

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**GENÇ DAİMİ DIŞ KÖKLERİNDE FARKLI KANAL
TEDAVİSİ YÖNTEMLERİNİN İN VİTRO KOŞULLARDA
KIRILMA DİRENCİNE ETKİSİ**

Dt. Bahar TEZEL ALIMCI

**Pedodonti Programı
DOKTORA TEZİ**

**ANKARA
2015**

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**GENÇ DAİMİ DIŞ KÖKLERİNDE FARKLI KANAL
TEDAVİSİ YÖNTEMLERİNİN İN VİTRO KOŞULLARDA
KIRILMA DİRENCİNE ETKİSİ**

Dt. Bahar TEZEL ALIMCI

**Pedodonti Programı
DOKTORA TEZİ**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. H. Cem GÜNGÖR**

**ANKARA
2015**

ONAY SAYFASI

Anabilim Dalı :Pedodonti
 Program :Pedodonti
 Tez Başlığı :Genç Daimi Diş Köklerinde
 Farklı Kanal Tedavisi Yöntemlerinin
 İn Vitro Koşullarda Kırılma Direncine Etkisi
 Öğrenci Adı-Soyadı :Bahar TEZEL ALIMCI
 Savunma Sınavı Tarihi :03.07.2015

Bu çalışma jürimiz tarafından yüksek lisans/doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: **Prof. Dr. Atilla S. ATAÇ**
 Hacettepe Üniversitesi



Tez danışmanı: **Prof. Dr. H. Cem GÜNGÖR**
 Hacettepe Üniversitesi



Üye: **Prof. Dr. Ayşegül ÖLMEZ**
 Gazi Üniversitesi



Üye: **Doç. Dr. Ceyhan ALTUN**
 Gülhane Askeri Tıp Akademisi



Üye: **Yrd. Doç. Dr. Tülin İLERİ KEÇELİ**
 Hacettepe Üniversitesi



ONAY

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.


 Prof. Dr. Ersin FADILIOĞLU
 Müdür

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca bilgi birikimi ve anlayışıyla bana güven veren değerli hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. H. Cem Güngör'e,

Beni her zaman destekleyen ve tüm sorularıma cevap bulabildiğim değerli hocam Prof. Dr. Zafer C. Çehreli'ye,

Tez izleme komitemin değerli üyesi sevgili hocam Prof. Dr. Atilla S. Ataç'a,

Tez konumu belirlememde bana yol gösteren sevgili hocam Prof. Dr. Nil Altay'a,

Çocuk diş hekimliğini bana öğreten ve sevgi dolu kalpleriyle kendimi her zaman yuvada hissetmemi sağlayan çok değerli hocalarım Prof. Dr. Meryem Tekçiçek, Prof. Dr. Seval Ölmez ve Prof. Dr. Melek Turgut'a,

Çok sevdiğim değerli asistan arkadaşlarım Dr. Esin Püşman, Dr. Ebru Canoğlu, Dr. Berna Çelik, Dr. Tülin İleri Keçeli, Dr. Seçil Bektaş Dönmez, Dr. Ayten Sönmez, Dr. İrem Demir, Dr. Burak Aksoy, Dr. Sezgi Eryürük, Dr. Beste Özgür, Dr. Gizem Ünverdi, Dt. Pınar Serdar Eymirli, Dt. Cansu Özşin, Dt. Gülsüm Atasever, Dt. Elif Ataol, Dt. Elif Yıldırım'a,

Pedodonti ailesinin değerli üyeleri Aysun Usta, Özlem Kale, Güzide Semerci, Aysel Delikaya, Mehtap Bilgin, Sultan Cangır, Ayten Mengüloğlu ve Necat Kaya'ya,

Yüreğimde yaşayan canım babaannem Neziha Tezel ve canım dedem Kadri Tezel'e,

Her an yanımda olan canlarım annem Sebiha Tezel, babam Abbas Tezel ve kardeşim Berk Tezel'e,

Beni her konuda yüreklendiren, tezin tüm aşamalarında yanımda olan ve sevgisiyle her şeyi daha anlamlı kılan biricik eşim Serkan Alımcı'ya,

Tez çalışmaları eşliğinde büyüyen ve bana güç veren canım kızım Çağla Alımcı'ya,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir (H.Ü.B.A.B. Destek Projesi (Proje No: 011D10201001)).

ÖZET

Tezel Alımcı, B. Genç daimi diş köklerinde farklı kanal tedavisi yöntemlerinin in vitro koşullarda kırılma direncine etkisi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Pedodonti Programı Doktora Tezi, Ankara, 2015. Pulpası enfekte genç daimi dişlerde mineral trioksit agregatı (MTA) ile yapılan apeksifikasyon sonrasında uygulanan farklı kanal tedavisi yöntemlerinin kırılma direncine olan etkisi ile kökün servikal bölgesine yerleştirilen MTA'nın servikal kök kırılığını önlemedeki etkisini incelemek için yapılan bu çalışmada toplam 112 adet çekilmiş insan daimi üst keser dişi kullanılmıştır. Dişlerin kök boyları 12 mm olarak ayarlandıktan sonra tüm dişlere genç daimi diş simülasyonu yapılmıştır. Negatif kontrol grubundaki dişlerin kök kanalları boş bırakılmış ve koronal dolguları yapılmamıştır. Pozitif kontrol grubundaki dişlere sadece MTA ile apikal tıkaç oluşturulup kanalların kalan kısmı boş bırakılarak koronal dolguları yapılmıştır. Diğer gruplardaki tüm dişlere de MTA ile 4 mm kalınlığında apikal tıkaç yapıldıktan sonra gruplara şu şekilde tedavi uygulanmıştır: FRC post-kök kanalına fiber post simantasyonu; GP/Endoplus-Endoplus kanal dolgu patıyla güta-perkanın lateral kondenzasyonu; GP/AH 26- AH 26 kanal dolgu patıyla güta-perkanın lateral kondenzasyonu. Alt gruplarda köklerin servikal uçlularına 4 mm kalınlığında MTA yerleştirilmiştir. Üniversal test cihazı (instron) kullanılarak tüm dişlerin servikal bölgesine lingualden dişin uzun eksenine 135 derecelik açıyla kırık oluşana dek kuvvet uygulanmıştır. Dişlerin kırılmaya dayanabildiği maksimum kuvvetler Newton cinsinden kaydedilmiştir. Verilerin istatistiksel analizinde ANOVA ve Student's t-testi kullanılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre GP/AH 26/MTA (+) olan grup en yüksek kırılma direncini gösterirken negatif kontrol grubunda en düşük kırılma direnci değerleri görülmüştür. En düşük kırılma direnci gösteren deney grubu FRC post/MTA (-) grubu olmuştur. İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte, servikale yerleştirilen MTA tüm gruplarda kırılma direncini hafif derecede arttırmıştır. Bu bulgular ışığında, kanal tedavisinde kullanılan materyallerin genç daimi dişlerin kırılma direncini değiştirdiği sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Genç daimi diş, kök kanal dolgusu, mineral trioksit agregatı, kırılma direnci

Destekleyen Kurum: H.Ü.B.A.B. Destek Projesi (Proje No: 011D10201001).

ABSTRACT

Tezel Alıncı, B. The in vitro effect of different kinds of root canal treatment methods in young permanent teeth to fracture resistance. Hacettepe University Institute of Health Sciences, Ph. D. Thesis in Pediatric Dentistry, Ankara, 2015.

The aim of this study is to investigate the effect of different root canal treatment methods in infected young permanent teeth after apexification with MTA to fracture resistance and the effect of MTA placed into the cervical third of the root in preventing cervical root fracture. One hundred and twelve extracted human permanent maxillary incisor teeth were used in this study. After all roots were brought to 12 mm in length, young permanent tooth simulation was done to all of them. The roots of teeth in negative control group were left empty and also without coronal filling. The control group had a 4-mm apical plug with no root filling on it but they had coronal filling. An apical plug of MTA (4-mm) was placed and the teeth were restored according to the following groups: FRC post-cementation of fibre post into the root canal; GP/Endoplus–lateral condensation of gutta-percha with Endoplus root canal sealer; GP/AH 26-lateral condensation of gutta-percha with AH 26 root canal sealer; the root canal was filled with gutta-percha and endodontic sealer (AH 26). Subgroups have 4-mm plug of MTA in the cervical third of the root. By using universal testing machine (instron) a load was applied on the lingual surface of the cervical portion of the root of all teeth at 135° to their long axis until fractured. Data was analysed by ANOVA and Student's t tests. According to the results obtained, teeth obturated with GP/AH 26/MTA (+) were associated with the highest fracture resistance, while the negative control group had the lowest values. FRC post/MTA (-) group had the lowest values among the experimental groups. Although there was no statistically significant difference, MTA placed in the cervical thirds of the roots showed slightly higher fracture resistance values than MTA(-) groups. It was concluded that different kinds of obturation materials alter the fracture resistance of immature roots.

Keywords: Young permanent tooth, root canal filling, mineral trioxide aggregate, fracture resistance.

This Ph. D. Thesis study was supported by Hacettepe University Scientific Research Foundation by Project No: 011D10201001.

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLER	x
TABLOLAR	xi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.2. Genç Daimi Dişler ve Kanal Tedavisi	4
2.2.1. Genç Daimi Dişler	4
2.2.2. Genç Daimi Dişlerde Kanal Tedavisine Sebep olan Faktörler	4
2.2.3. Genç Daimi Dişlerde Kanal Tedavisi	5
2.3. Genç Daimi Dişlerde Kök Kanallarının Dezenfeksiyonu	7
2.3.1. İrrigasyon Solüsyonları	7
2.3.2. Kanal İçi Medikamentler	8
2.4. Apeksifikasyon	9
2.4.1. Kalsiyum Hidroksit ile Apeksifikasyon	10
2.4.2. MTA ile Tek Seans Apeksifikasyon (Apikal Bariyer Tekniği)	11
2.5. Apeksifikasyon Sonrası Kök Kanalının Doldurulması	12
2.5.1. Kök Kanalının Güta-Perka ile Doldurulması	12
2.5.2. Kanal Tedavisinde Post Kullanımı	18
2.6. Fiber Post Sistemleri	19
2.7. Genç Daimi Dişlerde Kökleri Güçlendirmeye Yönelik Kanal Tedavisi Yöntemleri	21
2.8. MTA'nın Kırılma Dayanıklılığına Etkisi	23
2.9. Mineral trioksit agregatı (MTA)	23
2.9.1. MTA'nın özellikleri	24
2.9.2. MTA'nın Pedodonti'deki Klinik Kullanım Alanları	26

2.10. Kanal Tedavili Dişlerde Koronal Restorasyon	26
2.11. Kırılma Direncinin Ölçülmesi	27
3. GEREÇ VE YÖNTEM	28
3.1. Diş Seçim Kriterleri	28
3.2. Örneklerin İmmatür Diş Simülasyonu İçin Hazırlanması	29
3.3. İmmatür Diş Kök Kanal Sisteminin Simülasyonu	29
3.4. Kalsiyum Hidroksit Patıyla Kök Kanalının Dezenfeksiyonu	30
3.5. Simüle İmmatür Kök Kanallarına MTA ile Apeksifikasyon Uygulaması	31
3.6. Grupların hazırlanması	32
3.6.1. Negatif kontrol grubunun oluşturulması	32
3.6.2. Pozitif kontrol grubunun oluşturulması	32
3.6.3. MTA ile apeksifikasyonu sağlanan dişlerin FRC Post kanal dolgu sistemi ile doldurulması	32
3.6.4. FRC Post kanal dolgu sistemi ile doldurulan dişlerin kök kanallarının servikal üçlülerinin boşaltılıp MTA ile yeniden doldurulması	33
3.6.5. MTA ile apeksifikasyonu sağlanan dişlerin Güta-perka/ Endoplus kanal dolgu sistemi ile doldurulması	33
3.6.6. Güta-perka /Endoplus kanal dolgu sistemi ile doldurulan dişlerin kök kanallarının servikal üçlülerinin boşaltılıp MTA ile yeniden doldurulması	34
3.6.7. MTA ile apeksifikasyonu sağlanan dişlerin Güta-perka/AH 26 kanal dolgu sistemi ile doldurulması	34
3.6.8. Güta-perka /AH 26 kanal dolgu sistemi ile doldurulan dişlerin kök kanallarının servikal üçlülerinin boşaltılıp MTA ile yeniden doldurulması	35
3.7. Örneklerin Kırılma Testi için Akrilik Rezine İçine Gömülmesi	35
3.8. Kırılma Direnci Testi	36
4. BULGULAR	38
5. TARTIŞMA	43
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	48
KAYNAKLAR	49
EKLER	
EK-1 Etik Kurul İzni	

