ve ark. (1991) (271), adeziv sistemlerin iki boyutlu yüzeylere kıyasla 3 boyutlu yüzeylere uygulandığında dentine bağlanma gücünün azaldığını bildirmiştir. Belli ve

ark. (2005) (233) düz yüzeyler kullanıldığında sonuçların farklı olabileceğini öngörmüştür.

Materyallerin ve yöntemlerin değerlendirilmesi:

Çalışmamızda, kontrol edilebilen tüm faktörler standardize edilmiştir. Kron (8±1 mm) ve kök (13±1 mm) uzunlukları benzer olan, benzer meziodistal ve bukkolingual genişlikte dişler seçilmiştir. Kemo-mekanik genişletmede boyutu (F3; 30/0,09) standardize etmek için aynı yöntem ve eğeler kullanmıştır. Her grupta fiberleri simante etmek için bağlanma dayanımı yüksek olan aynı dual rezin siman (G-Cem LinkAce) kullanılmıştır. Çalışmamızın değişkenleri ise, fiber tipleri ve yerleştirilme şekilleri olarak belirlenmiştir. Bu koşullar altında değişkenlerin, beyazlatma sonrasında zayıflamış kök kanal tedavili dişlerin güçlendirilmesindeki etkisi incelenmiştir.

Çalışmamızda dişlerin kanal boyları #10 K eğesi ile ölçülmüştür. Kök kanalı şekillendirmesi ProTaper Universal döner eğe sistemi ile tamamlanmıştır. Her eğe değişiminde 1 ml %2,5'lük NaOCl ve %17'lik 5ml EDTA 1 dakika boyunca son irrigasyon solüsyonu olarak kullanılmıştır. Son olarak da steril salin solüsyonu ile yıkama yapılmıştır. Çalışmamızda kullandığımız bu protokol, çekilmiş dişlerde uygulanan yıkama protokolü açısından, önceki bazı çalışmalar ile benzer olacak şekilde planlanmıştır (272-274). Kök kanal dentinine diğer kanal patlarına kıyasla daha fazla bağlanma dayanımı gösterdiği birçok çalışmada rapor edilen AH Plus kanal patı tercih edilmiştir (275, 276).

Anatomik fiberlerin üretimi ve aksesuar fiberlerin kullanımı, ince bir rezin siman tabakasına ihtiyaç duyulması ve polimerizasyon büzülmesini azaltması nedeniyle önerilmiştir (277). Daha önceki çalışmalarda post çapındaki artışın, retansiyonda anlamlı bir katkı sağlamadığı bildirilmiştir (278). Bu parametreyi kıyaslamak amacıyla ince (Dentapreg Pin) ve kalın (Dentapreg SFU, Everstick) çaplı esnek fiberler gruplara dahil edilmiştir.

Belli ve ark.'nın (2005)'de (233) cam ya da polietilen fiber liflerinin varlığının, restorasyon-adeziv rezin arayüzünde stres dinamiklerinde bir değişiklik yaratacağı hipotezi ile yaptıkları bir çalışmaya göre, MOD kaviteli molarlarda rezin

kompozitin altına bukkal yüzden lingual yüzeye doğru uzanan esnek fiber (polietilen örgü fiber) materyallerinin yerleştirilmesi, dişlerin kırılmaya karşı dirençlerini istatistiksel olarak anlamlı derecede artırmıştır. Meier ve ark. (2003) (279) cam ya da polietilen fiber liflerinin varlığının, mine-kompozit-adeziv arayüzdeki stres dinamiklerinde bir değişiklik yaratacağını ileri sürerek dört farklı fiber materyal ile mine yüzeyinde kompozitin makaslamaya karşı dayanımını test etmişler ve polietilen fiber varlığının mine-rezin ara yüzeyindeki makaslama kuvvetlerini azalttığı sonucuna varmışlardır. Literatürde Dentapreg Pin ve SFU örnek fiber materyalleri ile ilgili çok yeni ve sınırlı çalışmalara vardır. Calborean ve ark.'nın (2014) (280) yaptıkları bir çalışmada MOD kaviteli restorasyonların içerisinde 0,3 mm kalınlığındaki S2 cam fiber materyalinin (Dentapreg PFM) kullanılmasıyla dişlerin hem dikey kuvvetlere karşı direncinin arttığı hem de sağlam diş dokusunun korunduğu görülmüştür. Foek ve ark. (2013) (266) bir çalışmada Everstick, Dentapreg Splint, Ribbond, Interlig ve Quad cat wire (paslanmaz çelik) kullanarak yorulma direncini, adezyon gücünü ve başarısızlık tiplerini değerlendirmişlerdir. Adezyon bağlantılarının kopması açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptamamışlardır. Sarıdağ ve ark. (2016) (281) farklı deney gruplarında Dentapreg Pin Post ve RelyX Post, her iki grupta da farklı rezin simanlar (RelyX U200 ve FujiCEM 2) kullanarak ve pull out testi yaptıklarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamışlardır. Wolff ve ark. (2012) (282) da adeziv rezin monomerlerle Everstick ve Dentapreg'i birlikte kullanarak çözünme derinliğini karşılaştırmışlardır. Everstick homojen ve nispeten daha derin bir infiltrasyon tabakası göstermiştir. Literatürde oldukça yeni olan Dentapreg materyali ile ilgili çalışmalar dışında, Dentapreg SFU ile Dentapreg Pin Post'un zayıflamış diş yapısını güçlendirme etkisini değerlendiren herhangi bir çalışma bulunmaması gözönüne alınarak daha önce kullanılmış (Everstick) ve kullanılmamış (Dentapreg SFU, Dentapreg Pin Post) esnek fiber materyalleri ile deney grupları oluşturulmuştur. Çalışmamıza göre Dentapreg SFU'nun tüberküller arası kullanımının ve Dentapreg Pin Post'un kanal içi uygulanmasının dişlerin kırılma dirençlerini anlamlı düzeyde artırdığı saptanmış ve bulguların klinik ve diğer çalışmalar için öncü olabileceği görülmüştür. Henüz yeni olan bu iki materyalin klinik başarısının adezyon ve mikrosızıntı açısından değerlendirilebilmesi için ilave çalışmalar gerekmektedir.

Cam fiber postlar klinikte daha iyi estetik, daha az işlem aşaması ve dentine benzer elastikiyet modülü gibi avantajlara sahiptir (212, 283, 284). Fiber postlar, dentine benzer elastikiyet modülüne sahip olması ve doğal dişlerin stres alanına benzer bir gerilme alanı oluşturması nedeniyle ön plana çıkmıştır. Fiber postların, ara yüzey gerilmesini düşürdüğü ve başarısızlık şansını azalttığı düşünülmüştür (285). Ramesh ve ark. (2016) (236) rijit olan cam fiber post (Reforpost) ve esnek olan Ribbond ile reataçmanını sağladıkları maksiller kesicilerin kırılma dirençlerini karşılaştırdıklarında, Reforpost'ta bu değerlerin daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Fakat Ribbond ile reataçmanı sağlanan dişlerde daha yüksek oranda tamir edilebilir kırık tipi görülmüştür. Bu özellikleri karşılaştırmak için rijit cam fiber post (Reforpost) ve esnek fiber materyalleri seçilmiştir.

EverStick post, ışıkla sertleştirmeden önce kök kanalının şekline göre uyarlanabilen, polimerizasyon sonrası yüksek dayanıklılık sunan, yumuşak, esnek ve polimerize edilmemiş bir cam fiber posttur. EverStick post, özellikle kavisli, oval ve çok büyük kök kanalları gibi atipik kanalların morfolojisi için uygundur. Özel yapım post ve EverStick'in karşılaştırıldığı bir çalışmada dişlerin kırılma direnci EverStick'in kullanıldığı grupta (332 N) özel yapım post gruba göre (160,4 N) daha yüksek bulunmuştur (238). Ancak bizim çalışmamızda, EverStick post ve [Grup 4 (FF):694,3 N] kırılma direnci açısından farklı fiber materyalleri ile güçlendirme yapılan diğer tüm gruplar [Tüberküllerarası Dentapreg SFU grubu (Grup 6 (TF):1138,78 N] ve Dentapreg pin post grubu [Grup 5 (PF):942,45 N] hariç] arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Soares ve ark. (2010) (286) rezin siman tipinin kırılma direnci ve başarısızlık dağılımı üzerinde önemli bir etkisi olduğunu bildirmiştir. Bu çalışmanın birincil amacına odaklanmak için, aynı dual-cure (light/self-cure) formülasyonuna sahip self-adeziv tüm gruplarda kullanılarak standardizasyon sağlanmıştır. Endodontik alanı karakterize eden kavite konfigürasyon faktörü (C-faktörü, restorasyonun bağlanmamış yüzeylerine bağlanmış yüzeylerin oranı) fiber post yerleştirildikten sonra belirgin bir şekilde artar (287). Bu faktör, adeziv materyalin intraradiküler dentinden ayrılmasına neden olmak için yeterli stresi oluşturabilir (288). Fiberlerin yapıştırılmasında kullanmak için seçilen G-CEM LinkAce'in üreticisi, kendinden

sertleşen modda yüksek polimerizasyon sağlayan bir kimyasal başlatıcı sistemi içerdiğini, bu modda 4 dakika içinde polimerizasyonun tamamlandığını ve 20 dakika sonra maksimum adezyonun sağladığını iddia etmektedir. Ayrıca EDTA (etilendiamintetraasetik asit) veya HP'nin (hidrojen peroksit) simanın adezyonunu azaltabileceği konusunda da uyarıda bulunmuştur. Youm ve ark. (2015) (289), iki polimerizasyon modu (self-cure ve light-cure) arasında bağlanma kuvveti açısından çok az farklılık olduğunu vurgulamışlardır. Kim ve ark. (2016) (290) bir çalışmada dual-cure rezin simanların mikrosertliklerini, gerilme dayanımlarını ve sıkışma dayanımlarını değerlendirmişler ve en yüksek değerleri G-Cem LinkAce'den elde etmişlerdir. Asmussen ve Peutzfeldt'ye (1998) (291) göre, BisGMA düşük viskoziteye sahip ve büyük miktarda doldurucu içeren üretan dimetakrilata (UDMA) dönüştüğünde, gerilme ve bükülme dayanımı artmıştır. Bu özelliklerinden dolayı fiber materyallerin adezyonunda kullanımları tercih edilmiştir.

Kompozit restorasyon yapılırken kavite dizaynı ve restoratif sistem gibi birçok faktör dişlerin vertikal veya kuspal kırılma direncini etkileyebilir. Geniş kavitelere dentin bonding sistem (DBS) ve rezin kompozit kullanılarak kavite restorasyonu yapılabilir. Fakat ışıkla sertleşen kompozitlerin polimerizasyon reaksiyonu, kompozit rezin kavite duvarlarına bağlandığında daha yüksek gerilmelerin oluşmasına neden olur (292, 293). DBS'nin avantajı, kompozit ile birleşince, diş yapısına yüksek bağlanma kuvveti sağlaması ve kırılma direncini artırmasıdır (294). De Lacerda ve ark. (2016) (295), demineralize veya remineralize mine üzerine uygulanan rezin kompozit ve farklı yapıştırıcıların (Clearfill SE ve Single Bond) adezyon etkilerini değerlendirmişler ve Single Bond'un Clearfill SE'ye göre daha güçlü adezyon sağladığını belirtmişlerdir. Sharafeddin ve ark. (2013) (296) ise polietilen fiber liflerinin kullanıldığı class II kavitelere iki farklı adeziv materyal olan Clearfill SE ve Single Bond'un gingival sızdırmazlığını değerlendirmişler ve iki materyal arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır. Bizim çalışmamızda da adeziv materyal olarak Clearfill SE kullanılmıştır. Çalışmamızda olduğu gibi GC G-aenial Posterior kullanılan önceki bazı çalışmalarda da kavite içinde asit uygulaması yapılmamıştır (264, 297).

Joynt ve ark. (1987) (298), kompozit rezinin kavite içerisine inkrementel (tabakalama) teknik ile yerleştirilmesinin ve polimerize edilmesinin, kompozit rezin ile restore edilen MOD kaviteli premolar dişlerin kırılma direncini artırabileceğini ileri sürmüşlerdir. Kompozitin inkrementel teknik ile yerleştirilmesinin diş ve restorasyon arayüzünde stres oluşumunu azalttığı yönündeki yaygın kabul görüşü nedeniyle çalışmamızda bu teknik kullanılmıştır (299, 300).

Yük altındaki dişlerde periodontal ligamentin fizyolojik özellikleri potansiyel olarak sonuçları etkilediğinden, periodontal ligamentin stimülasyonu klinik duruma olabildiğince yakın olacak şekilde yapılmıştır (301). Daha önceki çalışmalarda olduğu gibi tüm dişlerin restoratif işlemleri tamamlandıktan sonra periodontal ligamentin taklit edilmesi için silikon materyali kullanılmıştır (302, 303). Daha sonra dişler, mine-sement birleşiminin 2-3 mm aşağısından akrilik rezin blokların içerisine gömülmüştür. Bu protokol önceki çalışmalarda da uygulanmıştır (8, 263, 304).

Dişlerin kırılma dirençlerinin ölçülmesi için kurulan düzenekte, universal test cihazı (Instron) yardımıyla vertikal yönde kuvvet uygulanmıştır. Kuvvet, dişlere oklüzal yüzeyden dik olarak kırık oluşana kadar uygulanmıştır. Vertikal kuvvetin uygulanma şekli, gelen kuvvetin yönü ve uygulama hızı önceki çalışmalarla benzerlik göstermektedir (232, 238, 239). Fakat bizim çalışmamızın aksine farklı açı ve hız uygulanan çalışmalar da bulunmaktadır (236, 237).

Beyazlatmanın ve nötralizasyonun etkisinin değerlendirilmesi:

Devital dişlerde beyazlatma uygulamasının termokatalitik teknik, görünür ışıkla yapılan beyazlatma ve walking bleaching tekniği gibi çeşitli seçenekleri vardır. Ancak yapılan araştırmalarda, termokatalitik teknik ve görünür ışıkla yapılan beyazlatma yönteminde oluşan ısının rezorbsiyonlara neden olduğu gösterilmiştir (64, 98). Friedman ve ark. (1988) (96), hidrojen peroksiti ısı ile aktive ettikleri çalışmalarında 58 dişin 12'sinde servikal rezorbsiyon olduğunu rapor etmişlerdir. Walking bleach tekniği klinikte uygulanırken, öncelikli olarak gülme hattı belirlenir. Maksimum gülme ve fonksiyon sırasında dişin servikal bölgesi görülüyorsa, servikal rezorpsiyonun önüne geçmek amacıyla sadece görünen kısmın tedavi edilip edilemeyeceği hasta ile kararlaştırılmalıdır (32). Çalışmamızda 'walking bleach'

tekniki, termokatalitik teknikle kıyaslandığında süresi, etkinliği ve güvenilirliği açısından daha uygun olduğu için tercih edilmiştir. Bu teknikte iyi bir sızdırmazlık sağlanırsa herhangi bir yan etki oluşturmadan başarılı sonuçlar elde edilebileceği bildirilmiştir (305). Walking bleaching tekniğinde beyazlatma ajanı olarak hidrojen peroksit, karbamid peroksit ve sodyum perborattan herhangi biri kullanılabilir (306). Bunlar arasındaki en hızlı ve etkili ajanın hidrojen peroksit olduğu ileri sürülmektedir (46, 307). Bu yüzden çalışmamızda en çok tercih edilen %35'lik hidrojen peroksit ajanı olan Opalescence Endo (Opalescence Endo, Products Inc., Ultradent) kullanılmıştır.