SİMGELER VE KISALTMALAR

CMCP	Kafurlu paraklorofenol
EDTA	Etilendiamin tetraasetik asit
FRC	Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit
GP	Güta-Perka
IPI	İyodin Potasyum İyodid
KH	Intermediate Restorative Material
MMP	Matriks metalloproteinaz
MT1	Membran Tip 1
MTA	Mineral Trioksit Agregatı
NaOCl	Sodyum hipoklorit
TERM	Temporary Endodontic Restorative Material
TIMP	Metalloproteinazın doku inhibitörü
UTC	Üniversal Test Cihazı

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Dişlerin boy ve genişlik ölçümlerinde kullanılan mikrometre	29
2.2. Kalsiyum hidroksit patı	30
2.3. MTA bariyeri ile apeksifikasyonu sağlanan diş	31
2.4. FRC kanal dolgu sistemi	33
2.5. GP/Endoplus kanal dolgu sistemi	34
2.6. GP/AH 26 kanal dolgu sistemi	35
2.7. Üniwersal Test Cihazı	36
2.8. Kırılmış diş örneği	36
4.1. Tüm grupların maksimum kuvvet dağılımları	41

TABLOLAR

Tablo	Sayfa
4.1. Gruplara göre maksimum yük düzeylerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler	38
4.2. Her bir materyal içerisinde MTA'nın maksimum yük üzerine etkisinin incelenmesi	39
4.3. MTA- ve MTA+ grupları içerisinde materyallerin maksimum yük üzerine etkisinin incelenmesi	40
4.4. Materyal ve MTA'ya göre maksimum yük düzeyleri	41
4.5. Test gruplarının dolgu özellikleri ve kırılma test sonuçları	42

1. GİRİŞ

Genç daimi dişler (immatür dişler) gelişimlerini henüz tamamlamamış oldukları için matür dişlere göre kırılmaya daha yatkındırlar (1-3). Diş hekimliğinde önemli bir sorun olarak tanımlanan diş kırığı, Kishen (4)'nin belirttiğine göre Braly ve diğ. (1981) ve Ellis ve diğ. (1999) tarafından çürük ve periodontal hastalıktan sonra diş kayıplarının en yaygın üçüncü nedeni olarak gösterilmiştir . Birçok in vivo çalışma [Petrokovski (1973), Gher (1987), Lagouvardos (1989), Patel (1995), Meister (1980), Joffe (1992), Loewenstein (1955)] kanal tedavisinin diş kırığı için büyük bir etyolojik faktör olduğunu vurgulamıştır (4). Özellikle genç daimi diş köklerinin matürasyonu henüz tamamlanmadığı için servikal bölgedeki dentin çok incedir ve bu nedenle kanal tedavili üst keser dişlerde servikal kök kırıklarına sıklıkla rastlanmaktadır (5).

Günümüze dek kanal tedavili genç daimi dişlerin kırılma dayanıklılığını arttırmak için çeşitli dolgu materyallerinin etkisi incelenmiştir (2,3,6-8). Yapılan çalışmalarda kök dentinine yapışabilen dolgu materyallerinin kanal tedavili kökleri güçlendirdiği gösterilmiştir (9-11). Kanal tedavisinde altın standart olarak kabul edilen güta-perkanın dentine yapışma özelliği yoktur ve dişi güçlendirmedeği gösterilmiştir (12-15). Bu amaçla güta-perka ile birlikte kullanılan kanal patlarının dentine yapışabilen patlar olmasıyla dişleri güçlendirebileceği öne sürülmüştür. Bu düşünceden hareketle çalışmamızda rezin esaslı kanal dolgu patları olan AH 26 ve Endoplus ayrı ayrı gruplarda güta-perka ile birlikte uygulanarak dişlerin kırılma dayanıklılığı değerlendirilmiştir.

Yine günümüze dek yapılan kırılma direnci ile ilgili çalışmalarda dentinin elastisite modülüne yakın olan kanal dolgu materyallerinin dişlerin kırılma direncini arttırdığı gösterilmiştir (16). Bu bilgidan yola çıkarak elastisite modülünün dentininkine yakın olduğu gösterilen (17) cam fiberle güçlendirilmiş kompozit postlar çalışmamızda kullanılarak dişlerin kırılma dirençleri değerlendirilmiştir.

Son yıllarda bazı çalışmalar (6,18) tarafından diş köklerinin kırılma dayanıklılığını arttırdığı gösterilen mineral trioksit agregatı (MTA)'nın servikal kök kırıklarının da önleyebileceği düşüncesiyle çalışmamızdaki gruplara alt gruplar oluşturularak bu dişlerin köklerinin servikal uçlülerine MTA yerleştirilip kırılma dirençleri test edilmiştir.

Katebzadeh ve diğ. (1) ve Pene ve diğ. (19) yaptıkları çalışmalarda dişlerin köklerini mine-sement birleşiminin 3 mm apikali boyunca yerleştirdikleri materyalle güçlendirdiklerini göstermişlerdir. Roghanizad ve Jones (20) da 1996 yılında yaptıkları çalışmalarında koronal mikrosızıntıyı azaltabileceğini düşünerek kök kanalının servikalindeki 3 mm'lik gütta-perkayı kaldırıp yerine restoratif materyal (Cavit, TERM veya kavite cilasıyla amalgam) yerleştirmişlerdir. Bu çalışmadan sonraki birçok çalışma da kanal girişine yerleştirilen bariyerlerin koronal mikrosızıntıyı önlemede olumlu etkileri olduğunu göstermiştir (21-26). Yüksek elastisite modülüne sahip restoratif materyallerin kanal girişine yerleştirilmesiyle kök kırıklarına neden olan kuvvetlere karşı da bir güç elde edilebileceği düşüncesiyle 2010 yılında yapılan bir çalışmada (27) Vitremer (cam iyonomer siman) ve FRC (fiberle güçlendirilmiş kompozit)'nin dişlerin kırılma dayanıklılığını arttırdığı gösterilmiştir. Kanal girişine yerleştirilen MTA'nın ise kırılma dayanıklılığına bir etkisi olmadığını bulmuşlardır. Literatürde bu konuyla ilgili çok az sayıda çalışma olduğundan hareketle bu tür bir tez çalışması yapılması planlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kanal Tedavisinin Kırılma Direnci Üzerine Etkisi

Kanal tedavisi, dişlerin kırılma direncini azaltır. Tedavi sırasında ve sonrasında dişlerin kırılma direncinin azalmasının sebebini açıklamak için birçok sebep öne sürülmüştür (28). Kanal tedavili dişlerde genellikle önceki patolojiye, kanal tedavisine ve/veya restoratif tedavilere bağlı olarak koronal ve radiküler doku kaybı meydana gelmektedir (4). Desai ve Chandler (28)'in belirttiğine göre Reeh (1989), Sedgley (1992), Tidmarsh (1996) çalışmalarında travma, çürük, restorasyonlar ve aşırı kök kanal tedavisi işlemlerine bağlı olarak pulpasız dişlerin kırılma dayanıklılığında azalma olduğunu göstermişlerdir (28). Koronal diş dokusu kaybı, pulpa dokusu kaybı ve çeşitli kanal dezenfektanlarının kullanımı dişlerin mekanik özelliklerini değiştirmektedir. Kishen (4)'nin belirttiğine göre Huang ve diğ.(1992) yapısal bütünlüğü devam ettirmek için dentin hacminin muhafaza edilmesinin önemini vurgulamışlardır.

Kanal dezenfeksiyonu ve preparasyonu için kullanılan materyallerin de dentinin fiziksel özellikleri üzerinde negatif etkisi vardır (28). Desai ve Chandler (28)'in belirttiğine göre; Arı (2004), Doğan (2001) ve Oliveira (2007) sodyum hipokloritin dentinin mikrosertliğini azaltabileceğini ve Cruz-Filho (2002), Hülsmann (2003) ve Patterson (1963) şelatlayıcı ajanların inorganik bileşenlerinin ortadan kaldırılmasıyla dentini yumuşatabileceğini bildirmişlerdir.

Cansız bir dişte diş dokusunun kaybı, kolajen dağılımındaki değişikliklerle birlikte kanal tedavisi görmüş dişlerin kırığa karşı artmış olan yatkınlığını daha da arttırabilmektedir. Alsamadani ve diğ.'nin belirttiğine göre Saleh (1999) ve Goldsmith (2002) su kaybı ve güta-perka kondenzasyonu işlemlerinin de kanal tedavili dişlerde dayanıksızlığa neden olabileceğini bildirmişlerdir (29). Helfer ve diğ. (1972) kırılmanın artmasının nedenini dentindeki nem kaybına bağlamışlardır. Papa ve diğ. (1994) ise vital pulpalı dişle kanal tedavili diş arasında nem içeriği yönünden önemsiz bir fark olduğunu rapor etmişlerdir (4).

2.2. Genç Daimi Dişler ve Kanal Tedavisi

2.2.1. Genç Daimi Dişler

Genç daimi dişler, kök gelişiminin ve apikal kapanmanın henüz tamamlanmadığı dişlerdir. Kök ucunun gelişimi, dişin sürmesini tamamlayıp antagonist diş ile oklüzyona ulaşmasından sonra da devam eder. Daimi dişlerin kök gelişimi, sürdükten sonraki 3 yıl içerisinde tamamlanır ve bu süreç sonuna kadar kök uçları açıktır. Bu sebeple 6 yaşından 3. molarların sürmesinden sonraki 2-3 yıl sonrasına kadar ağızda genç daimi dişler bulunur. Apeks kapandıktan sonra bu dişler matür dişler olarak sınıflandırılırlar (30).

2.2.2. Genç Daimi Dişlerde Kanal Tedavisine Sebep olan Faktörler

Diş çürüğü, travma ve diş anomalileri (dens invaginatus, dens evajinatus) gibi faktörler genç daimi dişlerin pulpalarının nekrotik hale gelmesinin potansiyel sebepleridir (31). Çocukluk döneminde genç daimi dişlerde kanal tedavisine sebep olan faktörler içerisinde en sık karşılaşılanları diş çürüğü ve travmatik yaralanmalardır (32).

Diş çürüğü, pulpaya ulaştığında pulpa dokusunun enflamasyonuna sebep olan çok faktörlü bir hastalıktır. Eğer bakteriler uzaklaştırılmazsa, kronik inflamasyon gelişebilir ve pulpa dokusunun bir kısmı canlılığını yitirebilir. Uzun dönem enflamasyon veya tekrarlayan lezyonlar pulpanın kendi kendini tamir etme yeteneğini azaltır ve sonuç olarak nekroz tüm kanala yayılır (32).

Çocuklarda ve ergenlerde yüz bölgesine gelen travmalar sıklıkla genç daimi dişlerde yaralanmalara sebep olmaktadır (33). Dental travma yaralanmaları sıklıkla 8-12 yaşları arasında meydana gelmektedir (3). Bu dönemde ağızın ön bölgesinde yer alan üst keser dişler henüz matürasyonlarını tamamlamamış durumdadırlar (33). Özellikle 8-10 yaşları arasında kök gelişimi henüz tamamlanmamış olduğu için travma büyük öneme sahiptir. Travmaya uğrayan dişi çevreleyen kan damarlarının tamamen ya da kısmen kopması veya ezilmesi sonucunda apikal kanlanma zarar görebilir. Apikal kanlanma tekrar sağlanamazsa veya yetersiz kalırsa pulpa canlılığını yitirir (31,32).

Ünal ve diğ. (34)'nin retrospektif bir çalışmalarında Sivas'ta 2007-2012 yılları arasında travmanın en sık 12-14 yaşları arasında olduğu (%14), en yaygın

yaralanma çeşidinin süt dişlerinde mine-dentin kırığı (%58) ve daimi dişlerde ise komplike kron kırığı olduğu (%39) bildirilmiştir. Dental yaralanmaların en büyük nedeninin düşmeler (%30) olduğu, daimi dişler için yapılan en yaygın tedavi işleminin kanal tedavisiz direkt restorasyon (%27) olduğu, süt dişleri için en yaygın tedavinin muayene ve takip (%42) olduğu, hem süt dişlenmede hem de daimi dişlenmede en sık etkilenen dişlerin üst santral keserler (%71) olduğu, travmanın en sık Haziran ve Temmuz aylarında meydana geldiği (%12-%8) ve sadece 63 çocuğun (%11) travmadan sonraki 30 dakika içinde kliniğe getirildiği bildirilmiştir (34).

Godoy ve diğ. (35)'nin belirttiğine göre Krasner ve diğ. okul çağındaki çocukların %25'inin dental yaralanmaya maruz kaldığını, Brickhouse ve diğ. ise okul çağındaki çocukların %25-%65'inde tedavi edilmemiş çürükler olduğunu bildirmişlerdir.

Kanal tedavisine sebep olan diğer faktörler dens evaginatus ve dens invaginatus anomalileridir (36,37). Dens invajinatus vakalarında sıklıkla çok ince bir sert doku tabakası pulpayı korur ve dişin erüpsiyonundan sonra genellikle çürük nedeniyle nekroz meydana gelir. Dens evajinatusta ise oklüzal yüzeyden veya ilgili dişin singulumundan uzanan mine kaplı bir sert doku çıkıntısı vardır. Vakaların %43'ünde bu tüberkülün içinde pulpa dokusu vardır. Eğer oklüzal kuvvetler nedeniyle tüberkül kırılırsa pulpa muhtemelen ekspoz olur. Bu ekspoz genç daimi dişin pulpasının nekroz olmasına sebep olabilir (37).

2.2.3. Genç Daimi Dişlerde Kanal Tedavisi

Genç daimi dişlerde nekroz veya pulpa hastalıkları sonucu canlı pulpanın kaybıyla birlikte kök gelişiminin durması ve apikal kapanmanın sağlanamaması sonucu açık apeksler gözlenmektedir (32,38,39).

Kök gelişiminin henüz tamamlanmamış olması, kök boyunun normalden kısa olmasından dolayı kron-kök oranının artması ve uzun-dönem prognozunun zayıf olması sebebiyle nekrotik genç daimi dişlerin kanal tedavisini yapmak çok zordur. İnce dentin duvarları ve açık apeks kök kanalının debridmanını zorlaştırır. Apikal kapanmadaki yetersizlik kök dolgusunun yapılmasını ve apikal sızdırmazlığın sağlanmasını zorlaştırır (32,38).

Genç daimi dişlerin kanalları çan biçiminde genişler ve kanal tedavisi görmüş çan şeklinde genişleyen bu köklerin kırılma riski yüksektir. Çünkü köklerin

dayanıklılığı kalan kök dentininin kalınlığıyla direkt olarak ilişkilidir (29). İnce dentin duvarları, bu dişlerin oklüzal kuvvetler altında kök kırığı riskini arttırlar (32). Genç daimi dişlerin kökleri; içlerine doğru uzanan derin çürükler, hekim-kaynaklı yanlış tedaviler, internal rezorpsiyon ve daha önceden yerleştirilmiş postların çıkarılması gibi nedenlerin sonucu olarak da ciddi şekilde güçsüzleşebilirler (29).

Kök uçlarının açık olması, diverjan apikal morfolojiye sahip olmaları, dentin duvarlarının ince ve zayıf olması, pulpa odalarının geniş olması ve sıklıkla koronal yapılarında kırık olması nedeniyle genç daimi dişlerde kanal tedavisi sırasında veya sonrasında servikal kırık başta olmak üzere kırık riski yüksektir (6). Desai ve Chandler (28)'in belirttiğine göre Cvek ve diğ. (5) pulpasız genç daimi anterior dişlerin servikal kök kırığına eğiliminin daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Cvek (1992) kendiliğinden veya ufak çarpmalar sebebiyle kanal tedavili immatür dişlerin %60'dan daha fazla bir insidansla servikal kök kırığına maruz kaldığını bildirmiştir (5,40).

Servikal kök kırığı insidansının kök gelişimi aşamasına bağlı olduğunu ilk olarak Cvek göstermiştir. Kök gelişiminin daha ileri aşamasında olan genç daimi dişler horizontal kırığa karşı kendilerini koruyacak yeterlikte dentin duvarı kalınlığına sahip olacaklardır. Gelişimin erken aşamasındaki dişlerin dentin duvarları çok daha incedir ve kırılmaya daha yatkındırlar. Bu nedenle kök gelişim aşamasının ve/veya kalan kök duvarı kalınlığının değerlendirilmesi kök kanal dolgu materyallerinin seçiminde büyük rol oynamalıdır. Dentin duvarının kalınlığı azaldıkça kırılma direnci dişi restore etmek için kullanılan materyallerin güçlendirme yeteneğine daha bağımlı hale gelir (2).

Bir retrospektif çalışmada Cvek (5) tarafından gözlemlenen tüm servikal kök kırıklarının yaklaşık olarak üçte ikisinin kök dolgusundan önce uzun dönem kalsiyum hidroksit (KH) pansumanı döneminde meydana geldiği rapor edilmiştir. En son çalışmalar, kök dentininin fiziksel özellikleri üzerinde uzun süreli kalsiyum hidroksitin olumsuz etkileri olduğunu göstermiştir. Andreasen ve arkadaşları kanala maksimum 4 hafta süreyle KH konulduktan sonra ardından kanalın MTA ile doldurulmasını önermişlerdir (41,42). Böylelikle KH'nin kanalda daha kısa süre

kalmasıyla kırık riski azalır ve güçlendirici dolgu malzemelerinin dişe çok daha erken uygulanması sağlanmış olur (28).

Andreasen ve diğ. (42) koyunların açık apeksli alt keser dişlerini kullanarak yaptıkları bir in vitro çalışmalarında (2002) uzun süreli KH pansumanının kökün dayanıklılığı üzerine negatif etkisi olduğunu fakat KH'nin 4 haftaya kadar kırılma dayanıklılığını olumsuz yönde etkilemediğini göstermişlerdir. Bir diğer in vitro deney ise daha önce geçirilmiş olan dental yaralanmanın dişin kırılmaya karşı dayanıklılığını %85'e kadar azalttığını göstermiştir (43). Genç daimi dişler normal çiğneme kuvvetleri veya sekonder travma kaynaklı kırılmalara çok yatkındırlar (3).

2.3. Genç Daimi Dişlerde Kök Kanallarının Dezenfeksiyonu

Genç daimi dişlerde ince ve kırılğan dentin duvarlarının varlığı bakterilerin uzaklaştırılması için yapılan mekanik debridman işlemini zorlaştırır. Sonuç olarak enfekte kök kanallarının dezenfeksiyonu irrigasyon solüsyonları ve intrakanal medikamentlerin kullanımına dayanmaktadır (44).

2.3.1. İrrigasyon Solüsyonları

Kök kanallarının dezenfeksiyonu için kullanılan irrigasyon solüsyonları genellikle tek başına değil kombinasyonlar şeklinde uygulanırlar.

Sodyum hipoklorit (NaOCl): En popüler irrigasyon solüsyonudur. Vital ve nekrotik organik artıklara karşı iyi bir çözücü etki göstermektedir. Antimikrobiyal özelliğe sahiptir ve düşük yüzey gerilimi sayesinde dentin duvarlarına kolayca difüze olabilmektedir. Kanal içinde lubrikant etki gösterebilmektedir. NaOCl, kolaylıkla temin edilebilir ve ucuzdur. Tüm bu olumlu özelliklerinden dolayı NaOCl irrigasyon amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır (45). NaOCl tek başına smear tabakayı tamamen kaldıramaz ancak EDTA (etilendiamin tetraasetik asit) ya da sitrik asitle kombine kullanıldığında tamamen kaldırması mümkün olabilir. Ancak son zamanlardaki in vitro çalışmalar dentinin sodyum hipoklorite uzun süre maruz kaldığında elastisitesinin ve bükülme direncinin azalabileceğini göstermiştir (46,47). Bu konu hakkında henüz bir klinik bilgi olmasa da sodyum hipokloritin vertikal kök kırığı riskini arttırabileceği düşüncesi öne sürülmüştür (45).

EDTA ve Sitrik Asit: Hidroksiapatit de dâhil olmak üzere inorganik maddeleri etkili bir şekilde çözerler. Organik yapı üzerine etkisi yok denecek kadar

azdır. Enstrumentasyonun sonunda ya da sodyum hipoklorit uygulaması sonrasında 2-3 dakika boyunca kanala uygulanırlar (45).

Klorheksidin diglukonat: Diş hekimliğinde dezenfeksiyon amacıyla yaygın olarak kullanılan klorheksidin diglukonatın antimikrobiyal aktivitesi iyidir. Endodontide irrigasyon solüsyonu ve intrakanal medikament olarak yaygın olarak kullanılmaktadır. Doku çözücü özelliği yoktur ve dentinde erozyona neden olmaz (45).

Diğer irrigasyon solüsyonları steril su, fizyolojik salin, hidrojen peroksit, üre peroksit ve iyodin bileşikleridir. Bunların hiçbirinin doku çözücü özelliği yoktur. İyodin bileşikleri dışında hiçbirisinin tek başına kullanıldığında antibakteriyel etkileri yoktur (45).

2.3.2. Kanal İçi Medikamentler

Kanal tedavisinin amaçlarından biri, kök kanal sistemindeki bakteri ve bakteriyen ürünlerini azaltmak ve elimine etmektir. Uygun temizleme, şekillendirme ve irrigasyonun bakterileri kanaldan ciddi biçimde azalttığı hatta bazen elimine ettiği gösterilmişse de kök kanal sisteminin dezenfeksiyonu için intrakanal medikasyon uygulamasının gerekli olduğu kanıtlanmıştır. İntrakanal medikasyonun kullanım amaçları; kök kanalındaki bakterileri yok etmek, fizyokimyasal bir bariyer oluşturarak bakterilerin beslenmesini engelleyip randevular arasında bakterilerin çoğalmasını ve kök kanalının tekrar enfekte olmasını önlemektir (48).

Apikal periododontitis tedavisinde kanalın şekillendirilmesi ve irrigasyonundan sonra artakalan mikroorganizmaları ortadan kaldırmak için intrakanal medikament kullanımı tavsiye edilmektedir. Bu amaç doğrultusunda birçok farklı medikament kullanılmıştır. Bunlar arasında kalsiyum hidroksit, fenol bileşikleri, ojenol ve kafurlu paraklorofenol (CMCP), iyodin potasyum iyodid (IPI), gluteralehit, formokrezol, ve kortikoid içeren veya içermeyen antibiyotikli patlar sayılabilir. Haapasalo'nun belirttiğine göre Byström ve ark. (1985) kalsiyum hidroksitin bir intrakanal medikament olarak CMCP veya kafurlu fenolden daha etkin olduğunu ve 35 kanaldan 34'ünü dört hafta içerisinde bakterilerden tamamen arındırdığını göstermişlerdir (49).