Beyazlatma yapılan dişlerdeki yorulma direnci ve gerilme dayanımının azalmasının mekanizması tam olarak anlaşılamamıştır. Forner ve ark. (2009) (160) karbamid peroksit ve hidrojen peroksit ile yaptıkları beyazlatma uygulamalarında, AFM (Atomic Force Microscopy) ile yaptıkları değerlendirmelere göre peritübüler ve intertübüler dentinin hem sertliğinin hem de adezyonunun azaldığı sonucuna varmışlardır. Gimlin ve ark. (1990) (308) yeterli beyazlık elde edildikten sonra serbest radikallerin zararlı etkilerini ortadan kaldırmak için daimi dolgudan önce kavitenin kalsiyum hidroksit ile doldurulup 10-15 gün beklenmesini ve sonrasında daimi restorasyon yapılmasını önermişlerdir. Beyazlatma uygulama seansları arasındaki sürenin uzun olması, minenin remineralizasyonuna ve dişlerin mekanik özelliklerinin düzelmesine fırsat verir (155). Bazı yazarlar, hidrojen peroksitlerin bağlanma üzerindeki olumsuz etkilerinin artık oksijenden kaynaklandığını bildirmiş ve bu durumun rezinin polimerizasyonunu engellediğini vurgulamışlardır (156). Beyazlatma tedavisi sonrasında azalmış bağlanma dayanıklılığı ile ilgili klinik problemlerden kaçınmak için pek çok yöntem önerilmektedir.

Acar ve ark. (2016) (309), %40'lık HP beyazlatma ajanının bağlanma dayanımını azalttığı ve değerlendirilen antioksidanlardan α -tokoferolun, 60 dakika boyunca uygulanmasının bağlantıyı beyazlatma öncesi seviyeye taşıdığını göstermişlerdir. Benzer şekilde yapay tükürük içerisinde 7 gün süreyle bekletmenin de bağlanmayı artırdığı bildirilmiştir. Lambrianidis ve ark. (2002) (104) termokatalitik teknik ile tedavi edilen dişlerin tüm gruplarında pH değerinin daha asidik olduğunu bildirmişlerdir. Fakat beyazlatma sonrası $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ile nötralizasyon

yapmanın dişlerin pH değerlerini yaklaşık olarak beyazlatma öncesi seviyeye taşıdığını belirtmişlerdir. Marra de Sa ve ark. (2011) (102) da alt mandibular premolarların başlangıç ortalama pH değerlerini, 7 gün boyunca beyazlatma ajanı uygulanan pH değerlerini, 7 günlük beyazlatma uygulamasından sonra kavite içerisine kalsiyum hidroksit yerleştirip 14. gündeki pH değerlerini kaydetmişler ve kalsiyum hidroksit uygulamasından sonra pH değerlerinin arttığını gözlemlemişlerdir. Bu kaynaklar referans alınarak çalışmamızda beyazlatma uygulamasından sonra asidik ortamı nötralize etmek ve azalmış adezyon seviyesini beyazlatma öncesi seviyeye taşımak için bir hafta boyunca Ca(OH₂) uygulanmıştır.

Beyazlatmanın kırılma direncine etkisi:

Leonardo ve ark. (2014) (274); bir çalışmada %35 HP, %37 KP, %15 HPTiO₂ ve SP (sodyum perborat) kullanılarak yapılan internal beyazlatma uygulamalarında sığır dişlerinin kırılma direncine etkisini araştırmışlardır. Tüm gruplarda beyazlatma uygulamaları; 7., 14. ve 21. günde yenilenmek üzere 3 kez tekrarlanmıştır. Deney gruplarının hepsinde beyazlatma uygulanmayan kontrol grubuna göre kırılma direnci azalmıştır ($p \leq 0,05$). Fakat deney grupları arasında kırılma direnci açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p \geq 0,05$). Azevedo ve ark. (2011) (304) beyazlatma uyguladıkları ve uygulamadıkları gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir ($p \geq 0,05$). Khoroushi ve ark. (2010) (263) da internal beyazlatmanın dişlerin kırılma direncini anlamlı düzeyde azalttığını belirtmişlerdir. Bizim yaptığımız ön çalışmada ise, her hafta yenilenerek 3 hafta boyunca uygulanan internal beyazlatmanın dişlerin ortalama kırılma direncini istatistiksel olarak anlamlı olmasa da önemli derecede (yaklaşık 164 N) azalttığı görülmüştür ($p \geq 0,05$). Bu çalışma, diş beyazlatmanın yan etkilerinin ve beyazlatma ajanındaki asidik maddenin potansiyel etkilerinin daha iyi anlaşılması için devam eden araştırmaların bir parçasıdır. Hem beyazlatma matriksinin hem de peroksitin diş dokusuna etkisinde rolünün olabileceğini düşünmek önemlidir.

Madde kaybı ile kırılma direnci azalan dişlerin (188, 233) beyazlatma uygulamasıyla daha da zayıfladığını bildiren çalışmalar vardır. Bu çalışmalar aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 13).

Tablo 13. Beyazlatma uygulamalarının dişlerin kırılma direncine etkisini inceleyen çalışmalar

Yazar	Yıl	Diş tipi (n)	Uygulanan kuvvet hızı, yönü ve beyazlatma süresi	Yöntem ve Gruplar	Bulgular	Sonuç
Azevedo ve ark. (304)	2011	Maksiller keser n=10x5	Kuvvet dişin uzun eksenine 135°'lik açı yapacak şekilde 1 mm/dk hızla uygulanmıştır. Beyazlatma 45 saniye ışık aktivasyonu ile 1'er hafta arayla 3 kez uygulanmıştır.	G1: Sağlam dişler G2: Kök kanal tedavisi (KKT) +kompozit restorasyon (KR) G3: (KKT) + %38'lik HP ile beyazlatma + (KR) G4: (KKT) + (KR) + Fiber post G5: (KKT) + %38'lik HP ile beyazlatma + (KR) + Fiber post	430 N 230 N 260N 310 N 330 N	Beyazlatmanın ve fiberlerin kırılma direncine bir etkisi olmasa da fiber materyallerin kırılma direnci değerlerini artırdığı görülmüştü.
Roberto ve ark. (12)	2012	Maksiller santral kesici n=10x5	Kuvvet dişin uzun eksenine 135°'lik açı yapacak şekilde 1 mm/dk hızla uygulanmıştır. Beyazlatma 45 saniye ışık aktivasyonu ile 1'er hafta arayla 3 kez uygulanmıştır.	G1: Sağlam dişler G2: KKT+ Coltosol G3: KKT+ %38'lik HP ile beyazlatma + Coltosol* G4: KKT+ %38'lik HP ile beyazlatma + KR G5: KKT+ %38'lik HP ile beyazlatma + KR+ Fiber post	750 N 670 N 320 N* 700 N 720 N	Beyazlatma uygulanan ve geçici dolgu maddesi ile kapatılan grubun kırılma direnci diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur.
Khoroushi ve ark. (263)	2010	Premolar n=15x4	Kuvvet dişin uzun aksına 1 mm/dk hızla uygulanmıştır. Beyazlatma 3 hafta boyunca uygulanmıştır.	G1: KKT + Beyazlatma(-) + KR G2:KKT+ %38'lik HP ile beyazlatma+KR* G3: KKT + %38'lik HP ile beyazlatma + KR (Beyazlatmadan 1 hafta sonra) G4: KKT + %38'lik HP ile beyazlatma+ sodyum askorbat+ KR	533,84 N 283,71 N* 385 N 448 N	Beyazlatma uygulanan dişlerin kırılma direnci beyazlatma uygulanmayanlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Sodyum askorbat kullanımı dişlerin kırılma direncini beyazlatma öncesi seviyeye yaklaştırmıştır.

Bonfante ve ark. (310)	2006	60 premolar n=10x6	Kuvvet dişin uzun aksına paralel 0.5 mm/dk hızla uygulanmıştır. Beyazlatma 3 hafta uygulanmıştır.	G1: Beyazlatılmamış + IRM G2: %37'lik KP ile beyazlatma + IRM G3: %37'lik KP ile beyazlatma + Kompozit G4: %37'lik KP ile beyazlatma + 10 mm'lik post boşluğu + IRM G5: %37'lik KP ile beyazlatma + 10 mm'lik metal post +Kompozit G6: %37'lik KP ile beyazlatma + 10 mm'lik fiber post +Kompozit	562,3 N 489,6 N 539,9 N 457,2 N 542,2 N 601,2 N	Beyazlatmanın ve post uygulamalarının gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadığı görülmüştür.
Leonardo ve ark. (274)	2014	Sığır dişi N=10x5	Kuvvet dişin uzun aksına 135°lik açıyla 0.5 mm/dk hızla uygulanmıştır. Beyazlatma 1'er hafta ile 3 kez tekrarlanmıştır.	G1: Beyazlatılmamış dişler G2: %35'lik HP ile beyazlatma G3: %37'LİK KP ile beyazlatma G4: 15'lik HPTiO2 ile beyazlatma G5: SP ile beyazlatma	1200 N* 500 N 600 N 700 N 800 N	Bütün beyazlatma protokolleri dişlerin kırılma direncini azaltmıştır (p≤0.05). Fakat farklı beyazlatma protokolleri arasında bir fark görülmemiştir (p ≥ 0.05).
Küçük ve Keçeci (Bu çalışma)	2018	20 premolar n=10x2 (ön çalışma)	Kuvvet dişin uzun aksına dik 1 mm/dk hızla uygulanmıştır. Beyazlatma haftada bir yenilenmek üzere 3 hafta boyunca uygulanmıştır.	G1: Beyazlatılmamış dişler + kompozit G2: Beyazlatılmış dişler + kompozit	775,70 N 611,83 N	Ön çalışmaya göre beyazlatma dişlerin kırılma direncini azaltır, ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir (p ≥ 0.05).

Fiber Kullanımının ve Kullanılan Fiber Tipinin Kırılma Direncine Etkisi:

Fiber postlar aktif yivler yerine pasif retansiyon olukları içerip, kanala pasif olarak yerleştirildiğinden ve kök kanal duvarı ile post arasında yapıştırıcı rezin siman aracılığıyla bir hibridizasyon olduğundan, kök üzerinde metal postlara göre daha az stres oluştururlar. Farklı akslarda düzenlenen örgü fiberler, paralel olarak düzenlenen fiberlere oranla daha iyi eğilme ve bükülme direnci gösterirler (311, 312). Fakat cam

ve polietilen fiber postların karbon fiber postlara kıyasla daha tatmin edici estetik sonuç verdiği belirtilmiştir. (311). Bu nedenle çalışmamızda rijit ve esnek cam fiber materyaller karşılaştırılmıştır. Esnek materyallerle güçlendirilen premolar dişlerde, kırılma direnci 542 ± 150 N ile 1138 ± 169 N arasında bulunmuştur. Bu sonuçlar Belli ve ark.'nın (233) 2005 (431-1097 N) ve (262) 2006'da (340-1050 N) yaptığı *ex vivo* fiber güçlendirme çalışmaları ile benzer değer aralığında yer almaktadır.

Torres-Sanchez ve ark. (2013) (313) cam fiber post ve döküm altın post kullanılan endodontik tedavili dişlerin kırılma direncini karşılaştırmışlar ve cam fiberin kırılma direncini daha fazla artırdığı sonucuna varmışlardır. Sağsen ve ark.'nın (2013) (272) yaptıkları çalışmada ise titanyum post ve fiber postun dişlerin kırılma direncini artırmadığı görülmüştür. Fakat bu durumun kontrol gruplarında post boşluğunun hazırlanmaması ile ilişkili olabileceği bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde rijit cam fiber post (Reforpost) kanal tedavili dişlerin kırılma direncini pozitif kontrol grubuna kıyasla anlamlı düzeyde artırmamıştır.

Belli ve ark.ları (2005) (233) yaptıkları bir çalışmada, MOD kaviteli endodontik tedavili molarlarda kompozit restorasyonlar altında esnek fiber materyali olan polietilen örgü fiberlerin kullanılmasının kırılma direncini artırdığını göstermişlerdir. Fiberlerin varlığının, mine-kompozit yapıştırıcı arayüzünde stres dinamiklerinde bir değişiklik yarattığını açıklamışlardır. Lassila ve ark. (2004) (247) E-cam fiberlerin ışık aktivasyonu ile polimerize edilerek elde edilmiş esnek fiber materyali EverStick ile Snowpost, Carbopost, Parapost, C-post, Glassix, Carbonite gibi farklı markada rijit fiber postlara göre daha yüksek bükülme direnci gösterdiğini bildirmişlerdir. Bunun sebebi, çapraz bağlanmış polimer matrisinde PMMA zincirlerinin varlığına dayanır. Chauhan ve ark. (2017) (238) esnek fiber materyali Everstick'in kırılma direncinin (332 N) bireysel üretilmiş fiberlere (160,4 N) göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğunu belirtmişlerdir. El-Ela ve ark. (2008) (314) çalışmalarında üç farklı nonmetalik post (Light Post, Para Post ve EverStick) kullanmışlar en yüksek kırılma direncinin EverStick kullanılan grupta (1825,7 N) olduğunu bildirmişlerdir. Bu durumu da EverStick'in polimerize olmamış yapısının rezin siman ile daha iyi reaksiyon göstermesi olarak açıklamışlardır. EverStick'in kanal içinde nadiren kullanıldığı ve üstün bulunduğu bu çalışmalar

referans alınarak çalışmamızda kanal içi esnek fiber materyali olarak EverStick kullanılmıştır. Fakat bu çalışmaların aksine bizim çalışmamızda EverStick'in kanal içi post olarak uygulanması (694, 3 N) beyazlatma ve kanal tedavisi sonucu zayıflamış dişlerin kırılma direncine (611, 8 N) göre istatistiksel olarak anlamlı bir katkı sağlamamıştır.

Rodrigues ve ark. (2010) (232) esnek fiber materyallerinin endodontik tedavili dişlerin kırılma direncini artırdığını belirtmişlerdir. Dikey kök kırığı insidansı üzerine yapılan başka bir *in vitro* çalışmada, çeşitli post ve kor sistemleri ile restore edilen endodontik tedavili dişlerin, prefabrik post kullanılmadan polietilen örgü fiber (Ribbond) ve kompozit rezin ile güçlendirildiğinde vertikal kök kırılmalarının önemli ölçüde azaldığı belirtilmiştir (315). Esnek fiber materyalleri, rijit fiber materyallerine göre daha elastik yapıya sahiptir ve elastiklik özellikleri doğal diş yapılarına yakındır (227). Çalışmamızda da esnek fiber materyallerin stresleri rijit postlara göre daha homojen bir şekilde dağıtarak dişleri daha fazla güçlendirdiği düşünülebilir. Esnek fiber materyali Dentapreg SFU ve Dentapreg Pin Post'un, kanal tedavili dişleri güçlendirmedeki katkısı daha önce herhangi bir çalışmada incelenmemiştir. Çalışmamızda, Dentapreg SFU'nun tüberküller arasına yerleştirilerek kompozit rezin ile restore edilen Grup 6 (TF)'nin kırılma direncinin (1138,8 N) sağlam dişlere [Grup 1 (S)] çok yakın bir değere (1190,96 N) ulaşması ile oldukça başarılı ve gelecek vadeden bir bulgu ortaya konmuştur.

Fiber postların yerleştirilme şekillerinin değerlendirilmesi:

Bu çalışmada, fiber yerleştirme konumu değiştirildiğinde (kavite içi, tüberküller arası, kanal içi), kırılma direnci önemli ölçüde değişmiştir. Elde edilen bulgular Oskoe ve ark. (2009) (15), Belli ve ark. (2006) (262) ve Akman ve ark.'nın (2011) (316) yaptığı çalışmalarla paralellik göstermektedir. Aynı fiber materyalin (Dentapreg SFU) farklı tasarımlarla yerleştirilmesiyle elde edilen değerlerin anlamlı farklılık göstermesi, güçlendirme yapılacak dişlerde yerleştirme şeklinin önemli olduğunu ortaya koymaktadır. Çalışmamızda tüberküller arasına yerleştirilen Dentapreg SFU [Grup 6 (TF); 1138,78 N], kavite içine yerleştirilene kıyasla [Grup 7 (KF); 542,78 N] çok daha fazla güçlendirme yapmasıyla dikkat çekmektedir. Dolayısıyla fiber postların yerleştirilme şekilleri kırılma direnci üzerinde etkili

bulunmuştur. Belli ve ark. (2006) (262), polietilen fiberi kavite tabanına ve tavanına yerleştirerek polietilen fiber materyali kullanmadıkları gruplarla kırılma direncine etkisini karşılaştırmışlardır ve en yüksek kırılma direncinin polietilen fiberin tüberküller arası yerleştirilen grupta görüldüğünü belirtmişlerdir. Oskeeo ve ark. (2009) (15) da fiberlerin rolü ve kavite restorasyon teknikleri ile ilgili olarak, kaviteye cam fiber (Interlig; Angelus, Londrina PR, Brezilya) uygulanmasının kök kanal tedavili maksiller premolarların kırılma direncine etkisini araştırmıştır. Bu araştırmada da, tüberküller arasına cam fiberleri yerleştirmenin, kırılma direncini dişeti seviyesi ve orta üçlü seviyesine göre çok daha fazla güçlendirdiği bildirilmiştir. Akman ve ark. (2011) (316), endodontik tedavi görmüş MOD kaviteye sahip alt büyük azı dişlerine farklı konumlarda fiber lif yerleştirilmesinin, kırılma direnci üzerine etkisini değerlendirmişlerdir. Kavite tabanına ve okluzal seviyede yerleştirilen esnek fiber grupları fiber içermeyen grupla karşılaştırılmıştır. En yüksek kırılma direnci değerlerini okluzal fiber uygulanan örneklerde gözlemlemişlerdir (Tablo 5).