Kalsiyum Hidroksit: Kalsiyum hidroksitin kanal içi medikasyonda kullanılmasının nedeni antibakteriyel, antirezorbtif ve doku çözücü özellikleridir. Kalsiyum hidroksit, yüksek pH özelliği sayesinde bakteri hücre membranı ve protein yapısı üzerinde yıkıcı etkiye sahiptir. Yüksek pH ile salınan ve dentin tübülleri içinde direkt ve indirekt temas ile rol oynayan hidroksil iyonları kalsiyum hidroksite antimikrobiyal özellik kazandırır. Böylelikle kalsiyum hidroksitin bakterileri kök kanal boşluklarından elimine etmede oldukça etkili olduğu görülmüştür (48).

KH yüksek alkalinitesi ve bakteriyel endotoksinleri nötralize edici etkileri de dâhil olmak üzere bakterisidal etkilerinden dolayı kanal tedavisinde tercih edilen bir materyaldir. KH'in kök kanalında kalma süresinin uzunluğu; KH'in etkinliğini hidroksil iyonlarının dentinin içine yeterli konsantrasyonlarda difüzyonuna bağlı olarak etkileyebilir ve minimum sürenin 2-3 hafta olması önerilmektedir (50-52). Dandotikar ve diğ.'nin belirttiğine göre Ghose ve diğ. (1987) KH medikamentinin periapikal dokuyla yakın temasta olduğu zaman yararlı osseoindüktif eylemler gerçekleştiğini göstermişlerdir (50).

KH'nin uzun süreli kullanımı yüksek alkaliniteye bağlı olarak dentinin kolajen matriksini değiştirebilir (42,53). Bu dentin yapısının organik desteğini azaltır ve dolayısıyla dentinin mekanik özellikleri bu durumdan olumsuz etkilenir ve bu durum dişleri ikincil yaralanmalarda oluşacak kırıklara karşı daha duyarlı hale getirir (42).

Kalsiyum hidroksitin kanal içi medikament olarak uygulanmasından sonra (ki bu süre maksimum 4 hafta olarak belirlenmiştir) KH kanaldan uzaklaştırıldıktan sonra sıra kök ucu açık olan daimi diş için apeksifikasyon işleminin uygulanmasına gelir.

2.4. Apeksifikasyon

Apeksifikasyon genç daimi dişlerde pulpa nekrozuna bağlı olarak kökün büyüme ve gelişiminin durduğu durumlarda uygulanan bir tedavi yöntemidir. Amacı apikal bariyer oluşumunu sağlayıp kök kanal dolgu materyalinin sıkıştırılmasına izin vermektir (30,54,55).

Genç daimi dişlerdeki apeks iki şekilde varyasyon göstermektedir: apikal foramene doğru genişleyen huni şeklinde (blunderbuss) veya silindirik şeklinde. İki şekilde de konvansiyonel kanal tedavisi uygulanamaz. Ancak dolgu materyallerinin

ekstrüzyonunu önleyecek bir apikal tıkama yapmak zor olsa da imkânsız değildir (30).

Apeksifikasyon genellikle travmatik hasar sonucu canlılığını kaybeden kesici dişlere uygulanmaktadır. Pulpası çürükle ekspoz olan genç daimi dişlerde ve dens invaginatus gibi özel anatomik varyasyonlarda da endike olabilir. Abse, kist veya granülom sonucu oluşan enflamasyona bağlı kemik kaybı (rarefying osteitis) bulgularının görüldüğü dişlerde de bu işlem uygulanabilir. Apeksifikasyon esnasında kemiğin iyileşmesi kademeli olarak gözlenmektedir. Tedavinin bu biçimde yapılacağına karar verilmeden önce klinik ve radyografik değerlendirme yapılarak doğru teşhis konulmalıdır (30).

2.4.1. Kalsiyum Hidroksit ile Apeksifikasyon

Kalsifiye apikal bariyer oluşumunu uyararak ve bu bariyerin oluşmasıyla kök kanal dolgu materyallerinin kanala sıkıca yerleştirilmesine imkân sağlayan bir tekniktir (54). Kemomekanik kanal debridmanının ardından kök ucuna sert doku oluşumunu uyarabilen bir materyal yerleştirilir. Apeksifikasyonda kullanılan asıl materyal antibakteriyel etkisiyle kanal içindeki enfeksiyonu yok eden ve apikalde sert doku bariyeri oluşumunu uyarabilen kalsiyum hidroksittir (56). Apikal bariyer oluşumu %74-100 arası vakada sağlanmaktadır. En yaygın komplikasyon servikal kron veya kök kırığıdır çünkü dişin servikal kısmı çok incedir ve kolayca kırılabilir (30).

Kalsiyum hidroksitle apeksifikasyonun birtakım dezavantajları vardır. Sert doku oluşumu sadece apekte meydana geldiği için kökte hiçbir uzama ya da dentin duvarlarında kalınlaşma yani matürasyon olmaz ve dolayısıyla genç daimi dişin kanal duvarları ince ve kısa kalır (57). KH'nin yüksek pH'sının kök matürasyonunu veya pulpa rejenerasyonunu sağlayabilecek rejeneratif potansiyeli olan hücreleri yok ettiği düşünülmektedir (58). Kök gelişiminin devam etmemesi uzun dönem kök kırığı riskini artırır ve kron-kök oranı ilerde prostetik ve periodontal problem yaratacak şekilde olumsuz kalır (36,59,60).

İkinci olarak uzun dönem kalsiyum hidroksit pansumanı hidroskopik ve proteolitik aktivitesinden dolayı kök dentinini kırılabilir hale getirir ve kök kırığı riskini artırır (31,54,56,58,60,61). Uzun dönem KH kullanımı dişlerin kırılma dayanıklılığını anlamlı derecede azaltmaktadır (41,42). Andreasen ve arkadaşları

uzun dönem KH kullanımının gelişimi tamamlanmamış kökleri zayıflattığını ileri sürmüşlerdir ve bir yıl boyunca kanal içi kalsiyum hidroksit uygulamasının matür köklerin kırılma dayanıklılığını %50'ye kadar azalttığını göstermişlerdir (58).

Cvek (5) bir retrospektif klinik çalışmasında servikal kök kırığı oranının kök gelişim evresine bağlı olduğunu göstermiştir. Çoğu kırık uzun süreli kalsiyum hidroksit tedavisinin başlamasından itibaren 3 yıl içinde izlenmiştir. En az kök gelişimi olan dişlerde servikal kök kırığı oranı %77 iken en fazla kök gelişimi görülen dişlerde bu oran %28'dir. Cvek, kanal tedavili genç daimi dişlerde meydana gelen servikal kök kırıkları ile servikal rezorpsiyon defektleri (en düşük dayanıklılık bölgesi) arasında önemli ilişki olduğunu göstermiştir (2,34).

KH apeksifikasyonu uzun süren bir süreçtir ve medikamentin sık sık yenilenmesi gerekmektedir. Tedavi sürecinin uzun olması, hasta yaşı, periradiküler radyolusensilerin varlığı ve apikal genişliğin boyutu gibi faktörlere bağlıdır (55,56,62). Apikal bariyer oluşumu için gereken süre ortalama 12 ay olmakla birlikte 3-24 ay arasında değişmektedir (57). Tedavinin uzun sürmesi ve randevu sayısının fazla olması hastanın sabrını azaltır ve hasta takibi zorlaşır. Koronal restorasyonu geciktirir ve dolayısıyla kanallar tekrar enfekte olabilir. Tüm bu komplikasyonlardan dolayı artık kalsiyum hidroksit apeksifikasyonu yerine MTA ile apikal bariyer tekniği tercih edilmektedir (56,57,60,63).

2.4.2. MTA ile Tek Seans Apeksifikasyon (Apikal Bariyer Tekniği)

MTA, yüksek pH'sından dolayı antibakteriyel etkileri olan, sert doku oluşumunu uyaran, dentinden daha radyopak olan biyouyumlu bir materyaldir (55,60). MTA ile apikal tıkaç yönteminde öncelikle kanalın kemomekanik preparasyonu ve kalsiyum hidroksit ile en az bir hafta süren kısa dönem medikasyonu ile kanalın dezenfeksiyonu sağlanır. Sonraki randevuda sodyum hipoklorit ve %17'lik EDTA irrigasyonu ile kalsiyum hidroksit patı kanaldan uzaklaştırılır. Daha sonra kanallar kurutulduktan sonra kalın bir tabaka MTA kök kanalının apikal kısmına yerleştirilir (63). MTA kondense edilerek 4 mm'lik apikal tıkaç (3,6,64,65) oluşturulur ve radyografi alınarak doğruluğu kontrol edilir. MTA'nın üzerine ıslak pamuk pelet ya da kağıt kon yerleştirilir ve sertleşmesi için diş geçici olarak restore edilir. Kanallar daha sonra gütaperka ile doldurulur ve kompozit rezinle koronal restorasyon yapılır. Bazı çalışmalarda MTA bariyeri

oluşturulduktan sonra genç daimi diş köklerini güçlendireceği ve kök kırığı riskini azaltacağı düşüncesiyle kompozit rezinle kök kanal dolgusu yapılmıştır (54,66). Carvalho ve diğ. (67)'nin belirttiğine göre El-Khodery ve diğ. (1990) kök kanalı kompozit rezinle doldurulduğunda diş yapısının dayanıklılığının arttığını doğrulamışlardır.

Kalsiyum hidroksite göre çok sayıda avantajı olmasından dolayı MTA bu teknik için tercih edilen materyal olmuştur (58). MTA daha kısa tedavi süreci gerektirir ve hasta uyumu daha iyidir (68). MTA'nın biyouyumluluğu çok iyidir, kök ucundan çıkan MTA'nın olumsuz konak yanıtı üretmediği ya da periapikal iyileşmeyi etkilemediği çeşitli çalışmalar tarafından desteklenmiştir (69). MTA'nın sızdırmazlığı çok iyidir ve nemli ortamda sertleşmesi bir avantajdır. MTA ile apeksifikasyonda kök gelişiminin devamının sağlanamaması bu yöntemin bir limitasyonudur (70). MTA'nın pahalı olması da diğer bir limitasyonudur (35).

2.5. Apeksifikasyon Sonrası Kök Kanalının Doldurulması

Kanal tedavili genç daimi dişlerin travmadan ve normal oklüzal kuvvetlerden olası kırık riskine karşı korunabilmesi için kanalın doldurulmasında kullanılan materyalin kalan kökün yapısını güçlendirmesi gerekmektedir (2). Apeksifikasyon sonrası kanal doldurmada kullanılan bu materyalin güçlendirici özelliğinin yanında aynı zamanda yerleştirilmesi ve çıkarılması kolay, dentine yapışan ve mikrosızıntıyı önleyen bir materyal olması gerekmektedir (2).

2.5.1. Kök Kanalının Güta-Perka ile Doldurulması

İdeal bir kanal dolumu için gerekli görülen şartları şu ana kadar üretilen hiçbir materyal veya teknik tam anlamıyla yerine getirememiştir. Bununla birlikte çoğu araştırmacı tarafından altın standart olarak kabul edilen GP (güta-perka) ideal bir kök dolgu materyalinin sahip olması gereken çoğu özelliği taşımaktadır (12).

Güta-perkanın sızdırmazlık özelliği kesin değildir ve kanal tedavisinin yenilenmesi gerektiğinde kanaldan tamamen uzaklaştırılması mümkün değildir (12-15). Güta-perka diş dokusuna yapışmaz ve kanal tedavili dişleri güçlendirmez. Bu eksiklikleri tamamlamak için kök kanal dentinine yapışan cam iyonomer ve rezin gibi materyallerin kullanımına başvurulmuştur (12). GP ile birlikte AH26/AH-plus, Endorez, Realseal ve Epiphany gibi rezin esaslı patlar kullanılmaktadır. Bu rezin

bonding sistemlerin kullanım amacı obturasyon materyali, pat ve dentinin birbirine adezyonunu sağlayıp monoblok oluşturarak hermetik tıkaç oluşturmak ve kırılma direncini arttırmaktır. Diş dokusuna yapışmasının dezavantajı da tekrar tedavi gerektiğinde materyalin kanaldan uzaklaştırılmasının efektif olmamasıdır (71).

Kökleri güçlendirmek için dentin-materyal arayüzündeki stress yoğunluğunu en aza indirmek için elastisite modülü dentinin elastisite modülüne yakın bir değerde olan kanal dolgu materyallerini kullanmak gerekmektedir (72). Dentin dokusunun elastisite modülü yaklaşık 14-16 GPa'dır (27). Dentinin gerilme kuvveti 36-100 MPa arasındadır. GP ve Resilon'un sertliği kanal tedavili dişleri kuvvetlendiremeyecek kadar düşüktür (72). GP'nın elastisite modülünün sadece 77 MPa olması (72) ve dentin duvarına adezyon kabiliyetinin olmaması nedeniyle diş yapısının kırılmaya karşı direnç kazanması söz konusu değildir.

Konservatif tedavide kavite dolumu için kullanılan kompozit materyallerin dentin dokusu ile aynı elastisite modülüne sahip olmaları önemlidir. Bu sayede dentin dokusunun iç yüzeyinde oluşan ve dolgu maddesi ile dentin arasındaki bağlantının kopmasına neden olabilecek stres yoğunlukları engellenebilir. Bununla birlikte, GP kanal dolgu maddesi dişleri kuvvetlendirme mekanizması yönünden ekstra bir yarar sağlamamakla birlikte; hiçbir işlem yapılmamış bir diş, GP ile doldurulmuş dişe göre kırılmaya karşı daha dirençli olabilir (73).

Kök Kanal Dolgu Patları

Kök kanal dolgu patları kanala yerleştirilen katı kor materyalinin kanal duvarına adaptasyonunu sağlar ve bağlayıcı bir görev üstlenerek boşlukları doldurur. Ayrıca kanal patlarının içinde antimikrobiyal etki gösteren bileşimler vardır. Patların kök kanalına yerleştirilmesinden sonra, bu antiseptik özellik etkin hale geçer. Kanal patı, kanal içinde oluşturduğu kayganlaştırıcı özelliği ile de kor materyalinin kanal boşluğunda istenilen yere ulaşmasını sağlar (74).

Kök kanal tedavisinde en sık kullanılan kök kanal dolgu patları şu şekilde sınıflandırılmaktadır (75);

1. Çinko oksit Esaslılar
 - a. Çinko oksit-öjenol
 - b. İlaçlı olanlar
 - i. Paraformaldehit içerenler

- ii. Paraformaldehit içermeyenler
- c. Öjenolsüz çinko oksit
- 2. Polimerler
 - a. Epoksi rezin
 - b. Metakrilat rezin
 - c. Poliketon (polivinil) polimer
 - d. Silikon polimer
- 3. Kalsiyum Hidroksit Esaslılar
- 4. Cam İyonomer Esaslılar
- 5. Biyoseramik Esaslılar
 - a. Kalsiyum-silikat-fosfat içerenler
 - b. Mineral Trioksit Agregatı (MTA) içerenler

Çalışmamızda Kullanılan Kök Kanal Dolgu Patları

AH 26 (Dentsply, Konstanz/Germany): 1957 yılında Shroeder tarafından tanıtılmıştır. Kullanımı en çok tercih edilen kök kanal dolgu patlarından biridir. Epoksi rezin grubundan bir pat olan AH 26, toz ve sıvının karıştırılmasıyla elde edilir. Sarı renkli tozu, visköz rezin likit ile kalın kremi kıvamda karıştırılır. Tozunda; bizmut oksit, heksametilen tetramin, gümüş tozu, titanyum oksit bulunmaktadır. Toz içerisine radyoopaklaştırıcı olarak bizmut oksit ilave edilmiştir ve güta-perkaya yakın opasiteye sahiptir. Likitinde epoksi-bisfenol rezin bulunmaktadır. Likitinde bulunan bisfenol diglisidil eter, tozdaki heksametilen tetramin ile birleşerek polimerizasyonu başlatır. Bu reaksiyon sırasında açığa çıkan formaldehit, patın uzun süre antiseptik özellik göstermesini sağlar. Bununla birlikte formaldehit açığa çıkması nedeniyle pat yüksek bir toksisiteye sahip olur. Pat sertleştikçe toksisitesi azalır (71,75-78). Çalışma süresi 4,5 saat, sertleşme süresi vücut sıcaklığında 12 ile 48 saat arasındadır. Sertleşirken çok az miktarda büzülür. Akışkanlığından dolayı kullanımı kolay olan patın, dentin duvarlarına adaptasyonu iyidir. AH 26'nın adezyon kuvveti yüksektir. Özellikle smear tabakası uzaklaştırıldığında dentine adezyonu artar. Gümüş içeren ve içermeyen olmak üzere iki tipi bulunmaktadır (71,76).

Endoplus (President Dental GmbH, München/Germany): Çift şiringalı iki pattan oluşan epoksi rezin esaslı bir materyaldir. Her dental işlemde ve tüm yeni kök kanal sızdırmazlık teknikleri için kullanılabilir. Avantajları uzun dönem sızdırmazlık özelliğinin olması, boyutsal stabilitesinin iyi olması, biyouyumluluğunun mükemmel olması, kendinden yapışma özelliğinin olması ve radyoopasitesinin iyi olmasıdır. Güta-perka konlarıyla birlikte kullanıldığında karışımı kolay, hermetik sızdırmazlığı çok iyi, dişleri boyamayan, doku sıvılarında çözünmeyen, 23°C'de 35 dakikalık çalışma süresiyle, 37°C'de 45 dakikada sertleşmesiyle kullanıma elverişli bir materyaldir.

Güta-Perka ile Kanal Dolgu Teknikleri (75)

Dolgu materyali olarak güta-perka kullanıldığında kök kanal dolgu yöntemleri şu şekilde sınıflandırılabilir:

1. Soğuk güta-perkanın kullanıldığı teknik

- Lateral sıkıştırma tekniği

2. Kimyasal olarak yumuşatılmış güta-perkanın kullanıldığı teknik

- Kloroform, okaliptol, halotan

3. Isı ile yumuşatılmış güta-perkanın kullanıldığı teknikler

- Vertikal sıkıştırma tekniği
- Sistem B devamlı dalga sıkıştırma tekniği
- Lateral/vertikal sıkıştırma
- Parçalı sıkıştırma tekniği
- McSpadden sıkıştırma tekniği
- Termoplastisize güta-perkanın kullanıldığı teknikler
 - Obtura II
 - Ultrafil
 - Ultrasonik plastisizasyon
- Katı kor sıkıştırma tekniği
 - Termafil sistem
 - Gümüş kon obturasyon

Genç Daimi Dişlerde Güta-Perka Kondenzasyon Teknikleri

Genç daimi dişlerde apeksifikasyon işlemi ile apikal bariyer oluşturulmasının ardından, apikal bariyerin üzerinde kalan boşluğun GP/pat sistemi ile doldurulması sırasında genel olarak soğuk lateral kondenzasyon, sıcak vertikal kondenzasyon ve termoplastik enjeksiyon (Sistem B ve Obtura II) yöntemleri kullanılmaktadır (65)

Soğuk Lateral Kondenzasyon:

Soğuk lateral kondenzasyon dünya çapında en yaygın olarak öğretilen ve uygulanan kanal doldurma tekniğidir. Bu teknik değerlendirilen diğer obturasyon yöntemlerine göre ölçüt olarak kabul edilmektedir (79).

Matür dişlerde çalışma boyuna, immatür dişlerde ise apikal bariyere kadar olan boşluğun kanal patı ile kanala uyum sağlamış bir ana kon ve yardımcı konlar ile doldurulmasıdır. Apeksifikasyon sonrasında kanal dolum işleminde öncelikle tercih edilen kanal doldurma tekniğidir. GP'nın sıkıştırılabilir olma özelliği, bu yöntemin uygulanabilmesini sağlamıştır. GP ile birlikte kullanılan dolgu patı kanal içerisindeki düzensiz bölgelerin doldurulmasını sağlar. Bu tekniğin ucuza mal olma ve dolgunun uzunluğunu kontrol edebilme gibi avantajları vardır.

Sıcak Vertikal Kondenzasyon Tekniği:

Isıtılmış GP'nın vertikal yönde sıkıştırılması sonucunda kanalların üç boyutlu olarak doldurulabileceği düşüncesi ile geliştirilmiş bir yöntemdir. Apeksifikasyon sonrasında geri kalan kısım güta-perkanın küçük parçalarının ısıyla eritilerek kanala taşınması ve kanal içerisinde tepicilerle vertikal basınç uygulayarak vertikal yönde kanala sıkıştırılmaları ile doldurulur (75).

Güta-perkanın taşınmasını engelleyecek kadar aşırı ısı oluşumundan kaçınılması önemlidir. Yumuşatılmış güta-perka parçalarına pat uygulanmamalıdır, çünkü pat parçaların kanaldaki ana güta-perka kütesine yapışmasını engeller. Dolgunun tamamlanmasından sonra pulpa odasındaki artıkların uzaklaştırılması için pulpa odası alkollü pamuk ile silinir. Apikal bariyeri korumak adına aşırı basınçtan kaçınılmalıdır. Bu yöntemde dikkat edilmesi gereken diğer konu; aşırı vertikal basınca bağlı vertikal kök kırığı oluşabilme riskidir (75).

Termoplastik Enjeksiyon Tekniği:

Termoplastize GP enjeksiyonu ile ilgili teknikler içerisinde en sık kullanılanı Obtura II sistemidir. Bu yöntemde özel ısıtıcısında 160°C'ye kadar ısıtılmış GP bir enjektörün ucundaki özel gümüş kanüller aracılığıyla kanal içerisine enjekte edilmektedir. Obtura II sistemi, içi ısıtılmış bir maddeyle kaplı güta-perka toplarıyla yüklenmiş bir odacık içeren el tabancası içerir. Gümüş iğneler termoplastize maddeyi kanala taşımak için tabancaya takılır. Kontrol üniti operatöre sıcaklığı ayarlama ve

böylece güta-perkanın viskozitesini sağlama olanağı verir. Teknik GP kullanımından önce kanal duvarlarının patla örtülmesi işlemini gerektirir. Bu yöntemin avantajı kök kanal sistemi içerisinde yer alan yan kanallar ve girintilerin termoplastize GP ile yeterli derecede doldurulabilmesidir (75,80).

Kök kanalının doldurulmasında kullanılan sistemlerden biri de “Devamlı Isı ile Obturasyon Yöntemi”ni kullanan Sistem B’dir. Sistem B cihazı kontrollü bir ısı kaynağı ve oluşan ısıyı GP’ye ileten parçalardan oluşmaktadır. Sistem B ısı kaynağı 200°C’ye ayarlanarak tam gücüyle kullanılır. Sistem B’de standardize edilmemiş GP’ler kullanılır. Bu sistemin avantajları: ısı kontrolü, doldurma işleminin kısa bir sürede tamamlanabilmesi ve daha homojen bir dolgu elde edilmesi olarak sıralanabilir (81,82). Sistemin dezavantajları ise vertikal kırıkların daha sık ortaya çıkması, dar ve eğri kanallardaki uygulama zorluğu ve kök yüzeyinde ortaya çıkan ısının daha yüksek olmasıdır. Sistem B, klinik uygulamalarda homojen kanal dolumu sağlayabilmesi avantajı nedeniyle bazı araştırmacılar tarafından apeksifikasyon sonrasında mevcut kanal boşluğunun doldurulmasında tercih edilmektedir (83).