Kırılma direnci, fiberin konumu kuvvet uygulanan noktaya yaklaştıkça artar, çünkü kaldıraç prensibine göre daha kısa bir çalışma kolu ortaya çıkar. Buna ek olarak, okluzal yüzeylere fiber yerleştirilmesi, bukkal ve lingual kuspları bir arada tutar ve kırılmaya karşı daha dirençli olmasını sağlar (15). Benzer çalışmaların sonuçlarındaki farklılıklar, kullanılan fiberlerin kimyasal ve fiziksel özellikleri ve seçilen diş tipindeki farklılıkların yanı sıra deney düzeneğindeki kuvvetin yönü, hızı gibi farklılıklardan kaynaklanabilir.

Çalışmamızda kavite içinden desteklenen gruplarda (Grup 6-7) tüberkül kaplaması yapmadan ve kanal içinden destek almaksızın, esnek fiber materyallerinin kavite içerisine farklı şekillerde yerleşimi ile dişlerin güçlendirilmesi değerlendirilmiştir. Bu amaçla Dentapreg SFU tüberküllere açılan oluklara okluzal seviyede [Grup 6 (TF)] veya kavite içine at nalı şeklinde hazırlanıp [Grup 7 (KF)] yerleştirilmiştir ve bu iki yerleştirme şekli arasında anlamlı bir fark olduğu görülmüştür. [Grup 6 (TF): 1138,78 N > Grup 7 (KF): 542,78 N]. At nalı şeklinde yerleşimin dişe dik yönde gelen kuvvetleri karşılayarak kırılma direncini artıracığı öngörülmüş ancak sonuçlar bunu desteklememiştir. Bu durumun kavite içinde

kompozit dolgunun homojenitesini bozmasıyla ilişkili olabileceği düşünülmektedir. Dentapreg SFU'nun kavite içi ve tübökküler arası kullanımı ile ilgili herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Fakat tübökküler arası uygulama diğer fiber materyallerin kullanıldığı çalışmalarla benzer olarak üstün güçlendirme sağlamıştır (15, 231, 316) (Tablo 5).

Çalışmamızda kırılma direncinin, statik bir kuvvet altında değerlendirildiğine dikkat edilmelidir. Ağız koşullarında yorulma stresinin önemi göz önüne alındığında, kırılma dayanımı çalışmalarının, ağız boşluğuna benzer veya yakın olan durumlarda fiber türü ve yapısı, diş tipi ve bölgesi gibi faktörlerin stres dağılımı üzerinde etkili olabileceği düşünülmelidir. Bu çalışmanın deneylerinin, sağlam dişlerde yapıldığı unutulmamalıdır.

Dişlerde Rijit Post Kullanımının Değerlendirilmesi:

İşlev ve estetiği korumak için diş arkında zayıflamış dişlerin korunması konusundaki endişeler, cam fiberlerin kullanılarak alternatiflerin geliştirilmesine ve dolayısıyla koronal restorasyonun yapılmasına yol açmıştır. Zayıflamış köklerin restorasyonu için aksesuar fiber postların kullanımı, kalın siman tabakası ve kompozit rezinin cam fiber postlarla birleştirilmesi gibi bazı yöntemler geliştirilmiştir (317, 318).

Sharma ve ark. (2016) (319) yaptıkları bir çalışmada dişleri güçlendirmek amacıyla kullanılan kuvarz, cam ve karbon fiberlerin kırılma direncine etkisini değerlendirmişler ve en olumlu etkiyi kuvarz fiberin oluşturduğunu belirtmişlerdir. Torabi ve Fattahi (2009) (230) kuvarz fiber postun karbon fibere göre daha düşük başarısızlık oluşturduğunu belirtmişlerdir. Akkayan (2004) (320), bu çalışmada gözlemlendiği gibi, kök kırılma direncini kuvarz fiberin cam fibere göre daha fazla artırdığını belirtmişlerdir. Abduljawad ve ark. (2016) (321) da kanal tedavili dişleri güçlendirmek için cam fiber, karbon fiber post ve kompozit post kullanarak yaptıkları çalışmada cam fiber postun (856,7 N) karbon fiber (834,7 N) ve kompozit posta (718 N) göre daha başarılı olduğunu sunucuna varmışlardır. Çalışmamızda bu avantajlar gözönüne alınarak cam fiber post kullanılmıştır. Figueiredo ve ark. (2015)

(207) postları değerlendirdikleri metanalizde, ilk 2 ve 8-10. yılda metal postların %99,3 ve %87; döküm postların %98,3 ve %87; karbon fiber postların %93,3 ve %71 ve cam fiber postların ise %93,3 ve %54,6 sağkalım oranlarını bildirmişlerdir. Bu metanalizde metal postların fiber postlara göre daha uzun süre sağkalım oranı göstermesi daha yüksek kırılma dayanımı göstermesiyle açıklanmıştır. Bu metanalize göre, fiber postlar katastrofik kırılma yaygınlığını azaltmış olsa da klinik başarısı yeterli görülmemiştir. Çoğu araştırmada, metalik postlarla, özellikle de döküm metal postlarla restore edilen dişlerde katastrofik kırılma yaygınlığı gözlemlenmiştir. Öte yandan, fiber postlar ile restore edilen köklerde, özellikle cam fiberlerde, tamir edilebilir kırık modeli yaygın bulunmuştur (283, 284). Zayıflamış endodontik tedavili dişleri güçlendirmek amacıyla kullanılan esnek polietilen fiber ve cam fiberler, sadece kompozit rezinlerde bir stres kırıcı olarak rol oynamamış aynı zamanda kırılma ve eğilme modülüne karşı da direnç artırıcılar (322). Diş yapısı polietilen fiber lifleri ile güçlendirildiğinde, bu lifler kuvvetleri emerek ve diş dağıtarak stres değiştirici etki oluştururlar. Bu durum dentin ve restoratif materyal arasında oluşturulan monoblok yapı sayesinde mümkündür (323). Bu nedenle çalışmamıza metal post dahil edilmeyerek, rijit fiber post ve esnek fiber materyallerin güçlendirme etkisi incelenmiştir.

Rijit fiberlerin dişlerde daha çok tamir edilemez (katastrofik) kırık oluşturması, kırılma direncinin daha az olması, esnek fiber materyallere göre kök kanalına daha az uyumlu olması gibi dezavantajları ortaya çıktığından (238) (Chauhan, 2017) ve esnek fiberlerle karşılaştırıldığı az sayıda çalışma bulunduğundan bir grupta rijit fiber [Grup 3 (RF)] dört grupta [Grup 4 (FF) - 5 (PF) - 6 (TF) - 7(KF)] esnek fiber materyalinin kullanımının beyazlatılmış kanal tedavili dişlerin kırılma dayanımına etkisi karşılaştırılmıştır.

Junqueira ve ark. (2017) (324), kalan kök kanal dentin miktarı (2-1-0,5 mm) ve kanal içerisine yerleştirilen post uzunluklarının (7-9-12 mm) kırılma direncine etkisini araştırmışlardır. Kalan dentin miktarı arttıkça kırılma direncinin arttığını, fakat post uzunluğunun kırılma direnci üzerine anlamlı bir etkisi olmadığını belirtmişlerdir. Hatta ve ark. (2011) (325), kök kanalına yerleştirilen cam fiber postların kısa olduğunda (10-7,5-5 mm) kırılma direnci değerlerini daha fazla

artırdığını belirtmişlerdir. Tedavi başarısızlıkları, metal postlarda olduğu gibi kök kırığı nedeniyle değil, genelde yapıştırma problemleri nedeniyle meydana gelmektedir. Postun şekli ve dolayısıyla siman kalınlığı, retansiyon etkinliğini değiştirebilir (326). Ancak bizim çalışmamızda standardizasyonu sağlamak ve farklı fiber materyallerinin güçlendirme etkisini karşılaştırabilmek için cam fiber post (Reforpost) kanal içinde aynı çap ve uzunlukta kullanılmıştır.

Bu çalışma sayesinde esnek fiber materyalleri ile bukkal ve lingual tüberküllerin birbirine bağlanmasının dişlerin kırılma direncini sağlam dişlerin seviyesine taşıyabileceği ortaya konmuştur. Birçok *in vitro* çalışmada olduğu gibi, bu çalışmanın sonuçlarını doğrudan kliniğe uygulamak zordur. Bu çalışmadaki sınırlama, kırılma direncini değerlendirmek için tek bir testin kullanılmasıdır

Uygulanan yükleme açısının önemi:

Dişleri kırmak için yapılan yükleme en kötü senaryoyu temsil etmektedir. Ağız ortamını taklit etmemesine rağmen, diş kırılmalarına neden olan yorgunluk uzun dönem çiğneme kuvvetlerinin etkisiyle oluşabilir ve bu yöntem daha önce birçok araştırmacı tarafından uygulanmıştır (327, 328).

İlgili çalışmalarda dişlere uygulanan kuvvet açısı genellikle 90° ve 135° olarak karşımıza çıkmaktadır. Bunun sebebi ağızda dişin konumuna göre farklı açılarda kuvvetle karşı karşıya gelmesidir. Dişlere uygulanan sürekli artan bir yük, doğal ağız ortamında oluşan yükleme türü değildir. Test yönteminde, statik yükleme başarısız oluncaya kadar yapıldığı ve klinik duruma yeterince yakın olmadığı için eleştirilmiştir (329). Schmitter ve ark. (2006) (330) uygulanan kuvvet vektörlerinin doğrultuları farklı olduğunda kırılma dirençlerinin değiştiğini, alt ve üst dişlerin eksenlerine göre yük yönlerinin de farklı olduğunu belirtmişlerdir (331). Yükün yatay vektörü dişe dikey vektörden daha fazla etki gösterdiğinden, üst dişlerin yükü, dişin uzun eksenine ile yüklenen kuvvet arasındaki ilişkiden dolayı alt dişlerin yükünden daha fazladır (332).

Ko ve ark.'na (1992) (333) göre yük, dişlere dikey olarak uygulandığında postların dentin stresini % 20 oranında azaltmış olsa da, üst kesici ve kanin dişler

ağızda normalde dikey kuvvetlere maruz kalmazlar. Postların çiğneme ve travmatik kuvvetler altında maksimum dentin stresini %3 ile %8 oranında azalttığını belirtmişlerdir. Dolayısıyla postların kanin ve kesici dişlerde güçlendirici etkisi şüpheli görülmektedir. Loney ve ark. (334) (1995) farklı yük açılarının farklı kırılma dirençlerine neden olduğunu göstermiştir. ($110^\circ = 372.4 \text{ N} \pm 140.8 \text{ (SD)}$; $130^\circ = 597.6 \text{ N} \pm 138.5 \text{ (SD)}$; $150^\circ = 1274.3 \text{ N} \pm 429.9 \text{ (SD)}$). Uygulanan kuvvet vektörü dişlerin uzun akslarına göre paralele yaklaştıkça kırılma direncinin arttığı görülmüştür. Araştırmacılar Class I oklüzyonaki maksiller ve mandibular kesiciler arasındaki temas açıları hesaplayarak seçmişlerdir. Bu çalışmada, yükleme açısının, statik testlerde ölçülen mutlak hata yüklerini etkileyen bir faktör olduğunu belirtmişlerdir.

Uygulanan yük, prognozu etkileyeceği için dişler post ile güçlendirilip restore edilmeden önce fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler gözönünde bulundurulmalıdır (335). Pegoretti ve ark. (2002) (336) endodontik tedavili ve farklı fiber post materyalleri ile güçlendirilmiş dişlerin farklı yükleme koşulları altında kırılma dirençlerinin ve stres birleşim alanlarının değiştiğini belirtmiştir. Azevedo ve ark. (304) (2011) beyazlatma uygulaması yaptıktan sonra farklı materyallerle güçlendirdikleri dişlere yükü, maksiller ve mandibular dişler arasında oluşan interinsizal açının yaklaşık değeri olduğu için 135° 'lik açı ile uygulanmışlardır. Çalışmamızda premolar dişler uzun aksa paralel bir şekilde yüklenmiş ve restoratif materyal ile koronal duvar arasında oluşan stres eşit bir şekilde dağıtılarak fizyolojik oklüzyon etkisi yaratılması hedeflenmiştir.

Kırık tiplerinin yorumlanması:

Tüm gruplarda en fazla oranda (%61,43) görülen kırık tipi MSS'nin 0-5 mm üzerinde tek parçalı koronal oblik kırıktır (Tip 1). İkinci olarak en fazla (%17,14) görülen kırık tipi MSS'nin 0-5 mm üzerindeki iki parçalı koronal oblik kırık (Tip 2) olmuştur. Her iki kırık tipi de MSS'nin üzerinde olduğu için tamir edilebilir kırık tipi olarak kategorize edilmiştir.

Tablo 14. Farklı fiber materyalleri ile güçlendirilen dişlerin katastrofik (tamir edilemez) kırılma oranları

<i>Yazar</i>	<i>Yıl</i>	<i>Diş tipi</i> <i>(n)</i>	<i>Materyal</i>	<i>Katastrofik kırılma oranı</i>
Jayasenthil ve ark. (303)	2016	Mandibular premolar n=10x4	Grup 1: Reforpost (Angelus) Grup 2: Rely X (3M ESPE) Grup 3: Exacto conical (Angelus) Grup 4: Parapost Fiber Lux (Coltene/Whaledent)	%40 %50 %20 %10
Uzun ve ark. (273)	2015	Mandibular premolar n=14x5	Grup 1: Kontrol grubu Grup 2: Sirküler şekilli dirille post boşluğu Grup 3: Oval şekilli dirille post boşluğu Grup 4: Sirküler şekilli post boş. + Sirküler şekilli post (Unicore) Grup 5: Oval şekilli post boş. + oval şekilli post (Ellipson)	%85,8 %78,6 %85,8 %71,6 %78,6
Ramesh ve ark. (236)	2016	Maksiller kesiciler n:15x4	Grup A1: Labiopalatinal kırık + Reforpost Grup A2: Labiopalatinal kırık + Ribbond Grup B1: Palatinolabial kırık + Reforpost Grup B2: Palatinolabial kırık + Ribbond	%20 – %13,3 –
Chauhan ve ark. (238)	2017	Tek köklü premolar dişler n:20x2	Grup 1: Kanala özel post Grup 2: EverStick Post	%20 –

İncelenen restorasyon teknikleri basma dayanımları açısından gruplar arasında farklılıklar göstermiştir. Endodontik tedavili dişlerin güçlendirilmesinde, dentinin elastik modülüne yakın ve daha az rijit materyallerin kullanımı tercih edilmektedir. Bu özelliğe sahip olan fiber postların, rezin siman ve kompozit rezinle birlikte kullanıldığında homojen bir bütünlük sağlandığı (monoblok) düşünülmektedir (259). Pest ve ark. (2002) (259), esnek olan fiber materyallerin rijit olanlara kıyasla kuvveti daha iyi dağıttığını göstermişlerdir. Ramesh ve ark. (2016) (236), farklı kırık fragmanlarına sahip maksiller santral kesicileri rijit cam fiber ve esnek Ribbond fiber materyali ile güçlendirmişlerdir. Rijit fiber post ile restore

edilen gruplar daha yüksek kırılma direnci göstermiştir. Fakat kırığın Ribbond ile güçlendirilen grupta %100, rijit post ile güçlendirilen grupta ise %83 tamir edilebilir tipte olduğu bildirilmiştir. Özçopur ve ark. (2010) (20) EverStick (%60) ve Ribbond'un (%100), prefabrike fiber post (UniCore) (%20), ve metal posta (Para-Post) (%40) kıyasla daha fazla tamir edilebilir kırılma tipi gösterdiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda Reforpost %80, EverStick %80, Dentapreg Pin Post %70, Dentapreg SFU %80 tamir edilebilir kırık tipi göstermiştir. Bu iki çalışmanın sonuçları, esnek fiber kullanılan gruplarda [Grup 4 (FF)-5 (PF)-6 (TF)-7 (KF)] daha fazla oranda tamir edilebilir kırık tipi görülmesi açısından benzerlik göstermektedir.