2.5.2. Kanal Tedavisinde Post Kullanımı

Kanal tedavisi sonrasında doku kaybıyla beraber dental yapıda zayıflama, fiziksel ve mekanik yapıda değişiklik, mine ve dentin renginde farklılaşma gibi sonuçlar görülebilir. Bu dişlerin restorasyonunda çoğunlukla post-kor uygulamasına gerek duyulmaktadır. Post-kor uygulamasındaki amaç kökleri kırığa karşı dirençli hale getirmek ve post retansiyonunu maksimum seviyeye getirmektir. Böylelikle diş estetik ve fonksiyon açısından ağza tekrar kazandırılmış olur. Bu işlem sırasında diştten olabildiğince az madde kaldırılması önerilmektedir. Çünkü dişin kuvvetlere karşı dayanma gücü geriye kalan sağlıklı diş dokusuyla direkt ilişkilidir (84).

Postların Sınıflandırılması (84)

- 1. Döküm postlar:** Prepare kök kanalının, rezin ya da mum kullanarak direkt veya indirekt ölçü ile alınan negatif ölçüden imal edilen postlardır. Günümüzde döküm postların dökümünde pahalı olmayan metaller kullanılmaktadır.
- 2. Prefabrike post sistemleri:** Kanal tedavisi yapılmış dişlerde restoratif işlemleri kolaylaştırmak ve hızlandırmak amacıyla geliştirilen ve farklı

dizaynlarda imal edilmiş, her bir sistemin kendine özgü avantaj ve dezavantajları olan restoratif sistemlerdir.

a. **Metal prefabrike post sistemleri:** Metal ve metal alaşımdan yapılan postların görsel sonuçları iyi değildir. Korozyon oluşturmaları ve sertlik derecelerinin yüksek olması diğer dezavantajlarıdır.

b. **Metal olmayan prefabrike post sistemleri**

i. Seramik içerikli post sistemleri

ii. Fiber post sistemleri

2.6. Fiber Post Sistemleri

Çeşitli materyallerin kanal tedavili dişlerin kırılma dayanıklılığını arttırdığı doğrulanmıştır. Cam fiber postlar da kırılma dayanıklılığı açısından umut vermektedir.

Fiber postlar ilk kez 1990 yılında Duret tarafından tanıtılmıştır. Amerika'da C-post olarak piyasaya sürülmüştür. Al Ansary ve diğ.'nin bildirdiğine göre Duret ve diğ. (1996) fiber postların elastisite modülünün dentinin elastisite modülüne benzediğini rapor etmişlerdir (40). Bu postların yüksek performansı, karbon fiber lifleriyle güçlendirilmelerinden kaynaklanmaktadır. Fiziksel yapısı sıkıştırılmış ve doğrusal olarak uzatılmış karbon fiberlerin epoksi rezin matris içine gömülmesiyle oluşturulmuştur. Farklı tip ve formdaki fiberlerin katıldıkları materyallerin mekanik ve fiziksel özelliklerini olumlu yönde değiştirdikleri görülmüştür. Önceleri fiberler, protetik olarak akrillerin kuvvetlendirilmesinde kullanılmış daha sonra ise kompozit rezinlere eklenmiştir. Bu materyalin post sistemi olarak kullanılmasındaki düşünce, postun kök dentininin fiziksel özelliklerini taklit edebildiği düşüncesi ve restore edilmiş dişte oluşan streslerin en uygun yolla dağıtılarak kök kırık insidansının azaltılmasıdır. En çok kullanılan fiber formları karbon ve quartz fiberlerdir (84).

Fiber ve rezin matrisin özellikleri birbirine yakın olmalıdır, aksi halde gelen kuvvetler karşısında rezin ve fiber ara yüzünde de mikro kırıklar ve ayrılmalar görülebilir. Piyasada kullanılan fiber postlardaki fiberlerin çapları 7-20 mikron arasında, hacim içindeki yüzdeleri ise %13-70 arasında değişmektedir (80).

Kullanılan fiber çeşitleri;

Karbon-fiber postlar: Biyouyumluluğu, korozyona direnci ve kuvvetli yapısı nedeniyle postlar için en uygun olanlardır. Mekanik özellikleri en iyi olan fiber grubudur. Karbon fiber post materyalinin elastisite modülü, dentinin elastisite modülüne oldukça yakındır, bu yüzden dişte daha az stres oluşmakta ve sonuçta daha az oranda kök kırıkları oluşmaktadır. Paslanmaz çeliğin elastisite modülü dentininkinden yaklaşık 20 kez daha fazladır, titanyum için ise bu oran 10 kattır. Karbon-fiber postların en büyük dezavantajı renklerinin siyah olması ve bu nedenle tüm seramik sistemlerin altında estetik olarak kötü bir görüntüye neden olmasıdır (80).

Cam fiber Postlar: Karbon-fiber postlar ile fiziksel özellikleri benzerlik göstermektedir. Karbon-fiber postlara göre oldukça estetik görünüşe sahiptirler. Bu postlar karbon-fiber bir çekirdek çevresine quartz fiberlerin yerleştirilmesiyle, sadece translüsent quartz fiberlerden veya silika zirkonyum cam fiberlerin epoksi rezin matriks içine yerleştirilmesiyle elde edilebilmektedir. En yaygın kullanılan tipi %50-60 SiO₂ ve diğer oksitleri içeren formudur. Ayrıca hareketli protezlerde kaide materyali olarak kullanılırlar. Nemli ortamdan etkilenmeleri; güç ve dayanıklılıklarında azalmaya neden olur (80).

Kompozit postların şok absorpsiyon özelliği vardır. Postun içeriğindeki rezin matriksin şok absorpsiyon etkisi sayesinde dentine ulaşan stres zayıflamaktadır. Bütün yapıştırma ajanlarıyla kimyasal adeziv bir bağlanma özelliği göstermektedirler. Ayrıca post yuvalarından çıkarılmaları oldukça kolaydır.

Aramid-fiber postlar: Bu tür fiberler daha çok köprü ve kron restorasyonlarında kullanılır. Genellikle rengi sarıdır, düşük yoğunluktadır. Ticari adı kevlar olarak bilinir. Basınç dayanıklılığı cam türü elyaflara yakındır. Kevlar elyaflı kompozitler cam elyaflı kompozitlere göre %35 daha hafiftir. (80,84).

Polietilen-fiber postlar: Işığı geçirebilme özelliğinde olan Ribbond estetik ve kolayca uygulanabilen bir materyaldir. Biyolojik olarak zararsızdır ve güçlü bir yapıya sahiptir. Kilitli ve kafes şeklinde bir yapıdadır. Düzensizliklere ve andırıklara adapte olarak dişe bağlandığı için sertleştikten sonra daha retantif olduğu ve rotasyon yapmadığı bildirilmiştir. Diş renginde olduğundan döküm veya prefabrik postlar gibi oksidasyon sonucu kök kanal duvarı boyunca ve yumuşak

dokuda renk değişimi yaratmamakta ve daha sonra yapılacak retorasyonu estetik açıdan olumsuz olarak etkilememektedir (80).

Çalışmamızda Kullandığımız FRC Postec Plus

FRC Postec Plus (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein); cam elyaf ile gulendirilmiş bir kompozitten yapılmış olan çok estetik ve çok radyoopak bir kök kanal postudur. FRC Postec'in geliştirilmiş versiyonudur. FRC Postec'in zayıf radyoopasite özelliği FRC Postec Plus'ta gul hale getirilmiştir. Kanal tedavisi uygulanan dişlerin ve koronal kısmı büyük oranda kaybolmuş dişlerin restorasyonlarında kullanılır.

FRC Postec Plus ile ilk defa cam elyafla gulendirilmiş post ile metalin radyoopasitesine yakın bir değere ulaşılmıştır. FRC Postec Plus kök kanal post sistemi, üç farklı boyda cam lifle gulendirilmiş ışık iletken post ve post yuvasının preparasyonu için kanala uygun, paslanmaz çelikten genişleticiler içerir.

Yeni cam elyafın, FRC Postec Plus için özel olarak geliştirilmiş kompozit matriks ile kombinasyonundan doğal bir Őeffaflık ortaya çıkar. Kompozit matriks içinde bulunan cam lifler ile FRC Postec Plus'un elastisite modülü metal veya seramik postlardan farklı olarak dentine benzer özelliktedir.

Adeziv simantasyon ile postun retansiyonu geleneksel simante edilen postlara göre üç dört kat daha fazla olur. FRC Postec Plus; her yönde translusens özelliğinin olması, radyoopasitesinin yüksek olması, retansiyonunun iyi olması ve klinik kullanımının kolay olması gibi avantajlara sahiptir. Kök koruyucu özelliğinin de olduğu üretici firma tarafından belirtilmektedir.

2.7. Genç Daimi Dişlerde Kökleri Gulendirmeye Yönelik Kanal Tedavisi Yöntemleri

Zayıflamış kök kanallarının restorasyonu için konvansiyonel ve radiküler gulendirme metodu olmak üzere iki çeşit metot önerilmektedir. Post veya pin kullanımını içeren konvansiyonel metotlar birçok sebepten dolayı bu zayıflamış kökleri restore etmek için uygun değildir. Kökün koronal kısmındaki dentinin yetersiz olmasından dolayı bu bölgeye retantif pin yerleştirilmesi mümkün değildir. Bir döküm metal postun yerleştirilmesi kökün zaten ince ve zayıflamış olan

kısımlarında kamalama kuvvetlerine sebep olabilir ve baskıları kök kanalının servikal bölgesinde toplayabilir (85-87).

Çan şeklindeki kanalın geometrisi çok geniş, konik ve retantif olmayan bir post kullanımına yol açar. Bu gibi durumlarda eğer bir prefabrike post kullanılırsa kök kanalındaki fazla boşluk kökün kırılma dayanıklılığını olumsuz yönde etkileyecek yapıştırıcı siman kütlesiyle dolacaktır (88,89).

Alternatif bir güçlendirme tekniği, zayıflamış köklerin tedavisi için kullanılabilir (90-92). Çan şeklinde sonlanan ve geniş olan bir kanal için post yerleştirmeden önce kayıp dentinin sert bir materyalle yeniden inşa edilmesi önemlidir (93). Kendiliğinden sertleşen kompozit kullanımı ilk olarak bu amaç için tanıtılmıştır fakat sertleşme süresini kontrol etmede zorluk yaşanmıştır (94,95). Diğer yandan ışıqla sertleşen kompozit kullanıldığında kompozitin derindeki tabakası uygun şekilde sertleştirilemez çünkü kompoziti sertleştirme derinliği sınırlıdır (96). Translüsen sertleşen post kullanımı (Luminex system, Dentatus Ltd, USA) klinik olarak yaygın kullanılmıştır ve kök kanalının derininde kompozitin sertleştirilmesi problemini çözmüştür (90,96). Işık geçiren plastik postun çıkarılmasını takiben aynı ölçüdeki prefabrike cam fiber post çift sertleşen rezin simanla simante edilir. Bu kombinasyonun elastisite modülü dentininkine yakındır ve bu katastrofik kök kırığının insidansını azaltabilir. Post kronlarda stresler kökün koronal üçlüsünde konsantre olur (97-100). Son zamanlarda, apikal ve koronal tıkamalarda ve kanal tedavisi görmüş dişlerin güçlendirilmesinde yapılan düzeltmelerin kanal dolgu materyallerinin intraradiküler dentine yapışması yoluyla yapılması önerilmektedir (101). Bu, mikrosızıntıyı ortadan kaldırmak ve diş yüzeyleri ve restoratif malzemeler arasındaki benzer monobloku oluşturarak koronal diş yapılarını güçlendirme girişimiyle intrakoronal restorasyonlar için kullanılan çağdaş adeziv yöntemlere benzer (102). 2004 yılında tanıtılan bir termoplastik sentetik polimer esaslı malzeme olan Resilon, güta-perkayla benzer şekilde işlev görür ve aynı kullanım özelliklerine sahiptir. Resilon konu ve rezin esaslı pat arasında sıkı bir yapışma sayesinde "monoblok" oluşur ve kırılmaya karşı duvarları güçlendirmek ve mikrosızıntıyı azaltmak için bir potansiyel oluşur (103).

Bir kök dolgu materyalinin kökleri güçlendirmesi için hem kor materyalinin hem de kanal dolgu patının gücü, elastisite modülü ve yapışma kuvveti dentininkine

yakın bir değerde olmalıdır (16). Kök dentinine yapışabilen kanal dolgu materyallerinin kullanılması da kanal tedavili dişlerin kırılma dayanıklılığını arttırmak için diğer bir yaklaşımdır (15,87,104). Ancak bir çalışmanın sonuçları materyal yeteri kadar sert olmadıkça sadece adeziv işlemlerin dentini kuvvetlendirmek için yeterli olmadığını göstermiştir (105).

2.8. MTA'nın Kırılma Dayanıklılığına Etkisi

Hatibovic-Kofman ve diğ. (7) 'nin belirttiğine göre White ve diğ. (2002) bir çalışmalarında KH ve MTA'nın 5 hafta sonunda kök dentinini zayıflattığını belirtmişlerdir. Dentinin mekanik özelliklerinin temelini oluşturan dentin matriksidir ve dentin matriksi çoğunlukla tip 1 kolajenden oluşmaktadır (106,107). Matriks metalloproteinaz (MMP)-2, 14 ve membran tip 1 (MT1) dentinin kolajen matriksinin yıkımında büyük rol oynamaktadır (108-110). Metalloproteinazın doku inhibitörü (TIMP), matriks metalloproteinazların aktif formlarını inhibe eder. Özellikle de TIMP-2, MMP-2'yi inhibe eder (111). Hem KH'nin hem de MTA'nın MMPlerin veya TIMP-2'nin aktivitelerini dolayısıyla da dentinin mekanik özelliklerini etkileyebileceği tahmin edilmektedir (7).

Hatibovic-Kofman ve diğ. (7) 2008 yılında yaptıkları histolojik analizde iki hafta sonrasında sadece MTA ile doldurulan kanallarda TIMP-2 varlığına rastlamışlardır. Boş bırakılan kanallarda ve KH ile doldurulan kanallarda ise TIMP-2 tespit edilememiştir. Önceki çalışmalar MTA'nın sementogenezisi (112) ve minimal ya da sıfır enflamasyon cevabıyla kemik depozisyonunu indüklediğini ortaya koymuştur (113). MTA'nın interlökin ve sitokinlerin üretiminin serbestleşmesini sağladığı da gösterilmiştir (114-116). Bu da TIMP ekspresyonunu teşvik ederek kolajen dejenerasyonunu önleyebilir (117). MTA ile tedavi edilmiş dişler, 3 grup arasında TIMP-2 ekspresyonu gösteren tek grup olduğu için kök dolgu materyali olarak MTA kullanımı dişleri zamanla kırılma haline gelmekten koruyabilir (7).

2.9. Mineral trioksit agregatı (MTA)

Mineral trioksit agregatı (MTA) 1993 yılında Kaliforniya'daki Loma Linda Üniversitesi'nden Dr. Mahmoud Torabinejad tarafından geliştirilmiş, endodontik yaklaşımlara yeni ufuklar açan biyouyumlu bir materyaldir (118-121). MTA ilk olarak kök kanal ucu dolgu materyali olarak kullanılmış (116), daha sonra pulpa

dokusunun kaplanması, furkal perforasyonların tamiri, iyatrojenik perforasyonların kanal içi tamiri, rezorpsiyon tedavisi, apeksifikasyon sırasında bariyer oluşturmaları gibi çeşitli klinik uygulamalarda da kullanım alanı bulmuştur (122). Bu uygulamaların temelini MTA'nın biyoyumluluğu, iyi örtme yeteneği, pulpa ve periradiküler dokuların rejenerasyonunu artırma kapasitesi gibi özellikleri oluşturmaktadır (118). Perez ve diğ. (123) MTA'nın devamlı olarak periodontal ligament dokularının rejenerasyonunu, sement benzeri materyalin apozisyonunu ve kemik oluşumunu teşvik edici özellikte olan ideal bir materyal olduğunu bildirmişlerdir.

Materyalin, ilk olarak gri versiyonu üretilmiş, ancak özellikle ön dişlerde renklenmeye neden olduğu için, daha sonra diş renginde (beyaz) MTA piyasaya sürülmüştür (124). Üreticiye göre beyaz ve gri MTA'ların her ikisi de; trikalsiyum silikat ($3CaO \cdot SiO_2$), dikalsiyum silikat ($2CaO \cdot SiO_2$), trikalsiyum alüminat ($3CaO \cdot Al_2O_3$), trikalsiyum oksit (Ca_2O_3), silikat oksit (SiO_2), kalsiyum sülfat dihidrat ($CaSO_4 \cdot 4H_2O$, Alçıtaşı) ana bileşenlerinden oluşmaktadır. Materyale radyoopasite sağlamak amacıyla, bizmut oksit (Bi_2O_3) katılmaktadır. İçerik olarak, beyaz renkli MTA'da tetrakalsiyum alüminoferrit ($4CaO \cdot Al_2O_3 \cdot Fe_2O_3$) gibi demir içerikli bileşenlerin olmadığı ve beyaz MTA'nın gri renkliye göre daha küçük partiküller içerdiği bildirilmektedir (125,126). Her iki versiyonun da ağırlık açısından kaba formulasyonu % 75 Portland çimentosu, % 20 bizmut oksit ve % 5 alçı taşıdır (125).

MTA'nın ticari formları ProRoot MTA (Dentsply), White ProRoot MTA (Dentsply), MTA-Angelus (Solucos Odontologicas), MTA-Angelus Blanco (Solucos Odontologicas), MTA Bio (Solucos Odontologicas)'dur (127).

Bizmut oksitin radyoopasiteyi geliştirdiği söylene de MTA-Angelus, ProRoot MTA'ya göre daha az bizmut oksit içermesine rağmen daha radyoopaktır (128).

2.9.1. MTA'nın özellikleri

1. Basınç dayanımı: MTA'nın 24 saat sonraki basınç dayanımı amalgam, IRM ve Super EBA'dan anlamlı derecede düşük bulunmuştur fakat 3 hafta sonunda

Super EBA, IRM ve MTA arasında basınç dayanımı yönünden anlamlı bir fark bulunamamıştır (129).

2. Radyoopasite: MTA; IRM, Super EBA, amalgam veya gütaperkadan daha az radyopak ve çinkooksit ojenol ile benzer radyodensiteye sahiptir (130). MTA'nın ortalama radyoopasitesi eşdeğer kalınlıktaki alüminyumun 7.17 mm'si kadardır ki bu radyografik olarak kolaylıkla izlenmesi için yeterlidir (129).

3. Çözünürlük: Sertleşmiş MTA'da çözünürlüğün hiçbir belirtisi görülmesi de (129) Rao ve diğ. (119)'nin belirttiğine göre Budig ve Eleazer çalışmalarında karıştırma esnasında gereğinden fazla su kullanılırsa MTA'nın çözünürlüğünün artabileceğini belirtmişlerdir.

4. Marjinal adaptasyon ve sızdırmazlık kabiliyeti: Torabinejad ve arkadaşlarına göre MTA'nın üstün sızdırmazlık özelliği vardır ve hiçbir deneysel örnekte boşluk bulunmamıştır (131). Yaklaşık 4 mm kalınlığındaki MTA, iyi bir sızdırmazlık için yeterlidir (132). MTA'nın sertleşme sırasında genişmesi mükemmel sızdırmazlık kabiliyeti için bir neden olabilir (133). Rezidüel KH MTA'nın dentine adaptasyonunu bozabilir, mekanik bir engel gibi hareket ederek ya da MTA ile kimyasal reaksiyona girerek sızdırmazlık gücünü azaltabilir (127).

5. Antibakteriyel ve antifungal özelliği: Kök kanalı florasında çok azı fakültatif anaerob olmak üzere anaerobik bakteriler baskındır. Ancak Torabinejad ve diğ. (134) MTA'nın anaeroblara karşı antimikrobiyal aktivite göstermediğini ancak dokuz fakültatif bakteriden beşine (*S.mitis*, *S.mutans*, *S.salivarius*, *Lactobacillus* ve *S.epidermidis*) bazı etkileri olduğunu göstermişlerdir. Bu durumda kanal tedavisinde MTA'nın direkt antibakteriyel faydası olmayabilir.

6. Diğer dental materyallerle etkileşimi: MTA başka herhangi bir restoratif materyalle reaksiyona girmez. Daimi dolgu materyali olarak kullanılan cam iyonomer simanlar veya kompozit rezinler üzerine yerleştirildiğinde MTA'nın sertleşmesini etkilemezler.

7. Biyouyumluluk: MTA, yüksek derecede biyouyumlu bir materyaldir. 1980 yılında yayınlanan bir metaanalizde periapikal cerrahide kullanılan dolgu

materyallerini konu alan 30 adet makale değerlendirilmiştir. MTA, gümüş amalgam, IRM ve Super EBA'nın değerlendirildiği bu analizin sonuçlarına göre MTA'nın içlerindeki en biyouyumlu materyal olduğu belirtilmiştir. Sadece MTA grubunda inflamatuvar cevap gözlenmemiştir (135).

8. Doku rejenerasyonu: MTA, sementoblastları aktive edip sementum oluşturabilme yeteneğine sahiptir (136). MTA sürekli olarak sementumun büyümesine izin vererek periodontal ligamentin rejenerasyonunu kolaylaştırır. Kemik iyileşmesine izin verir ve birçok vakada klinik semptomları elimine ettiği görülmüştür (137).

9. Mineralizasyon: MTA, tıpkı KH gibi dentin köprüsü oluşumunu uyarır. MTA'da dentin köprüsü oluşumu daha hızlı ve daha eksiksizdir. Yani KH ile oluşan dentin köprüsünde tünel defektlerine rastlanırken MTA ile oluşturulan dentin köprüsünde tünel defektlerine rastlanmamıştır (122). Birçok araştırmacıya göre MTA'nın sert doku oluşturması, materyalin sızdırmazlık özelliğinin, yüksek doku uyumunun ve bazik karakterde olmasının bir sonucudur (122,131,138).

2.9.2. MTA'nın Pedodonti'deki Klinik Kullanım Alanları

- Kuafaj materyali olarak,
- Amputasyon materyali olarak,
- Apeksifikasyon sırasında apikal tıkaç materyali olarak,
- Kök rezorpsiyon alanlarının tamirinde,
- Furka ve kök perforasyonlarının onarımında tamir materyali olarak,
- Retrograd dolgu materyali olarak,
- Kök kırıklarında tamir materyali olarak,
- Süt dişinin altında daimi diş germi yoksa süt dişinde kanal dolgu materyali olarak kullanılmaktadır (119).

2.10. Kanal Tedavili Dişlerde Koronal Restorasyon

Minimal seviyeden orta seviyeye kadar diş dokusu kaybı olan dişlerde direkt kompozit rezin restorasyonlar tercih edilmektedir. Kompozit rezin dişin yapısına bağlanma kabiliyetinden dolayı iyi bir sızdırmazlık sağlamaktadır (139).

2.11. Kırılma Direncinin Ölçülmesi

Kanal tedavisi sırasında kök dentin dokusunun kırılmaya karşı direncini arttırabilmek için farklı kök kanal dolgu sistemleri kullanılarak yapılan çalışmalarda kırılma direncinin ölçülmesi amacıyla Üniversal Test Cihazı (UTC) kullanılmıştır (2,3,8,9).