Endodontik postun yüksek veya düşük sertliğe sahip olmasının stres dağılımı açısından avantajlı olup olmadığı sorusu hala tartışmalıdır ve ilave çalışmalara gerek duyulmaktadır. Bununla birlikte, post seçerken endodontik postların mekanik özellikleriyle ilgili göz önüne alınması gereken başka faktörler de vardır. Asmussen ve ark. (1999) (223) yaptıkları bir çalışmada farklı post tipleri kullandığında karbon fiber ile güçlendirilmiş bir post olan Composipost'un kullanıldığı örneklerde kemik seviyesinin üzerinde olan tamir edilebilir kırık tipleri oluşmuştur.

Çoğu araştırmada, metalik postlarla, özellikle de döküm metal postlarla restore edilen dişlerde katstrofik kırılma yaygınlığı gözlemlenmiştir. Fiber postlar ile restore edilen köklerde ise, özellikle cam fiberlerde, tamir edilebilir kırık tipi daha yaygın bulunmuştur (210, 337). Junqueira ve ark. (2017) (324), cam fiber postlar ile yaptığı bir çalışmada oluşan kırık tiplerinin kalan dentin miktarına bağlı olarak değiştiğini (dentin kalınlığı 1 mm: %57 (katastrofik), 0,5 mm: %33 (katastrofik)) belirtmişlerdir. Chauhan ve ark. (2017) (238), premolar dişlerle kırılma direncini değerlendirmek için yaptıkları çalışmada EverStick kullandıkları grupta %100, vakaya özel cam fiber post kullandıkları grupta ise %80 tamir edilebilir kırık tipi oluştuğunu belirtmişlerdir.

Grup 5 (PF)'de kullandığımız Dentapreg Pin Post ve Grup 6 (TF)-7 (KF)'de kullandığımız Dentapreg SFU oldukça yeni materyaller olup, literatürde kök kanal tedavili dişlerde kullanımı ve kırılma tipleriyle ilgili herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Esnek fiber materyali olarak kabul edilen bu iki fiber tipinde de

dişin güçlendirilmesine önemli katkıda bulunduğu ve tahmin ettiğimiz gibi daha çok tamir edilebilir tipte kırık oluşturduğu görülmüştür.

Çalışmalar göstermiştir ki kırılma direnci; kuvvetin uygulanma süresi, diş tipi, tüberkül eğimleri, dişlerin anatomik özellikleri, birbirleriyle olan ilişkilerine göre değişiklik göstermektedir (338). Ağız ortamında, restore edilmiş dişler, çiğneme yüküne ek olarak, uzun süre neme maruz kalma, farklı gıdaların alımıyla sıcaklık ve pH değişimleri ile birçok bakteri ve enzimlere maruz kalma gibi çeşitli zorluklarla karşılaşabilirler. Bu faktörler post ve kök dentini arasındaki adezyonun üzerinde olumsuz etkiler yaratabilir ve bu da klinik başarısızlıkları beraberinde getirebilir. Rezin simanın polimerizasyonu, postun kalınlığı, koronal restorasyonun kapsamı veya ağız içi durumu taklit etmek için, termal siklus ve dinamik yüklemeler gibi restorasyonların kırılma direncini etkileyen tüm olası faktörler ileri çalışmalarla ele alınmalıdır.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışmanın sınırları dahilinde elde edilen sonuç, çıkarım ve öneriler aşağıda sunulmuştur:

- ✓ Ön çalışma sonuçlarına göre 3 haftalık beyazlatma işlemi, MOD kaviteli kanal tedavili dişlerin kırılma direncini istatistiksel olarak anlamlı olmasa da belirgin olarak azaltmıştır (yaklaşık 164 N).
- ✓ Bu çalışmanın sonuçları, beyazlatma yapıldıktan sonra farklı esnek fiber materyalleri ile güçlendirilen dişlerde kullanılan fiber post tipinin ve yerleştirilme şeklinin, kanal tedavili dişlerin kırılma direncinde ve kırılma bölgeleri üzerinde anlamlı etkisi olabileceğini göstermiştir.
- ✓ Çalışmanın bulgularına göre Dentapreg SFU'nun at nalı şeklinde kavite içerisine yerleştirilmesiyle yapılan güçlendirme, vertikal kuvvetlere karşı kırılma dayanımına olumlu bir katkı sağlamamıştır.
- ✓ Kanal içerisinden destek alınarak güçlendirmede günümüzde en sık kullanılan rijit post tiplerinden Reforpost kırılma direncini anlamlı düzeyde artırmamaktadır. Klinikte kavite duvarlarının kaybolmadığı bu tip vakalarda sadece kompozit kullanılan vakalarla benzer değerler bulunduğu için kullanımı gerekli değildir. Bunun aksine beyazlatma uygulamasından sonra esnek fiber materyali Dentapreg pin postlar kanal içerisinde kullanıldığında dişlerin kırılma direncini kompozitle restore edilen gruba göre önemli derecede artırarak sağlam dişlere yakın değerlere ulaştırmıştır. Bu da klinikte güçlendirme amacıyla kullanılabilen bir uygulama şekli olarak önerilebilir.
- ✓ Beyazlatma uygulaması yapılan dişlerde okluzal yüzeyde oluşturulan oluklara esnek fiber materyali Dentapreg SFU'nun (Grup 6, TF) yerleştirilmesiyle kırılma direncinin sağlam dişlerinkine yakın değerlere ulaşması bu çalışmada elde edilen ve klinik açıdan fayda sağlayacağını düşündüğümüz en önemli bulgudur.

- ✓ Tüm gruplarda, vertikal yükleme sonrası daha çok tamir edilebilir kırık tipi oluşmuştur. Bu durum tüm gruplarda fiber içerikli materyallerin kullanımı ile açıklanabilir ve fiberlerin klinik kullanımı kanal tedavili dişlerin prognozu açısından avantajlı olacaktır.
- ✓ Günümüzde zayıflamış MOD kaviteli dişlerde kanal içinde rijit fiber postların kullanımının yerini kavite ve kanal içi esnek fiberlerin kullanımı alacak gibi gözükmektedir.
- ✓ Endodontik olarak tedavi edilmiş ve beyazlatılmış dişlerin kırılma direnci, klinikte çürük ve tahrip olmanın derecesine göre değişkenlik gösterebilir. Mekanik test ile *ex vivo* olarak değerlendirilen bu tedavi şekillerinin *in vivo* ortamdaki başarısı ileri çalışmalarla desteklenmelidir.

ÖZET

Devital Beyazlatmanın Endodontik Tedavili Dişlerin Fraktür Direncine Etkisi ve Fiber Materyallerle Güçlendirmenin Değerlendirilmesi

Amaç: Diş yapısına, önceki çürükler, kırık veya kök kanal tedavisi tarafından zarar verilir ve zayıflatılır. İntrakoronal beyazlatma dişleri daha da zayıflar. Bu çalışmanın amacı, farklı restoratif yöntemlerin endodontik tedavili dişlerin kırılma direncini güçlendirme üzerine etkisini değerlendirmektir.

Yöntemler: Yetmiş adet çekilmiş tek köklü premolar diş, her biri 10 örnek olmak üzere 7 gruba rasgele ayrıldı. Bir grup negatif kontrol olarak sağlam dişleri içerdi (Grup I). Altı deney grubu endodontik olarak tedavi edildi,% 35 hidrojen peroksit 3x7gün kullanılarak intrakoronal olarak beyazlatıldı ve CaOH₂ ile nötroralize edildi. Standart MOD kavite preparasyonlarının ardından dişler sadece kompozit (Grup II), rijit fiber-Reforpost (Grup III), kanal içi esnek fiber-Everstick (Grup IV), kanal içi esnek pin fiberler-Dentapreg Pin (GrupV), tüberküller arası esnek fiber-Dentapreg SFU (GrupVI) veya kavite içi at nalı şeklinde- Dentapreg SFU (GrupVII) ile restore edildi. Tüm kaviteler mikro dolduruculu kompozit rezin-GC G-aenial Posterior A1 ile dolduruldu.

Örnekler universal test cihazında kırılma direnci yüklemesine tabi tutuldu. Vertikal basma yüklemesi, örnekler kırılıncaya kadar 1 mm / dk sabit hızda uygulandı. Her bir örneğin kırılmasına neden olan ortalama yük (Newton) kaydedildi ve One-way Analysis of Variance (ANOVA) ve Duncan's Multiple Range testi ile istatistiksel olarak analiz yapıldı. Kırık tipleri kaydedildi ve kırık fragmanların sayısına ve bunların tamir edilebilirliğine göre sınıflandırıldı.

Bulgular: Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar vardır ($p \leq 0.05$). En yüksek kırılma direnci sağlam diş grubunda (GI, negatif kontrol) (1190,97 N) ve ikinci en yüksek kırılma direnci GVI (1138,78 N)'da görülmüş ve bu gruplar diğer gruplara göre istatistiksel olarak daha üstün bulunmuştur ($p \leq 0.05$). GV (942,45 N) hem bu iki grup hem de birbirinden fark göstermeyen, GIII (737,40 N), GIV (694,29 N) ile aynı düzeyde anlamlılık göstermiştir. GVII ise tüm gruplar arasında en düşük değere (542,78 N) sahiptir ($p \leq 0,05$). Tüm gruplarda çoğunlukla tamir edilebilir kırık tipleri ortaya çıkmıştır.

Sonuçlar: Bu çalışmanın kısıtlamaları altında, tüberküller arasına yerleştirilen esnek fiberler; endodontik olarak tedavili ve beyazlatılmış dişlerde, kanal içi esnek ve rijit fiberlerden önemli ölçüde daha iyi güçlendirme etkisi göstermiştir.

Anahtar kelimeler: Beyazlatma, kırılma direnci, rijit fiber, esnek fiberler, yerleştirme şekilleri

ABSTRACT

The Effect of Non-vital Bleaching on Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth and Evaluation of Strengthening with Fiber Materials

Aim: Tooth structure has been undermined and weakened by all of the previous episodes of caries, fracture, or root canal therapy. Intracoronaral bleaching further weakens the teeth. The aim of this study was to evaluate the strengthening effect of different restorative procedures by measuring the compressive strength of endodontically treated and intracoronally bleached teeth.

Methods: Seventy extracted single-rooted premolar teeth were randomly distributed into 7 groups each with 10 samples. One group included the intact teeth as negative control (Group I). The six test groups were treated endodontically, bleached intracoronally using 35% hydrogenperoxide 3x7days and neutrORIZED with CaOH₂. Following the standard MOD cavity preparations, the teeth were restored with only composite (Group II), a rigid fiber-Reforpost (Group III), an intracanal flexible fiber-Everstick (Group IV), intracanal flexible pin fibers-Dentapreg Pin (GroupV), an intercuspall flexible fiber-Dentapreg SFU (GroupVI) or an intracoronaral horseshoe-shaped- Dentapreg SFU (GroupVII). All cavities were filled with a microfilled resin composite-GC G-aenial Posterior A1.

The specimens were submitted to fracture resistance loading in a universal testing machine. Vertical compressive loading was applied under constant speed of 1 mm/min to the specimens until fracture. Mean load to fracture was recorded (Newton) for each sample and analyzed statistically using One-way Analysis of Variance (ANOVA) and Duncan's Multiple Range test. Fracture types were recorded and classified according to the number of broken fragments and their reparability.

Results: There were statistically significant differences among the groups ($p \leq 0.05$). The intact teeth (GroupI, negative control) showed the highest fracture strength (1190,97 N), and GroupVI (1138,78 N) the second highest fracture resistance, which were statistically superior than the other groups ($p \leq 0.05$). GroupV (942,45 N) showed two significance levels, similar to these and to GIII (737,40 N), Group IV (694,29 N). GroupVII (542,78 N), which were not significantly different from each other ($p \geq 0.05$). The mean value of GroupVII (542,78 N) was the lowest among all groups ($p \leq 0.05$). Mostly, repairable fracture patterns occurred in all groups.

Conclusions: Under the limitations of this study flexible fibers placed intercuspally have shown significantly better strengthening effect than those of the intracanal flexible and rigid fibers in endodontically treated and bleached teeth.

Key words: Bleaching, compressive strength, rigid fiber, flexible fibers, placement designs.

Acknowledgements: This study was performed in Suleyman Demirel University Faculty of Dentistry and supported by the Scientific Research Projects Coordination Center of Suleyman Demirel University (BAP Project Number:4929-DU1-17).

KAYNAKLAR

1. Elif İ, Bayrak Ş. Diş ağartma yöntemleri ve komplikasyonları. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2009;10(3):125-33.
2. Kihn PW. Vital tooth whitening. *Dental Clinics of North America*. 2007;51(2):319-31.
3. Sulieman M. An overview of bleaching techniques: I. History, chemistry, safety and legal aspects. *Dental Update*. 2004;31(10):608.
4. Joiner A. The bleaching of teeth: a review of the literature. *Journal of Dentistry*. 2006;34(7):412-9.
5. AM Sulieman M. An overview of tooth- bleaching techniques: chemistry, safety and efficacy. *Periodontology 2000*. 2008;48(1):148-69.
6. Koruk DC, Kırzioğlu Z. Diş beyazlatma tedavisinin güvenilirliği. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2010;11(1):29-37.
7. De Moor RJG, Verheyen J, Verheyen P, Diachuk A, Meire MA, De Coster PJ, et al. Laser teeth bleaching: evaluation of eventual side effects on enamel and the pulp and the efficiency in vitro and in vivo. *The Scientific World Journal*. 2015;2015:6-7.
8. Jordao-Basso KCF, Kuga MC, Dantas AAR, Tonetto MR, Lima SNL, Bandeca MC. Effects of alpha-tocopherol on fracture resistance after endodontic treatment, bleaching and restoration. *Brazilian Oral Research*. 2016;30(1).
9. Kawamoto K, Tsujimoto Y. Effects of the hydroxyl radical and hydrogen peroxide on tooth bleaching. *Journal of Endodontics*. 2004;30(1):45-50.
10. Chng H, Yap A, Wattanapayungkul P, Sim C. Effect of traditional and alternative intracoronal bleaching agents on microhardness of human dentine. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2004;31(8):811-6.
11. Cavalli V, Giannini M, Carvalho RM. Effect of carbamide peroxide bleaching agents on tensile strength of human enamel. *Dental Materials*. 2004;20(8):733-9.
12. Roberto AR, Sousa-Neto MD, Viapiana R, Giovani AR, Souza Filho CBd, Paulino SM, Silva-Sousa YT. Effect of different restorative procedures on the fracture resistance of teeth submitted to internal bleaching. *Brazilian Oral Research*. 2012;26(1):77-82.
13. Çökük DN. Endodontik Tedavili Dişlerde Estetik Post Uygulamaları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2009;2009(2).
14. de Almeida Goncalves LA, Vansan LP, Paulino SM, Neto MDS. Fracture resistance of weakened roots restored with a transilluminating post and adhesive restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2006;96(5):339-44.

15. Oskoe PA, Ajami AA, Navimipour EJ, Oskoe SS, Sadjadi J. The effect of three composite fiber insertion techniques on fracture resistance of root-filled teeth. *Journal of Endodontics*. 2009;35(3):413-6.
16. Greenwall L. *Bleaching techniques in restorative dentistry: An illustrated guide*: CRC Press 1 edition; 2001.
17. Sulieman M, Addy M, Rees J. Development and evaluation of a method in vitro to study the effectiveness of tooth bleaching. *Journal of Dentistry*. 2003;31(6):415-22.
18. Billings RJ, Berkowitz RJ, Watson G. Teeth. *Pediatrics*. 2004;113(Supplement 3):1120-7.
19. Çalışkan MK. *Endodontide tanı ve tedaviler: Nobel Tıp Kitabevleri*; 2006.
20. Kumar A, Kumar V, Singh J, Hooda A, Dutta S. Drug-Induced Discoloration of Teeth An Updated Review. *Clinical pediatrics*. 2012;51(2):181-5.
21. Aschheim K, Dale B. *Esthetic dentistry: a clinical approach to techniques and materials* 2nd edition, Mosby. Inc; 2001. p. 247-66.
22. Rodrigues JA, Marchi GM, Ambrosano GM, Heymann HO, Pimenta LA. Microhardness evaluation of in situ vital bleaching on human dental enamel using a novel study design. *Dental Materials*. 2005;21(11):1059-67.
23. Roberson T, Heymann H, Swift jr EJ. *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry 5Th ed* St Louis: Mosby Elsevier. 2006;208:637-48.
24. Addy M, Mahdavi S, Loyn T. Dietary staining in vitro by mouthrinses as a comparative measure of antiseptic activity and predictor of staining in vivo. *Journal of Dentistry*. 1995;23(2):95-9.
25. Nordbo H, Eriksen HM, Rolla G, Attramadal A, Solheim H. Iron staining of the acquired enamel pellicle after exposure to tannic acid or chlorhexidine: preliminary report. *European Journal of Oral Sciences*. 1982;90(2):117-23.
26. Meyboom R, Verduijn M, Steenvoorden M, Dekens-Konter J, van Puijenbroek E. [Reversible tooth discoloration during oral use of antibiotics]. *Nederlands Tijdschrift Voor Geneeskunde*. 1996;140(4):207-9.
27. De Wit M, Stricker B, Porsius A. [Discoloration of teeth by drugs]. *Nederlands tijdschrift voor tandheelkunde*. 1996;103(1):3-5.
28. Lumbiganon P, Pengsaa K, Sookpranee T. Ciprofloxacin in neonates and its possible adverse effect on the teeth. *The Pediatric Infectious Disease Journal*. 1991;10(8):619-20.
29. Sulieman M. An overview of tooth discoloration: extrinsic, intrinsic and internalized stains. *Dental Update*. 2005;32(8):463-4, 6-8, 71.

30. Van der Burgt T, Mullaney T, Plasschaert A. Tooth discoloration induced by endodontic sealers. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1986;61(1):84-9.
31. van der Burgt TP, Eronat C, Plasschaert AJ. Staining patterns in teeth discolored by endodontic sealers. *Journal of Endodontics*. 1986;12(5):187-91.
32. Yamanel K, Çağlar A. Diş Renklenme Sebepleri Ve Diş Beyazlatma Yöntemlerinin Değerlendirilmesi (Derleme)[The Causes of Dental Coloration and the Evaluation of Bleaching Techniques (Review)]. 2011;3(1):47-59.
33. Jordan RE, Boksman L. Conservative vital bleaching treatment of discolored dentition. *The Compendium of Continuing Education in Dentistry*. 1983;5(10):803-5, 7.
34. Faunce F. Management of discolored teeth. *Dental Clinics of North America*. 1983;27(4):657-70.
35. Tredwin C, Scully C, Bagan-Sebastian J-V. Drug-induced disorders of teeth. *Journal of Dental Research*. 2005;84(7):596-602.
36. Guggenheimer J. Tetracyclines and the human dentition. *The Compendium of Continuing Education in Dentistry*. 1984;5(3):245-54.
37. Good M, Hussey D. Minocycline: stain devil? *British Journal of Dermatology*. 2003;149(2):237-9.
38. Den Besten PK. Mechanism and timing of fluoride effects on developing enamel. *Journal of Public Health Dentistry*. 1999;59(4):247-51.
39. Swift EJ. A method for bleaching discolored vital teeth. *Quintessence International*. 1988;19(9):607-12.
40. Jordan RE. *Esthetic composite bonding: techniques and materials*: Mosby; 1993.
41. Keçeci A. Dental Florozis. *Ege Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2001;22:91-102.
42. Keçeci A, Şahintürk H, Albayrak G. Investigation Of The Psychological Effects Of The Esthetic Concern Due To Dental Fluorosis. *Türk Dişhekimleri Birliği. 10. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi*:148-9.
43. Crim GA. Prerestorative bleaching: effect on microleakage of Class V cavities. *Quintessence International*. 1992;23(12).
44. Grossman L, Oliet S, Del Rio C. *Endodontic practice*. 11th Ed. Lea &Febiger. 1988:120-5.
45. Ho S, Goerig AC. An in vitro comparison of different bleaching agents in the discolored tooth. *Journal of Endodontics*. 1989;15(3):106-11.

46. Keçeci D. Devital dişlerin intrakoronel ağartmasında kullanılan iki farklı materyalin klinik etkinliğinin karşılaştırılması. Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi. 2006;13(3):4-8.
47. Bizhang M, Heiden A, Blunck U, Zimmer S, Seemann R, Roulet J. Intracoronel bleaching of discolored non-vital teeth. Operative Dentistry-University of Washington. 2003;28(4):334-40.
48. Gutiérrez JH, Guzmán M. Tooth discoloration in endodontic procedures. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology. 1968;26(5):706-11.
49. Watts A, Addy M. Tooth discoloration and staining: Tooth discoloration and staining: a review of the literature. British Dental Journal. 2001;190(6):309-16.
50. Davis MC, Walton RE, Rivera EM. Sealer distribution in coronal dentin. Journal of Endodontics. 2002;28(6):464-6.
51. Allan NA, Walton RE, Schaffer M. Setting times for endodontic sealers under clinical usage and in vitro conditions. Journal of Endodontics. 2001;27(6):421-3.
52. Parsons JR, Walton RE, Ricks-Williamson L. In vitro longitudinal assessment of coronal discoloration from endodontic sealers. Journal of Endodontics. 2001;27(11):699-702.
53. Ioannidis K, Mistakidis I, Beltes P, Karagiannis V. Spectrophotometric analysis of crown discoloration induced by MTA-and ZnOE-based sealers. Journal of Applied Oral Science. 2013;21(2):138-44.
54. O'Brien WJ, Hemmendinger H, Boenke KM, Linger JB, Groh CL. Color distribution of three regions of extracted human teeth. Dental Materials. 1997;13(3):179-85.
55. Gürel MA, Helvacioğlu Kivanç B, Ekici A, Alaçam T. Evaluation of crown discoloration induced by endodontic sealers and colour change ratio determination after bleaching. Australian Endodontic Journal. 2016:1-5.
56. Elkhazin M. Analysis of coronal discoloration from common obturation materials. An in vitro spectrophotometry study. Saarbrücken: Lambert Academic Publishing. 2011;4(12)
57. Naik S, Hegde AM. Mineral trioxide aggregate as a pulpotomy agent in primary molars: an in vivo study. Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry. 2005;23(1):13-6.
58. Maroto M. Dentin bridge formation after mineral trioxide aggregate (MTA) geitknmofie pulpotomies in primary teeth. American Journal of Dentistry. 2005;18(3):151-4.
59. Holland R, de Souza V, Nery MJ, Faraco Júnior IM, Bernabé P, Otoboni Filho JA. Reaction of rat connective tissue to implanted dentin tube filled with mineral trioxide aggregate, Portland cement or calcium hydroxide. Brazilian Dental Journal. 2001;12(1):3-8.

60. Boutsoukis C, Noula G, Lambrianidis T. Ex vivo study of the efficiency of two techniques for the removal of mineral trioxide aggregate used as a root canal filling material. *Journal of Endodontics*. 2008;34(10):1239-42.
61. Belobrov I, Parashos P. Treatment of tooth discoloration after the use of white mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*. 2011;37(7):1017-20.
62. Ahmed H, Abbott P. Discolouration potential of endodontic procedures and materials: a review. *International Endodontic Journal*. 2012;45(10):883-97.
63. Goldstein RE, Garber DA. Complete dental bleaching: Quintessence Publishing (IL); 1 edition 1995.
64. Attin T, Paque F, Ajam F, Lennon A. Review of the current status of tooth whitening with the walking bleach technique. *International Endodontic Journal*. 2003;36(5):313-29.
65. Dahl J, Pallesen U. Tooth bleaching a critical review of the biological aspects. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*. 2003;14(4):292-304.
66. Plotino G, Buono L, Grande NM, Pameijer CH, Somma F. Nonvital tooth bleaching: a review of the literature and clinical procedures. *Journal of Endodontics*. 2008;34(4):394-407.
67. McEvoy S. Chemical agents for removing intrinsic stains from vital teeth. II. Current techniques and their clinical application. *Quintessence International*. 1989;20:379-84.
68. Goldstein C, Goldstein R, Feinman R, Garber D. Bleaching vital teeth: state of the art. *Quintessence International (Berlin, Germany)*: 1985). 1989;20(10):729-34.
69. Chng H, Ramli H, Yap A, Lim C. Effect of hydrogen peroxide on intertubular dentine. *Journal of Dentistry*. 2005;33(5):363-9.
70. Benetti AR, Valera M, Mancini M, Miranda C, Balducci I. In vitro penetration of bleaching agents into the pulp chamber. *International Endodontic Journal*. 2004;37(2):120-4.
71. Dostalova T, Jelinkova H, Housova D, Sulc J, Nemecek M, Miyagi M, et al. Diode laser-activated bleaching. *Brazilian Dental Journal*. 2004;15:SI-3.
72. Ziembra S, Felix H, MacDonald J, Ward M. Clinical evaluation of a novel dental whitening lamp and light-catalyzed peroxide gel. *The Journal of Clinical Dentistry*. 2004;16(4):123-7.
73. Lim K. Considerations in intracoronary bleaching. *Australian Endodontic Journal*. 2004;30(2):69-73.
74. Ghanbarzadeh M, Ahrari F, Akbari M, Hamzei H. Microhardness of demineralized enamel following home bleaching and laser-assisted in office bleaching. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*. 2015;7(3):e405.

75. Rotstein I, Friedman S. pH variation among materials used for intracoronal bleaching. *Journal of Endodontics*. 1991;17(8):376-9.
76. Arı H, Üngör M. In vitro comparison of different types of sodium perborate used for intracoronal bleaching of discoloured teeth. *International Endodontic Journal*. 2002;35(5):433-6.
77. Brotherton B. *Boron: Inorganic Chemistry*. John Wiley and Sons: Chichester, UK; 1994. p. 372.
78. Fasanaro TS. Bleaching teeth: history, chemicals, and methods used for common tooth discolorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 1992;4(3):71-8.
79. Karadaş M, Seven N. Vital Dişlerde Beyazlatma. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2014;9(9):126-35.
80. Bulut H, Turkun M, Kaya AD. Effect of an antioxidizing agent on the shear bond strength of brackets bonded to bleached human enamel. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2006;129(2):266-72.
81. Christensen G. New Generation In-office Vital Tooth Bleaching, Part 2. *Clinical Research Associates (CRA) Newsletter*. 2003;3(27):1-3.
82. Haywood VB, Heymann HO. Nightguard vital bleaching. *Quintessence International*. 1989;20(3):173-6.
83. Tavares M, Stultz J, Newman M, Smith V, KENT R, Carpino E, et al. Light augments tooth whitening with peroxide. *The Journal of the American Dental Association*. 2003;134(2):167-75.
84. Hein D, Ploeger B, Hartup J, Wagstaff R, Palmer T, Hansen L. In-office vital tooth bleaching--what do lights add? *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2003;24(4A):340-52.
85. Loyola-Rodriguez JP, de Jesus Pozos-Guillen A, Hernandez-Hernandez F, Berumen-Maldonado R, Patiño-Marin N. Effectiveness of treatment with carbamide peroxide and hydrogen peroxide in subjects affected by dental fluorosis: a clinical trial. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2004;28(1):63-7.
86. Abanto Alvarez J, Rezende KMP, Salazar Marocho SM, Bucholdz Teixeira Alves F, Celiberti P, Ciamponi AL. Dental fluorosis: exposure, prevention and management. 2009;14:2:103-7
87. Bayne SC, Thompson JY, Roberson T, Heymann H, Ritter A. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. 2006;7:637-48.
88. Kugel G, Perry R, Hoang E, Scherer W. Effective tooth bleaching in 5 days: using a combined in-office and at-home bleaching system. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 1997;18(4):378, 80-3.

89. Kugel G, Kastali S. Nontray whitening. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995). 2000;21(6):524-6, 8.
90. Eisenberg E. Anomalies of the teeth with stains and discolorations. *The Journal of Preventive Dentistry*. 1975;2(1):7-14, 6-20.
91. Spasser HF. A simple bleaching technique using sodium perborate. *The New York State Dental Journal*. 1961;27(8-9):332-4.
92. Nutting E. A new combination for bleaching teeth. *Journal of the California Dental Association*. 1963;41:289-91.
93. Rotstein I. Intra-coronal bleaching of non-vital teeth. *Bleaching Techniques in Restorative Dentistry*/I Rotstein London: Martin Dunitz. 2001:159-63.
94. Settembrini L, Gultz J, Kaim J, Scherer W. A technique for bleaching nonvital teeth: inside/outside bleaching. *The Journal of the American Dental Association*. 1997;128(9):1283-4.
95. Harrington GW, Natkin E. External resorption associated with bleaching of pulpless teeth. *Journal of Endodontics*. 1979;5(11):344-8.
96. Friedman S, Rotstein I, Libfeld H, Stabholz A, Heling I. Incidence of external root resorption and esthetic results in 58 bleached pulpless teeth. *Dental Traumatology*. 1988;4(1):23-6.
97. Fuss Z, Szajkis S, Tagger M. Tubular permeability to calcium hydroxide and to bleaching agents. *Journal of Endodontics*. 1989;15(8):362-4.
98. Zimmerli B, Jeger F, Lussi A. Bleaching of nonvital teeth. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*. 2010;120(4):306-20.
99. Lado E, Stanley H, Weisman M. Cervical resorption in bleached teeth. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1983;55(1):78-80.
100. Tronstad L, Andreasen J, Hasselgren G, Kristerson L, Riis I. pH changes in dental tissues after root canal filling with calcium hydroxide. *Journal of Endodontics*. 1981;7(1):17-21.
101. Wang JD, Hume W. Diffusion of hydrogen ion and hydroxyl ion from various sources through dentine. *International Endodontic Journal*. 1988;21(1):17-26.
102. de Sá PM, Jeronymo RDI, Yui KCK, da Silva EG, Huhtala MFRL, Torres CRG, et al. Effect of calcium hydroxide on pH changes of the external medium after intracoronal bleaching. *The Journal of Contemporary Dental Practice*. 2011;12(3):158-63.
103. Perez F, Franchi M, Peli J. Effect of calcium hydroxide form and placement on root dentine pH. *International Endodontic Journal*. 2001;34(6):417-23.

104. Lambrianidis T, Kapalas A, Mazinis M. Effect of calcium hydroxide as a supplementary barrier in the radicular penetration of hydrogen peroxide during intracoronal bleaching in vitro. *International Endodontic Journal*. 2002;35(12):985-90.
105. Miranda TAM, Moura SK, Amorim VHO, Terada RSS, Pascotto RC. Influence of exposure time to saliva and antioxidant treatment on bond strength to enamel after tooth bleaching: an in situ study. *Journal of Applied Oral Science*. 2013;21(6):567-74.
106. Lago ADN, Garone-Netto N. Microtensile bond strength of enamel after bleaching. *Indian Journal of Dental Research*. 2013;24(1):104.
107. Benni DB, Naik SN, Subbareddy V. An in vitro study to evaluate the effect of two ethanol-based and two acetone-based dental bonding agents on the bond strength of composite to enamel treated with 10% carbamide peroxide. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*. 2014;32(3):207.
108. Abraham S, Ghonmode WN, Saujanya K, Jaju N, Tambe VH, Yawalikar PP. Effect of grape seed extracts on bond strength of bleached enamel using fifth and seventh generation bonding agents. *Journal of the International Oral Health*. 2013;5(6):101-7.
109. Guler E, Gonulol N, Ozyilmaz OY, Yucel AC. Effect of sodium ascorbate on the bond strength of silorane and methacrylate composites after vital bleaching. *Brazilian Oral Research*. 2013;27(4):299-304.
110. Khamverdi Z, Rezaei-Soufi L, Kasraei S, Ronasi N, Rostami S. Effect of Epigallocatechin Gallate on shear bond strength of composite resin to bleached enamel: an in vitro study. *Restorative Dentistry & Endodontics*. 2013;38(4):241-7.
111. Theriault A, Chao J-T, Wang Q, Gapor A, Adeli K. Tocotrienol: a review of its therapeutic potential. *Clinical Biochemistry*. 1999;32(5):309-19.
112. Whang H-J, Shin D-H. Effects of applying antioxidants on bond strength of bleached bovine dentin. *Restorative Dentistry & Endodontics*. 2015;40(1):37-43.
113. Kaya A, Türkün M, Arici M. Reversal of compromised bonding in bleached enamel using antioxidant gel. *Operative Dentistry*. 2008;33(4):441-7.
114. Türkün M, Çelik EU, Kaya AD, Arıcı M. Can the hydrogel form of sodium ascorbate be used to reverse compromised bond strength after bleaching? *Journal of Adhesive Dentistry*. 2009;11(1):35-40.
115. Gutteridge JM. Biological origin of free radicals, and mechanisms of antioxidant protection. *Chemico-Biological Interactions*. 1994;91(2-3):133-40.
116. Rose R, Bode A. Biology of free radical scavengers: an evaluation of ascorbate. *The FASEB Journal*. 1993;7(12):1135-42.

117. Soeno K, Taira Y, Jimbo R, Sawase T. Surface treatment with ascorbic acid and ferric chloride improves the micro-tensile bond strength of 4-META/MMA-TBB resin to dentin. *Journal of Dentistry*. 2008;36(11):940-4.
118. Zantner C, Beheim-Schwarzbach N, Neumann K, Kielbassa AM. Surface microhardness of enamel after different home bleaching procedures. *Dental Materials*. 2007;23(2):243-50.
119. Bitter NC, Sanders JL. The effect of four bleaching agents on the enamel surface: a scanning electron microscopic study. *Quintessence International*. 1993;24(11):817-24.
120. Abbot C. Bleaching discolored teeth by means of 30% perhydrol and the electric light rays. *The Journal of the Allied Dental Societies*. 1918;13(259).
121. Buchalla W, Attin T. External bleaching therapy with activation by heat, light or laser a systematic review. *Dental Materials*. 2007;23(5):586-96.
122. Christensen DW, Faught WE, Black RE, Woodward GA, Timmons OD. Fatal oxygen embolization after hydrogen peroxide ingestion. *Critical Care Medicine*. 1992;20(4):543-4.
123. McGuckin RS, Babin J, Meyer B. Alterations in human enamel surface morphology following vital bleaching. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1992;68(5):754-60.
124. Akal N, Over H, Olmez A, Bodur H. Effects of carbamide peroxide containing bleaching agents on the morphology and subsurface hardness of enamel. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2001;25(4):293-6.
125. Wandera A, Feigal RJ, Douglas WH, Pintado MR. Home-use tooth bleaching agents: an in vitro study on quantitative effects on enamel, dentin, and cementum. *Quintessence International*. 1994;25(8).
126. Haywood VB, Heymann HO. Nightguard vital bleaching: how safe is it? *Quintessence International*. 1991;22(7):775-82.
127. Soares DG, Ribeiro APD, Sacono NT, Loguercio AD, Hebling J, Costa CAdS. Mineral loss and morphological changes in dental enamel induced by a 16% carbamide peroxide bleaching gel. *Brazilian Dental Journal*. 2013;24(5):517-21.
128. McCracken MS, Haywood VB. Demineralization effects of 10 percent carbamide peroxide. *Journal of Dentistry*. 1996;24(6):395-8.
129. Lopes GC, Bonissoni L, Baratieri LN, Vieira LCC, Monteiro S. Effect of bleaching agents on the hardness and morphology of enamel. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2002;14(1):24-30.
130. Murchison D, Charlton D, Moore B. Carbamide peroxide bleaching: effects on enamel surface hardness and bonding. *Operative Dentistry*. 1991;17(5):181-5.

131. Potočnik I, Kosec L, Gašperšič D. Effect of 10% carbamide peroxide bleaching gel on enamel microhardness, microstructure, and mineral content. *Journal of Endodontics*. 2000;26(4):203-6.
132. Ogura K, Tanaka R, Shibata Y, Miyazaki T, Hisamitsu H. In vitro demineralization of tooth enamel subjected to two whitening regimens. *The Journal of the American Dental Association*. 2013;144(7):799-807.
133. Tam L, Bahrami P, Oguienko O, Limeback H. Effect of 10% and 15% carbamide peroxide on fracture toughness of human dentin in situ. *Operative Dentistry*. 2013;38(2):142-50.
134. da Silva Pobbe PdO, Viapiana R, Souza-Gabriel AE, Marchesan MA, Sousa-Neto MD, Silva-Sousa YTC, et al. Coronal resistance to fracture of endodontically treated teeth submitted to light-activated bleaching. *Journal of Dentistry*. 2008;36(11):935-9.
135. Götz H, Klukowska MA, Duschner H, White DJ. Physical, morphological, and micro-Raman chemical studies on bleaching strip effects on enamel, coronal dentin, and root dentin. *The Journal of Clinical Dentistry*. 2006;18(4):112-9.
136. Rotstein I, Mor C, Arwaz JR. Changes in surface levels of mercury, silver, tin, and copper of dental amalgam treated with carbamide peroxide and hydrogen peroxide in vitro. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 1997;83(4):506-9.
137. Chng HK, Palamara JE, Messer HH. Effect of hydrogen peroxide and sodium perborate on biomechanical properties of human dentin. *Journal of Endodontics*. 2002;28(2):62-7.
138. Sarrett DC. Tooth whitening today. *The Journal of the American Dental Association*. 2002;133(11):1535-8.
139. George JR P, Zaidel L, Lin N, Stranick M, Bagley D. High Levels of Hydrogen Peroxide in Overnight Tooth- Whitening Formulas: Effects on Enamel and Pulp. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2005;24(1):1-58.
140. Robertson WD, Melfi RC. Pulpal response to vital bleaching procedures. *Journal of Endodontics*. 1980;6(7):645-9.
141. Soares DG, Ribeiro APD, Lima AF, Sacono NT, Hebling J, Costa CAdS. Effect of fluoride-treated enamel on indirect cytotoxicity of a 16% carbamide peroxide bleaching gel to pulp cells. *Brazilian Dental Journal*. 2013;24(2):121-7.
142. Leonard Jr RH, Haywood vB, Phillips C. Risk factors for developing tooth sensitivity and gingival irritation associated with nightguard vital bleaching. *Quintessence International*. 1997;28(8):527-34.
143. Luque-Martinez I, Reis A, Schroeder M, Muñoz MA, Loguercio AD, Masterson D, et al. Comparison of efficacy of tray-delivered carbamide and hydrogen peroxide for at-home bleaching: a systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Investigations*. 2016;20(7):1419-33.

144. Nathoo S, Chmielewski M, Kirkup R. Effects of Colgate Platinum Professional Toothwhitening System on microhardness of enamel, dentin, and composite resins. *Compendium (Newtown, Pa) Supplement*. 1993(17):S627-30.
145. Shannon H, Spencer P, Gross K, Tira D. Characterization of enamel exposed to 10% carbamide peroxide bleaching agents. *Quintessence International*. 1993;24(1):39-44.
146. Titley K, Torneck C, Ruse N. The effect of carbamide-peroxide gel on the shear bond strength of a microfil resin to bovine enamel. *Journal of Dental Research*. 1992;71(1):20-4.
147. Leonard RH, Sharma A, Haywood vB. Use of different concentrations of carbamide peroxide for bleaching teeth: An in vitro study. *Quintessence International*. 1998;29(8):503-7.
148. Swift EJ. Effects of bleaching on tooth structure and restorations, part III: effects on dentin. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2008;20(2):141-7.
149. Haywood VB, Leech T, Heymann HO, Crumpler D, Bruggers K. Nightguard vital bleaching: effects on enamel surface texture and diffusion. *Quintessence International*. 1990;21(10).
150. Bitter NC. A scanning electron microscopy study of the effect of bleaching agents on enamel: a preliminary report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1992;67(6):852-5.
151. Rotstein I, Dankner E, Goldman A, Heling I, Stabholz A, Zalkind M. Histochemical analysis of dental hard tissues following bleaching. *Journal of Endodontics*. 1996;22(1):23-6.
152. Hughes J, West N, Parker D, Van Den Braak M, Addy M. Effects of pH and concentration of citric, malic and lactic acids on enamel, in vitro. *Journal of Dentistry*. 2000;28(2):147-52.
153. Oltu Ü, Gürgan S. Effects of three concentrations of carbamide peroxide on the structure of enamel. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2000;27(4):332-40.
154. Titley K, Torneck CD, Smith D. The effect of concentrated hydrogen peroxide solutions on the surface morphology of human tooth enamel. *Journal of Endodontics*. 1988;14(2):69-74.
155. Khoroushi M, Mazaheri H, Manoochehri A. Effect of CPP-ACP application on flexural strength of bleached enamel and dentin complex. *Operative Dentistry*. 2011;36(4):372-9.
156. Titley K, Torneck C, Smith D, Chernecky R, Adibfar A. Scanning electron microscopy observations on the penetration and structure of resin tags in bleached and unbleached bovine enamel. *Journal of Endodontics*. 1991;17(2):72-5.

157. Garcia-Godoy F, Dodge W, Donohue M, O'quinn J. Composite resin bond strength after enamel bleaching. *Operative Dentistry*. 1993;18:144-.
158. Lewinstein I, Hirschfeld Z, Stabholz A, Rotstein I. Effect of hydrogen peroxide and sodium perborate on the microhardness of human enamel and dentin. *Journal of Endodontics*. 1994;20(2):61-3.
159. Attin T, Muller T, Patyk A, Lennon A. Influence of different bleaching systems on fracture toughness and hardness of enamel. *Operative Dentistry-University of Washington*. 2004;29(2):188-95.
160. Forner L, Salmerón-Sánchez M, Palomares M, Llena C, Amengual J. The use of atomic force microscopy in determining the stiffness and adhesion force of human dentin after exposure to bleaching agents. *Journal of Endodontics*. 2009;35(10):1384-6.
161. Jiang T, Ma X, Wang Y, Zhu Z, Tong H, Hu J. Effects of hydrogen peroxide on human dentin structure. *Journal of Dental Research*. 2007;86(11):1040-5.
162. Maciel K, Carvalho R, Ringle R, Preston C, Russell C, Pashley DH. The effects of acetone, ethanol, HEMA, and air on the stiffness of human decalcified dentin matrix. *Journal of Dental Research*. 1996;75(11):1851-8.
163. Berger SB, Pavan S, Vidal CdMP, Santos PHD, Giannini M, Bedran-Russo AK. Changes in the stiffness of demineralized dentin following application of tooth whitening agents. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2012;70(1):56-60.
164. Sato C, Rodrigues F, Garcia D, Vidal C, Pashley DH, Tjäderhane L, et al. Tooth bleaching increases dentinal protease activity. *Journal of Dental Research*. 2012;92:187-92.
165. Siqueira EL, dos Santos M, Neto JADG, dos Santos FLHV. Resistência Ao Cisalhamento De Dentes Submetidos a Duas Técnicas De Clareamento, Pós-Restaurados Ou Não Shear Strength in Teeth Subjected to Two Bleaching Techniques, Post-Restoration or Otherwise. *Revista Odontologia Universidade São Paulo*. 1997;11(s 1).
166. Cvek M, Lindvall AM. External root resorption following bleaching of pulpless teeth with oxygen peroxide. *Dental Traumatology*. 1985;1(2):56-60.
167. Rotstein I. In vitro determination and quantification of 30% hydrogen peroxide penetration through dentin and cementum during bleaching. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1991;72(5):602-6.
168. Haywood VB. History, safety, and effectiveness of current bleaching techniques and applications of the nightguard vital bleaching technique. *Quintessence International*. 1992;23(7):471-88.
169. Bowles WH, Ugwuneri Z. Pulp chamber penetration by hydrogen peroxide following vital bleaching procedures. *Journal of Endodontics*. 1987;13(8):375-7.

170. Özdemir F. Dental Florozisli Dişlerde Uygulanan Ofis Tipi Ağartma Yönteminde %35'lik Hidrojen Peroksitin Pulpaya Etkilerinin İn Vivo ve İn Vitro Olarak İncelenmesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü. 2009.
171. Fugaro JO, Nordahl I, Fugaro OJ, Matis BA, Mjor I. Pulp reaction to vital bleaching. *Operative Dentistry-University of Washington*. 2004;29(4):363-8.
172. Bowles WH, Thompson LR. Vital bleaching: the effects of heat and hydrogen peroxide on pulpal enzymes. *Journal of Endodontics*. 1986;12(3):108-12.
173. Seale NS, McIntosh JE, Taylor AN. Pulpal reaction to bleaching of teeth in dogs. *Journal of Dental Research*. 1981;60(5):948-53.
174. Sulieman M, Rees J, Addy M. Surface and pulp chamber temperature rises during tooth bleaching using a diode laser: a study in vitro. *British Dental Journal*. 2006;200(11):631-4.
175. Oliver TL, Haywood VB. Efficacy of nightguard vital bleaching technique beyond the borders of a shortened tray. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 1999;11(2):95-102.
176. Cooper JS, Bokmeyer TJ, Bowles WH. Penetration of the pulp chamber by carbamide peroxide bleaching agents. *Journal of Endodontics*. 1992;18(7):315-7.
177. Rosenstiel SF, Gegauff AG, Johnston WM. Randomized clinical trial of the efficacy and safety of a home bleaching procedure. *Quintessence International*. 1996;27(6):413-24.
178. Bonafé E, Bacovis CL, Iensen S, Loguercio AD, Reis A, Kossatz S. Tooth sensitivity and efficacy of in-office bleaching in restored teeth. *Journal of Dentistry*. 2013;41(4):363-9.
179. Roderjan DA, Stanislawczuk R, Hebling J, da Souza Costa CA, Soares DG, Reis A, et al. Histopathological features of dental pulp tissue from bleached mandibular incisors. *Journal of Materials Science and Engineering B*. 2014;4(6B).
180. de Souza Costa CA, Riehl H, Kina JF, Sacono NT, Hebling J. Human pulp responses to in-office tooth bleaching. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2010;109(4):e59-e64.
181. Lin C-H, Chou T-M, Chen J-H, Chen J-H, Chuang F-H, Lee H-E, et al. Evaluation of the effect of laser tooth whitening. *International Journal of Prosthodontics*. 2008;21(5).
182. Moncada G, Sepúlveda D, Elphick K, Contente M, Estay J, Bahamondes V, et al. Effects of light activation, agent concentration, and tooth thickness on dental sensitivity after bleaching. *Operative Dentistry*. 2013;38(5):467-76.
183. Martin J, Fernandez E, Bahamondes V, Werner A, Elphick K, Oliveira Jr OB, et al. Dentin hypersensitivity after teeth bleaching with in-office systems. Randomized clinical trial. *American Journal of Dentistry*. 2013;26(1):10-4.

184. Tipton DA, Braxton SD, Dabbous MK. Role of saliva and salivary components as modulators of bleaching agent toxicity to human gingival fibroblasts in vitro. *Journal of Periodontology*. 1995;66(9):766-74.
185. Hayes P, Full C, Pinkham J. The etiology and treatment of intrinsic discolorations. *Journal Canadian Dental Association*. 1986;52(3):217.
186. Martin JH, Bishop JG, Guentherman RH, Dorman HL. Cellular response of gingiva to prolonged application of dilute hydrogen peroxide. *Journal of periodontology*. 1968;39(4):208-10.
187. Sherman SJ, Boyer LV, Sibley WA. Cerebral infarction immediately after ingestion of hydrogen peroxide solution. *Stroke-a Journal of Cerebral Circulation*. 1994;25(5):1065-7.
188. Kishen A. Mechanisms and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth. *Endodontic Topics*. 2006;13(1):57-83.
189. Saleh A, Ettman W. Effect of endodontic irrigation solutions on microhardness of root canal dentine. *Journal of Dentistry*. 1999;27(1):43-6.
190. 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. *International Endodontic Journal*. 2001;34(2):113-9.
191. Di Renzo M, Ellis T, Sacher E, Stangel I. A photoacoustic FTIRS study of the chemical modifications of human dentin surfaces: I. Demineralization. *Biomaterials*. 2001;22(8):787-92.
192. Calt S, Serper A. Time-dependent effects of EDTA on dentin structures. *Journal of Endodontics*. 2002;28(1):17-9.
193. White JD, Lacefield WR, Chavers L, Eleazer PD. The effect of three commonly used endodontic materials on the strength and hardness of root dentin. *Journal of Endodontics*. 2002;28(12):828-30.
194. Zurbriggen T, Del Rio C, Brady J. Postdebridement retention of endodontic reagents: a quantitative measurement with radioactive isotope. *Journal of Endodontics*. 1975;1(9):298-9.
195. Jameson M, Hood J, Tidmarsh B. The effects of dehydration and rehydration on some mechanical properties of human dentine. *Journal of Biomechanics*. 1993;26(9):1055-65.
196. Kishen A, Asundi A. Experimental investigation on the role of water in the mechanical behavior of structural dentine. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*. 2005;73(2):192-200.
197. Nalla R, Kinney J, Ritchie R. On the fracture of human dentin: Is it stress- or strain- controlled? *Journal of Biomedical Materials Research Part A*. 2003;67(2):484-95.

198. Kishen A, Asundi AK. Photomechanical investigations on post-endodontically rehabilitated teeth. *Journal of Biomedical Optics*. 2002;7(2):262-71.
199. Maxwell EH, Braly BV, Eakle WS. Incompletely fractured teeth—A survey of endodontists. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1986;61(1):113-7.
200. Gutmann JL. The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1992;67(4):458-67.
201. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *Journal of Endodontics*. 1989;15(11):512-6.
202. Plotino G, Grande NM, Isufi A, Ioppolo P, Pedullà E, Bedini R, et al. Fracture strength of endodontically treated teeth with different access cavity designs. *Journal of Endodontics*. 2017;43(6):995-1000.
203. Sathorn C, Palamara JE, Palamara D, Messer HH. Effect of root canal size and external root surface morphology on fracture susceptibility and pattern: a finite element analysis. *Journal of Endodontics*. 2005;31(4):288-92.
204. Kurnaz S. 4-META/MMA-TBB Bazlı Rezin Siman ve Farklı Fiber Materyalleri Kullanarak Restore Edilen Vertikal Kök Kırıklı Dişlerin Basma Dayanımlarının Değerlendirilmesi, SDÜ Diş Hekimliği Fakültesi, Uzmanlık Tezi. 2015:75.
205. Barkhordar RA, Radke R, Abbasi J. Effect of metal collars on resistance of endodontically treated teeth to root fracture. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1989;61(6):676-8.
206. Torbjörner A, Karlsson S, Syverud M, Hensten-Pettersen A. Carbon fiber reinforced root canal posts Mechanical and cytotoxic properties. *European Journal of Oral Sciences*. 1996;104(5- 6):605-11.
207. Figueiredo FED, Martins-Filho PRS, Faria-e-Silva AL. Do metal post-retained restorations result in more root fractures than fiber post-retained restorations? A systematic review and meta-analysis. *Journal of Endodontics*. 2015;41(3):309-16.
208. Thomas G, Whittaker D, Embery G. A comparative study of translucent apical dentine in vital and non-vital human teeth. *Archives of Oral Biology*. 1994;39(1):29-34.
209. Kinney JH, Nalla RK, Pople JA, Breunig TM, Ritchie RO. Age-related transparent root dentin: mineral concentration, crystallite size, and mechanical properties. *Biomaterials*. 2005;26(16):3363-76.
210. Makade CS, Meshram GK, Warhadpande M, Patil PG. A comparative evaluation of fracture resistance of endodontically treated teeth restored with different post core systems-an in-vitro study. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2011;3(2):90-5.

211. Alomari Q, Barrieshi K, Al- Awadhi S. Effect of post length and diameter on remaining dentine thickness in maxillary central and lateral incisors. *International Endodontic Journal*. 2011;44(10):956-66.
212. Marchi G, Mitsui F, Cavalcanti A. Effect of remaining dentine structure and thermal- mechanical aging on the fracture resistance of bovine roots with different post and core systems. *International Endodontic Journal*. 2008;41(11):969-76.
213. Wagnild G, Mueller K. Restoration of endodontically treated teeth in Cohen S. *Pathways of the Pulp 9th ed Missouri: Mosby*. 2002;35:787-821.
214. Soares CJ, Soares PV, Santos-Filho PCF, Castro CG, Magalhaes D, Versluis A. The influence of cavity design and glass fiber posts on biomechanical behavior of endodontically treated premolars. *Journal of Endodontics*. 2008;34(8):1015-9.
215. Bell-Rönnlöf L. Fibre-reinforced composites as root canal posts. 2007.
216. Sengun A, Cobankara FK, Orucoglu H. Effect of a new restoration technique on fracture resistance of endodontically treated teeth. *Dental Traumatology*. 2008;24(2):214-9.
217. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1994;71(6):565-7.
218. González-López S, De Haro-Gasquet F, Vilchez-Díaz M, Ceballos L, Bravo M. Effect of restorative procedures and occlusal loading on cuspal deflection. *Operative Dentistry*. 2006;31(1):33-8.
219. Yıkılğan İ, Bala O. Endodontik tedavi görmüş dişlerin konservatif restorasyonları. *Acta Odontologica Turcica*. 2013;30(1):44.
220. 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. *Journal of Endodontics*. 2009;35(10):1428-32.
221. Boudrias P, Sakkal S, Petrova Y. Anatomical post design meets quartz fiber technology: rationale and case report. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2001;22(4):337-40, 42, 44.
222. Hsu YB, Nicholls JI, Phillips KM, Libman WJ. Effect of core bonding on fatigue failure of compromised teeth. *International Journal of Prosthodontics*. 2002;15(2).
223. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *Journal of Dentistry*. 1999;27(4):275-8.
224. Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *American Journal of Dentistry*. 2000;13:15-8.

225. Vallittu PK, Sevelius C. Resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures: a clinical study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2000;84(4):413-8.
226. Vallittu P. The effect of glass fiber reinforcement on the fracture resistance of a provisional fixed partial denture. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1998;79(2):125-30.
227. Eskitaşcıoğlu G, Belli S, Kalkan M. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). *Journal of Endodontics*. 2002;28(9):629-33.
228. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2005;94(4):321-9.
229. Sonkesriya S, Olekar ST, Saravanan V, Somasunderam P, Chauhan RS, Chaurasia VR. An in vitro comparative evaluation of fracture resistance of custom made, metal, glass fiber reinforced and carbon reinforced posts in endodontically treated teeth. *Journal of International Oral Health: JIOH*. 2015;7(5):53.
230. Torabi K, Fattahi F. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored by different FRC posts: an in vitro study. *Indian Journal of Dental Research*. 2009;20(3):282.
231. Belli S, Cobankara FK, Eraslan O, Eskitascioglu G, Karbhari V. The effect of fiber insertion on fracture resistance of endodontically treated molars with MOD cavity and reattached fractured lingual cusps. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2006;79(1):35-41.
232. Rodrigues FB, Paranhos MPG, Spohr AM, Oshima HMS, Carlini B, Burnett Jr L. Fracture resistance of root filled molar teeth restored with glass fibre bundles. *International Endodontic Journal*. 2010;43(5):356-62.
233. Belli S, Erdemir A, Ozcopur M, Eskitascioglu G. The effect of fibre insertion on fracture resistance of root filled molar teeth with MOD preparations restored with composite. *International Endodontic Journal*. 2005;38(2):73-80.
234. Cobankara F, Unlu N, Cetin A, Ozkan H. The effect of different restoration techniques on the fracture resistance of endodontically-treated molars. *Operative Dentistry*. 2008;33(5):526-33.
235. Kaval ME, Pişkin B, Duransoy Yapar G, Sarıkanat M. Endodontik Tedavili Dişlerde Koronal Restorasyonun Örgü Fiber İle Güçlendirilmesinin Kırılma Dayanımına Etkisi. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*. 35(2):37-40.
236. Ramesh P, Mathew S, Murthy SB, George JV, Hegde S, Premkumar R. Efficacy of Ribbond and a fibre post on the fracture resistance of reattached maxillary central incisors with two fracture patterns: a comparative in vitro study. *Dental Traumatology*. 2016;32(2):110-5.

237. Özcan M, Valandro L. Fracture strength of endodontically-treated teeth restored with post and cores and composite cores only. *Operative Dentistry*. 2009;34(4):429-36.
238. Chauhan P, Miglani A, Mangat P, Tomer AK. A comparative evaluation of fractured resistance of custom made Post and everStick Post system in endodontically treated teeth-An in vitro study. *International Journal of Applied Dental Sciences*. 2017;(3)178-80.
239. Karzoun W, Abdulkarim A, Samran A, Kern M. Fracture strength of endodontically treated maxillary premolars supported by a horizontal glass fiber post: an in vitro study. *Journal of Endodontics*. 2015;41(6):907-12.
240. Duret B, Reynaud M, Duret F. A new concept of corono-radicular reconstruction, the Composipost (2). *Le Chirurgien-Dentiste de France*. 1990;60(542):69-77.
241. Novais VR, Quagliatto PS, Della Bona A, Correr-Sobrinho L, Soares CJ. Flexural modulus, flexural strength, and stiffness of fiber-reinforced posts. *Indian Journal of Dental Research*. 2009;20(3):277.
242. Galhano GÁ, Valandro LF, De Melo RM, Scotti R, Bottino MA. Evaluation of the flexural strength of carbon fiber-, quartz fiber-, and glass fiber-based posts. *Journal of Endodontics*. 2005;31(3):209-11.
243. Plotino G, Grande NM, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. *Dental Materials*. 2007;23(9):1129-35.
244. Love RM, Purton DC. The effect of serrations on carbon fibre posts-retention within the root canal, core retention, and post rigidity. *International Journal of Prosthodontics*. 1996;9(5).
245. Goldberg A, Burstone C. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dental Materials*. 1992;8(3):197-202.
246. Ferrari M, Scotti R. *Fiber posts: characteristics and clinical applications*. Roma: Ed Masson. 2002.
247. Lassila LV, Tanner J, Le Bell A-M, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dental Materials*. 2004;20(1):29-36.
248. Nagaş IÇ, Uzun G. Position of Fiber-Reinforced Composites in Prosthetic Applications. Article in Turkish] *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2009;33:49-60.
249. Soares C, Mitsui F, Neto F, Marchi G, Martins L. Radiodensity evaluation of seven root post systems. *American Journal of Dentistry*. 2005;18(1):57-60.
250. Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Tay FR, Ferrari M. Fatigue resistance and structural characteristics of fiber posts: three-point bending test and SEM evaluation. *Dental Materials*. 2005;21(2):75-82.

251. Yazdanie N, Mahood M. Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1985;54(4):543-7.
252. Freilich MA, Meiers JC. Fiber-reinforced composite prostheses. *Dental Clinics*. 2004;48(2):545-62.
253. Hedlund SO, Johansson NG, Sjögren G. A retrospective study of pre-fabricated carbon fibre root canal posts. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2003;30(10):1036-40.
254. Yaman SsDI, Karacaer Ö, Sahin M. Stress distribution of post-core applications in maxillary central incisors. *Journal of Biomaterials Applications*. 2004;18(3):163-77.
255. Vallittu PK. A Review of Fiber-Reinforced Denture Base Resins. *Journal of Prosthodontics*. 1996;5(4):270-6.
256. Morgano SM, Rodrigues AH, Sabrosa CE. Restoration of endodontically treated teeth. *Dental Clinics*. 2004;48(2):397-416.
257. Erman G. Fiber ile desteklenmiş kompozit rezin postcore restorasyonların, diagonal kuvvetler karşısındaki dayanıklılığının in-vitro incelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Doktora Tezi. 2001.
258. Christensen GJ. When to use fillers, build-ups or posts and cores. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 1996;127(9):1397-8.
259. Pest LB, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dental Materials*. 2002;18(8):596-602.
260. Akkayan B, Gülmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002;87(4):431-7.
261. Lee K, Kelly D, Kennedy G. Pulmonary response to inhaled Kevlar aramid synthetic fibers in rats. *Toxicology And Applied Pharmacology*. 1983;71(2):242-53.
262. Belli S, Erdemir A, Yildirim C. Reinforcement effect of polyethylene fibre in root-filled teeth: comparison of two restoration techniques. *International Endodontic Journal*. 2006;39(2):136-42.
263. Khoroushi M, Feiz A, Khodamoradi R. Fracture resistance of endodontically-treated teeth: effect of combination bleaching and an antioxidant. *Operative Dentistry*. 2010;35(5):530-7.
264. Al-Ahdal K, Silikas N, Watts DC. Rheological properties of resin composites according to variations in composition and temperature. *Dental Materials*. 2014;30(5):517-24.

265. Frese C, Decker C, Rebholz J, Stucke K, Staehle HJ, Wolff D. Original and repair bond strength of fiber-reinforced composites in vitro. *Dental Materials*. 2014;30(4):456-62.
266. Foek DLS, Yetkiner E, Özcan M. Fatigue resistance, debonding force, and failure type of fiber-reinforced composite, polyethylene ribbon-reinforced, and braided stainless steel wire lingual retainers in vitro. *The Korean Journal of Orthodontics*. 2013;43(4):186-92.
267. Ayad MF, Bahannan SA, Rosenstiel SF. Influence of Irrigant, Dowel Type, and Root- Reinforcing Material on Fracture Resistance of Thin- Walled Endodontically Treated Teeth. *Journal of Prosthodontics*. 2011;20(3):180-9.
268. Sakaguchi R, Brust E, Cross M, DeLong R, Douglas W. Independent movement of cusps during occlusal loading. *Dental Materials*. 1991;7(3):186-90.
269. El-Badrawy W. Cuspal deflection of maxillary premolars restored with bonded amalgam. *Operative Dentistry*. 1999;24:337-43.
270. Xu B, Li Q, Wang Y. Effects of pH values of hydrogen peroxide bleaching agents on enamel surface properties. *Operative Dentistry*. 2011;36(5):554-62.
271. Haller B, Klaiber B, Betz T, Dobersch S. Shear bond strength to dentin by simulation of three-dimensional Class V cavity configuration. *Dental Materials*. 1991;7(3):206-10.
272. Sagsen B, Zortuk M, Ertas H, Er O, Demirbuga S, Arslan H. In vitro fracture resistance of endodontically treated roots filled with a bonded filling material or different types of posts. *Journal of Endodontics*. 2013;39(11):1435-7.
273. Uzun İ, Arslan H, Doğanay E, Güler B, Keskin C, Çapar ID. Fracture resistance of endodontically treated roots with oval canals restored with oval and circular posts. *Journal of Endodontics*. 2015;41(4):539-43.
274. de Toledo Leonardo R, Kuga MC, Guiotti FA, Andolfatto C, de Faria-Júnior NB, de Campos EA, et al. Fracture resistance of teeth submitted to several internal bleaching protocols. *The Journal of Contemporary Dental Practice*. 2014;15(2):186.
275. Rahimi M, Jainan A, Parashos P, Messer HH. Bonding of resin-based sealers to root dentin. *Journal of Endodontics*. 2009;35(1):121-4.
276. Ørstavik D, Nordahl I, Tibballs JE. Dimensional change following setting of root canal sealer materials. *Dental Materials*. 2001;17(6):512-9.
277. Martelli Jr H, Pellizzer E, Rosa B, Lopes M, Gonini Jr A. Fracture resistance of structurally compromised root filled bovine teeth restored with accessory glass fibre posts. *International Endodontic Journal*. 2008;41(8):685-92.
278. Neto GPA, Pinto WRS, Klautau EB, Alves BP. Pull-out strength of endodontically treated teeth restored with glass fiber posts of different diameters. *RGO*. 2011;59(4):609-14.

279. Meiers JC, Kazemi RB, Donadio M. The influence of fiber reinforcement of composites on shear bond strengths to enamel. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003;89(4):388-93.
280. Călborean F, Gălbinașu BM, Cara-Ilici R, Pătrașcu I. Fracture Resistance in Fiber Reinforced Composite Restorations—An In Vitro Study. *JMED Research Journal*. 2014;2014.
281. Sarıdağ S, Helvacıoğlu-Yiğit D, Özcan M, Avcu E, Kızıldağ G. Micro-computerized tomography analysis of cement voids and pull-out strength of glass fiber posts luted with self-adhesive and glass-ionomer cements in the root canal. *Journal of Adhesion Science and Technology*. 2016;30(14):1585-95.
282. Wolff D, Geiger S, Ding P, Staehle HJ, Frese C. Analysis of the interdiffusion of resin monomers into pre-polymerized fiber-reinforced composites. *Dental Materials*. 2012;28(5):541-7.
283. Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: a literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003;90(6):556-62.
284. Zhou L, Wang Q. Comparison of fracture resistance between cast posts and fiber posts: a meta-analysis of literature. *Journal of Endodontics*. 2013;39(1):11-5.
285. Aggarwal V, Singla M, Miglani S, Kohli S. Comparative evaluation of fracture resistance of structurally compromised canals restored with different dowel methods. *Journal of Prosthodontics*. 2012;21(4):312-6.
286. Soares CJ, Raposo LHA, Soares PV, Santos- Filho PCF, Menezes MS, Soares PBF, et al. Effect of Different Cements on the Biomechanical Behavior of Teeth Restored with Cast Dowel- and- Cores—In Vitro and FEA Analysis. *Journal of Prosthodontics*. 2010;19(2):130-7.
287. Aksornmuang J, Nakajima M, Senawongse P, Tagami J. Effects of C-factor and resin volume on the bonding to root canal with and without fibre post insertion. *Journal of Dentistry*. 2011;39(6):422-9.
288. Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN, Pashley DH. Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. *Journal of Endodontics*. 2005;31(8):584-9.
289. Youm S-H, Jung K-H, Son S, Kwon Y-H, Park J-K. Effect of dentin pretreatment and curing mode on the microtensile bond strength of self-adhesive resin cements. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2015;7(4):317-22.
290. Kim A-R, Jeon Y-C, Jeong C-M, Yun M-J, Choi JW, Kwon YH, et al. Effect of activation modes on the compressive strength, diametral tensile strength and microhardness of dual-cured self-adhesive resin cements. *Dental Materials Journal*. 2016;35(2):298-308.

291. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dental Materials*. 1998;14(1):51-6.
292. Steagall L, Ishikiriyama A, de Lima Navarro MF, Soares FB. Fracture strength of human teeth with cavity preparations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1980;43(4):419-22.
293. Morin D, DeLong R, Douglas W. Clinical Science Cusp Reinforcement by the Acid-etch Technique. *Journal of dental research*. 1984;63(8):1075-8.
294. Hernandez R, Bader S, Boston D, Trope M. Resistance to fracture of endodontically treated premolars restored with new generation dentine bonding systems. *International Endodontic Journal*. 1994;27(6):281-4.
295. De Lacerda AJF, Zanatta RF, Crispim B, Borges AB, Torres CRG, Tay FR, et al. Influence of de/remineralization of enamel on the tensile bond strength of etch-and-rinse and self-etching adhesives. *American Journal of Dentistry*. 2016;29(5):289-93.
296. Sharafeddin F, Yousefi H, Modiri S, Tondari A, Jahromi SS. Microleakage of Posterior Composite Restorations with Fiber Inserts Using two Adhesives after ging. *Journal of Dentistry*. 2013;14(3):90.
297. Tekçe N, Pala K, Tuncer S, Demirci M, Serim ME. Influence of polymerisation method and type of fibre on fracture strength of endodontically treated teeth. *Australian Endodontic Journal*. 2017;43(3):115-22.
298. Joynt R, Wieczkowski G, Klockowski R, Davis E. Effects of composite restorations on resistance to cuspal fracture in posterior teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1987;57(4):431-5.
299. Krejci I, Sparr D, Lutz F. A three-sited light curing technique for conventional Class II composite resin restorations. *Quintessence International*. 1987;18(2):125-31.
300. Bicalho A, Pereira R, Zanatta R, Franco S, Tantbirojn D, Versluis A, et al. Incremental filling technique and composite material—Part I: Cuspal deformation, bond strength, and physical properties. *Operative Dentistry*. 2014;39(2):e71-e82.
301. Kar S, Tripathi A, Trivedi C. Effect of Different Ferrule Length on Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth: An In vitro Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research: JCDR*. 2017;11(4):ZC49.
302. Celik K, Belli S. The effect of different restoration techniques on fracture strength of teeth with flared roots. *Journal of Adhesion Science and Technology*. 2015;29(1):12-23.

303. Jayasenthil A, Solomon-Sathish E, Venkatalakshmi-Aparna P, Balagopal S. Fracture resistance of tooth restored with four glass fiber post systems of varying surface geometries-An in vitro study. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*. 2016;8(1):44.
304. Azevedo RA, Silva-Sousa YTC, Souza-Gabriel AE, Messias DCF, Alfredo E, Silva RG. Fracture resistance of teeth subjected to internal bleaching and restored with different procedures. *Brazilian Dental Journal*. 2011;22(2):117-21.
305. De Oliveira LD, Carvalho CAT, Hilgert E, Bondioli IR, De Araújo MAM, Valera MC. Sealing evaluation of the cervical base in intracoronar bleaching. *Dental Traumatology*. 2003;19(6):309-13.
306. Lim M, Lum S, Poh R, Lee G, Lim KC. An in vitro comparison of the bleaching efficacy of 35% carbamide peroxide with established intracoronar bleaching agents. *International Endodontic Journal*. 2004;37(7):483-8.
307. Nathoo SA. The chemistry and mechanisms of extrinsic and intrinsic discoloration. *The Journal of the American Dental Association*. 1997;128:6S-10S.
308. Gimlin DR, Schindler WG. The management of postbleaching cervical resorption. *Journal of Endodontics*. 1990;16(6):292-7.
309. Acar Ö, Tuncer D, Halaçoğlu DM, Fırat B. Beyazlatma sonrasında antioksidan uygulamasının minenin bağlanma kuvvetine etkisi. *Selcuk Dental Journal*. 2016;3:8-14.
310. Bonfante G, Kaizer OB, Pegoraro LF, Valle ALD. Fracture resistance and failure pattern of teeth submitted to internal bleaching with 37% carbamide peroxide, with application of different restorative procedures. *Journal of Applied Oral Science*. 2006;14(4):247-52.
311. Uzun G, Hersek N, Tincer T. Effect of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1999;81(5):616-20.
312. Miller T. A new material for periodontal splinting and orthodontic retention. *Compendium (Newtown, Pa)*. 1993;14(6):800, 2.
313. Torres-Sánchez C, Montoya-Salazar V, Córdoba P, Vélez C, Guzmán-Duran A, Gutierrez-Pérez J-L, et al. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with glass fiber reinforced posts and cast gold post and cores cemented with three cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013;110(2):127-33.
314. El-Ela OAA, Atta OA, El-Mowafy O. Fracture resistance of anterior teeth restored with a novel nonmetallic post. *Journal of the Canadian Dental Association*. 2008;74(5).
315. Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1999;81(3):262-9.

316. Akman S, Akman M, Eskitascioglu G, Belli S. Influence of several fibre- reinforced composite restoration techniques on cusp movement and fracture strength of molar teeth. *International Endodontic Journal*. 2011;44(5):407-15.
317. Alsamadani KH, Abdaziz E-SM, Gad E-S. Influence of different restorative techniques on the strength of endodontically treated weakened roots. *International Journal of Dentistry*. 2012;2012.
318. Amin RA, Mandour MH, El- Ghany A, Saleh O. Fracture strength and nanoleakage of weakened roots reconstructed using relined glass fiber– reinforced dowels combined with a novel prefabricated core system. *Journal of Prosthodontics*. 2014;23(6):484-94.
319. Sharma S, Attokaran G, Singh KS, Jerry JJ, Ahmed N, Mitra N. Comparative evaluation of fracture resistance of glass fiber reinforced, carbon, and quartz post in endodontically treated teeth: An in-vitro study. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*. 2016;6(4):373.
320. Akkayan B. An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zirconia dowel systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004;92(2):155-62.
321. Abduljawad M, Samran A, Kadour J, Al-Afandi M, Ghazal M, Kern M. Effect of fiber posts on the fracture resistance of endodontically treated anterior teeth with cervical cavities: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;116(1):80-4.
322. Khan SIR, Anupama R, Deepalakshmi M, Kumar KS. Effect of two different types of fibers on the fracture resistance of endodontically treated molars restored with composite resin. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2013;15(2).
323. Ayna B, Celenk S, Atakul F, Uysal E. Three- year clinical evaluation of endodontically treated anterior teeth restored with a polyethylene fibre- reinforced composite. *Australian Dental Journal*. 2009;54(2):136-40.
324. Junqueira R, Carvalho R, Marinho C, Valera M, Carvalho C. Influence of glass fibre post length and remaining dentine thickness on the fracture resistance of root filled teeth. *International Endodontic Journal*. 2017;50(6):569-77.
325. Hatta M, Shinya A, Vallittu PK, Shinya A, Lassila LV. High volume individual fibre post versus low volume fibre post: the fracture load of the restored tooth. *Journal of Dentistry*. 2011;39(1):65-71.
326. Bru E, Forner L, Llana C, Almenar A. Fibre post behaviour prediction factors. A review of the literature. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*. 2013;5(3):e150.
327. Guzy GE, Nicholls JJ. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1979;42(1):39-44.

328. Pilo R, Cardash HS, Levin E, Assif D. Effect of core stiffness on the in vitro fracture of crowned, endodontically treated teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002;88(3):302-6.
329. Naumann M, Metzdorf G, Fokkinga W, Watzke R, Sterzenbach G, Bayne S, et al. Influence of test parameters on in vitro fracture resistance of post-endodontic restorations: a structured review. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2009;36(4):299-312.
330. Schmitter M, Huy C, Ohlmann B, Gabbert O, Gilde H, Rammelsberg P. Fracture resistance of upper and lower incisors restored with glass fiber reinforced posts. *Journal of Endodontics*. 2006;32(4):328-30.
331. Koriath TW, Waldron TW, Versluis A, Schulte JK. Forces and moments generated at the dental incisors during forceful biting in humans. *Journal of Biomechanics*. 1997;30(6):631-3.
332. Takahashi N, Kitagami T, Komori T. Behaviour of teeth under various loading conditions with finite element method. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1980;7(6):453-61.
333. Ko C-C, Chu C-S, Chung K-H, Lee M-C. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1992;68(3):421-7.
334. Loney RW, Moulding MB, Ritsco RG. The effect of load angulation on fracture resistance of teeth restored with cast post and cores and crowns. *International Journal of Prosthodontics*. 1995;8(3).
335. Fernandes AS, Dessai GS. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. *International Journal of Prosthodontics*. 2001;14(4).
336. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials*. 2002;23(13):2667-82.
337. Hayashi M, Sugeta A, Takahashi Y, Imazato S, Ebisu S. Static and fatigue fracture resistances of pulpless teeth restored with post-cores. *Dental Materials*. 2008;24(9):1178-86.
338. Pantvisai P, Messer HH. Cuspal deflection in molars in relation to endodontic and restorative procedures. *Journal of Endodontics*. 1995;21(2):57-61.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Ad / Soyad : Öznur KÜÇÜK

Adres : Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Endodonti Anabilim Dalı, ISPARTA

E-Posta : dt.oznur_06@hotmail.com

Uyruk : T.C.

Doğum Tarihi : 23.09.1987

Yeri : Ankara

Cinsiyet : Kadın

EĞİTİM VE ÖĞRETİM

Lise : İncirli Lisesi/ Ankara (2006)

Üniversite : Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi/Konya (2012)

Uzmanlık : Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti
Anabilim Dalı (2015-2018)

Yabancı Dil : İngilizce



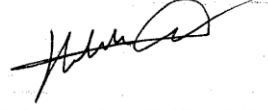
T.C.
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ
Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı

Sayı : 72867572-050- **S025**
Konu : Etik Kurul Kararı

27 Aralık 2016

Sayın Prof. Dr. A. Diljin KEÇECİ
Süleyman Demirel Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı

Sorumlu araştırmacı olduğunuz “Devital Beyazlatmanın Endodontik Tedavili Dişlerin Fraktür Direncine Etkisi Ve Fiber Materyallerle Güçlendirmenin Değerlendirilmesi” isimli çalışmanızın kurulumuz tarafından uygun görüldüğüne ilişkin 21/12/2016 tarih ve 192 sayılı Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Kararı yazımız ekinde gönderilmiştir.
Bilgilerinizi rica ederim.


Yrd. Doç. Dr. Halil AŞÇI
Başkan Yardımcısı

Ek : Etik Kurulu Kararı (2 Sayfa)

S.D.Ü. Tıp Fakültesi Dekanlığı Doğu Kampusu 32260 - ISPARTA
Tel : 0 (246) 2113704 Faks : 0 (246) 2371165
e-posta : tipetik@sdu.edu.tr İnternet Adresi : www.tip.sdu.edu.tr

Bilgi İçin : İ.Etem YETİŞE
Bilgisayar İşletme
Tel : 0 (246) 211370

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

Araştırmanın Açık Adı	Devital Beyazlatmanın Endodontik Tedavili Dişlerin Fraktür Direncine Etkisi Ve Fiber Materyallerle Güçlendirmenin Değerlendirilmesi. (21.12.2016 tarih ve 192 sayılı karar)
Araştırmanın Protokol Kodu	

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı - (2012-KAEK-38)			
	AÇIK ADRESİ	S.D.Ü. Doğu Kampüsü Tıp Fakültesi Dekanlığı Binası – ISPARTA			
	TELEFON	246.2113704			
	FAKS	246.2371165			
	E-POSTA	tipetik@sdu.edu.tr			
BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Prof. Dr. Ayşe Diljin KEÇECİ			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Endodonti			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı			
	VARSA İDARİ SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI				
	DESTEKLEYİCİ				
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ ÜNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için)				
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ				
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1 : <input type="checkbox"/>	FAZ 2 : <input type="checkbox"/>	FAZ 3 : <input type="checkbox"/>	FAZ 4 : <input type="checkbox"/>
		Gözlemsel ilaç çalışması	<input type="checkbox"/>		
		Tıbbi cihaz klinik araştırması	<input type="checkbox"/>		
İn vitro tıbbi tanı cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları		<input type="checkbox"/>			
İlaç dışı klinik araştırma		<input type="checkbox"/>			
	Diğer ise belirtiniz : Deneysel				
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>	
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili	
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>	
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	28.11.2016	01.001	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>	
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>	
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>	
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama			
	SIGORTA	<input type="checkbox"/>			
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input type="checkbox"/>			
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>			
	İLAN	<input type="checkbox"/>			
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>			
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>			
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	<input type="checkbox"/>			
DİĞER	<input type="checkbox"/>				

Yrd. Doç. Dr. Halil AŞÇI
Etik Kurul Başkan Yardımcısı

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

Araştırmanın Açık Adı		Devital Beyazlatmanın Endodontik Tedavili Dişlerin Fraktür Direncine Etkisi Ve							
Araştırmanın Protokol Kodu		Fiber Materyallerle Güçlendirmenin Değerlendirilmesi							
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 192		Tarih: 21.12.2016						
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.								
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU									
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI		İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu							
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:		Prof. Dr. Mustafa AKÇAM							
Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişkisi		Katılım *		İmza
Prof. Dr. Mustafa AKÇAM	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	KATILMADI
Prof. Dr. Mustafa TÜZ	Kulak Burun Boğaz Hast.	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Serpil DEMİRCİ	Nöroloji	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Buket ARIDOĞAN	Tıbbi Mikrobiyoloji	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Ahmet Nesimi KİŞİOĞLU	Halk Sağlığı	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Mekin SEZİK	Kadın Hast. ve Doğum	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Zeynep Dilek AYDIN	İç Hastalıkları	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	KATILMADI
Doç. Dr. Mehmet Fahrettin ÖNDER	Hukuk	SDÜ Hukuk Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Derya YILDIRIM	Ağız Diş ve Çene Radyoloji	SDÜ Diş Hek. Fak.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Halil AŞCI	Farmakoloji	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Derya CEYHAN	Pedodonti	SDÜ Diş Hek. Fak.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Uzman Dr. Seçkin AYDIN SAVAŞ	Plastik ve Estetik Cerrahi	Isparta Kamu Hastaneleri	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	YILLIK İZİN
Uzman Dr. Murat YILDIRIM	Kalp ve Damar Cerrahisi	Isparta Kamu Hastaneleri	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	YILLIK İZİN
Öğr. Gör. Mehmet Erhan ŞAHİN	Biyomedikal ve Cihaz Teknoloji	S.D.Ü M.Y.O.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Osman PARÇAOĞLU	Sivil Üye	Esnaf	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

* : Toplantıda Bulunma