Kırılma direnci testlerinde hazırlanan diş örnekleri, yerleştirilecekleri yuvanın şekline uygun olarak otopolimerizan akrilik rezin kalıp içerisine gömülür. Bu işlemin ardından test cihazına yerleştirilen örneğe belirlenmiş bir ekseninde kontrollü bir hızda bir uç yardımıyla kuvvet uygulanır. Kuvvetin uygulanmasında kullanılan uçlar küt, bıçak sırtı veya keski şeklinde olabilir. Endodontik amaçlı uygulanan kırılma direnci testlerinde genel olarak bıçak sırtı şeklinde sonlanan uçlar kullanılmaktadır.

Kırılma direnci testlerinde hazırlanan örneklere 135 derecelik bir açıyla (67), dişlerin lingualinden (3,67) kuvvet uygulanmıştır. Uygulanan kuvvetin hızı mm/dk. olarak ayarlanır. Diş örneklerinin kırılma direnci testlerinde genelde uygulanan kuvvet hızı 5 mm/dk.'dır (3,8). Diş örneğinin kırıldığı andaki maksimum kuvvet (Fmaks) test cihazındaki yük hücresi aracılığı ile ölçülerek Newton (N) veya Megapascal (MPa) olarak kaydedilir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırmamızda, Güta-perka/AH 26 (Dentsply, Konstanz/Germany) kök kanal dolgu sistemi, Güta-perka/Endoplus (President Dental GmbH, München/Germany) kök kanal dolgu sistemi ve FRC post (Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan, Liechtenstein) kök kanal dolgu sistemi kullanılarak kanal tedavileri yapılan simüle edilmiş immatür dişler kırılma direnci yönünden incelenmiştir.

Araştırma için gerekli olan etik kurul onayı, **FON 11/13-20** nolu karar ve B.30.2.HAC.0.20.05.04/442 sayılı etik kurul raporu ile Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu'ndan 24 Mart 2011 tarihinde alınmıştır (Bkz. Ek-1). Bu çalışma (Proje No: 011D10201001) Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Birimi tarafından desteklenmiştir. Çalışmamızın deney aşamaları Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Ana Bilim Dalı'nda ve Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

Araştırmamızı oluşturan her parametrede, tüm gruplar için hazırlanacak örneklerin sayı ve dağılımları, Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'nda yapılan Power Analiz Yöntemi ile belirlenmiştir. Buna göre araştırma grubu sayısı 8, her bir grup için yer alacak örnek sayısı 14 adet olarak belirlenmiştir.

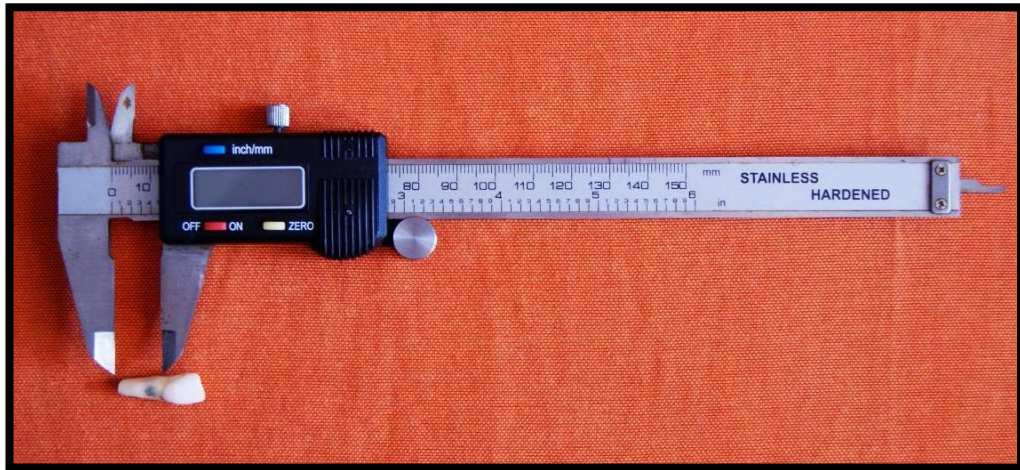
Yapılan bir araştırmada dayanıklılık kuvveti ortalaması 1552,35+-387,48 olarak bulunmuştur (2). Çalışmamızda %20'lik bir sapmayı %5 hata ve %80 power ile saptayabilmek için alınması gereken diş sayısı her grup için 14 olarak hesaplanmıştır.

3.1. Diş Seçim Kriterleri

Periodontal nedenlerle çekilmiş tek köklü ve tek kanallı 112 adet üst keser insan dişi araştırma kapsamına alınmıştır. Kronunda çürük, kırık, çatlak ve restorasyon bulunan ve ayrıca kırık, çatlak veya rezorpsiyon oluşmuş köklere sahip daimi dişler araştırmaya dâhil edilmemiştir. Dişler, üzerlerindeki yumuşak doku artıkları küretler ile dikkatlice temizlenerek uzaklaştırıldıktan sonra çalışmada kullanılıncaya kadar serum fizyolojik solüsyonunda bekletilmiştir.

3.2. Örneklerin İmmatür Diş Simülasyonu İçin Hazırlanması

Araştırmamızda, Gütaperka/AH 26 kanal dolgu sistemi, Gütaperka/Endoplus kanal dolgu sistemi ve FRC post kanal dolgu sistemlerinin kırılma dirençlerinin değerlendirilmesinde kullanılan 112 adet dişin kök standardizasyonu için, mikrometre (Şekil 2.1.) kullanılarak mine-sement sınırının 2 mm apikalinden mezio-distal ve bukkal-lingual genişlik ölçümleri yapılmıştır. Elde edilen ölçümlere göre ortaya çıkan ortalama değerlerden belirgin şekilde farklı kök kalınlığına sahip olan dişler çalışma kapsamına alınmamıştır. Çalışmaya dâhil edilen 112 dişin hepsi kök boyu 12 mm olacak şekilde mine-sement sınırından apikale doğru ölçülmüş ve fazla olan kök kısmı apikalden su soğutmalı elmas diskler ile kesilerek uzaklaştırılmıştır. Daha sonra her bir dişin kronunda aeratör ile her biri aynı kalınlıkta ve grende elmas fissür frezler kullanılarak giriş kavitesi hazırlanmıştır.



Şekil 2.1. Dişlerin boy ve genişlik ölçümlerinde kullanılan mikrometre

3.3. İmmatür Diş Kök Kanal Sisteminin Simülasyonu

İmmatür diş simülasyonunda çalışma boyu 25 numara K-Tipi kanal eğesi ile tespit edilmiş ve apikalde kalsifiye bariyer oluştuğu düşünülerek kök ucu hizasında sonlandırılmıştır. Tüm dişlerin kanalları 40 numaraya kadar döner aletlerle ve sonrasında da 80 numaraya kadar K-tipi ve H-tipi kanal eğeleriyle genişletilmiştir. Sonrasında her bir kanalın koronal 1/3'lük kısmı 2-6 numara Gates Glidden frezler ve 2 numara Peeso reamer ile genişletilmiştir. 1/3'lük orta kısım, 80 numara K-Tipi eğe açık olan kök apeksine rahatça ulaşana kadar çevresel eğeleme yöntemi ile oluşturulmuştur. Kanalın apikal üçlüsü ise 2-6 numara Gates glidden frezler ve 2

numara Peeso reamer ile retrograd olarak genişletilmiş ve blunderbuss tipte sonlanma şekli her bir örneğin kök apeksinde yansıtılmıştır. Kök kanalları, preparasyon amacıyla kullanılan her aletin değişiminde % 2,5'lik NaOCl ile yıkanmıştır. Tüm örneklerde preparasyondan sonra kanallar % 2,5 NaOCl ve serum fizyolojik ile yıkanmış ve kâğıt konlarla kurulanmıştır.

3.4. Kalsiyum Hidroksit Patıyla Kök Kanalının Dezenfeksiyonu

Kök kanal sistemlerinin immatür diş simülasyonundan sonra kanallar dezenfeksiyon amacıyla KH patıyla (Şekil 2.2.) doldurulmuştur. Kanala gönderilecek olan KH'in açık olan kök ucundan dışarı taşmaması için kanal boşluğu kâğıt konlar ile doldurularak kök ucu modelaj mumu ile kaplanmıştır.

Apikal bariyerin oluşturulmasının ardından kanal içerisinde bulunan kâğıt konlar çıkartılmıştır. Bu işlemlerden sonra örneklerin hepsi apeksifikasyon tedavisinde olduğu gibi KH patı (Kalsinpaste) ile doldurulmuştur.



Şekil 2.2. Kalsiyum hidroksit patı

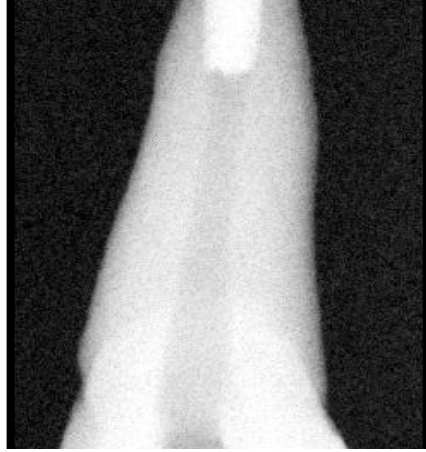
KH dolum işleminden sonra her örnekten radyograf alınarak kanal boşluğunun KH ile tam olarak doldurulduğu kontrol edilmiş ve kanal ağzına pamuk pelet yerleştirilip üzeri Cavit (Cavit G, 3M Espe, Seefeld, Germany) ile kapatılmıştır. Örnekler daha sonra 37°C'de etüv içerisinde % 100 nemli ortamda 30 gün boyunca bekletilmiştir.

Bekletilme işleminin ardından kanal ağzlarına yerleştirilmiş Cavit ve pamuk pelet uzaklaştırılmış ve kanallar NaOCl ve serum fizyolojik ile yıkanmıştır. KH kök kanal sisteminden uzaklaştırıldıktan sonra kanallar kâğıt konlar ile kurulanmıştır.

Kök kanallarından KH uzaklaştırıldıktan sonra örnekler MTA (Angelus, Brezilya) ile apeksifikasyonlarının yapılabilmesi için hazır hale gelmiştir.

3.5. Simüle İmmatür Kök Kanallarına MTA ile Apeksifikasyon Uygulaması

Negatif kontrol grubu hariç tüm dişlerin apikal 1/3'lük kısımları MTA ile doldurulup apikal tıkaç oluşturulmuştur. Bu işlem için öncelikle kök kanalının apikal kısmı serum fizyolojikle hafif nemlendirilmiştir. Sonrasında üretici firmanın önerileri doğrultusunda 1 ölçek MTA Angelus tozu 1 damla distile su ile karıştırılmıştır. Karışım homojen bir hal alıncaya çimentoya benzer bir görünüme ulaşana kadar karıştırılmalıdır. Hazırlanan MTA toplam 4 mm kalınlıkta olacak şekilde MTA tabancasıyla apikal üçlüye parça parça yerleştirilmiştir. MTA kök ucuna tabancayla parça parça konulurken 80'lik güta-perka ile hafifçe kondanse edilmiştir. Alınan radyograf (Şekil 2.3.) ile MTA yerleşiminin doğruluğu kontrol edilmiştir. Doğruluğundan emin olunca nemli ortamı sağlamak için 80'lik kağıt kon ıslatılıp MTA'nın üzerine konulmuştur. Sonra dişlerin kronları pamuk ve Cavit ile kapatılıp 3 gün boyunca nemli ortamda bekletilmiştir. MTA ile apeksifikasyonu sağlanan dişlerden sadece pozitif kontrol grubundakilerin daimi kanal dolguları yapılmamıştır.



Şekil 2.3. MTA bariyeri ile apeksifikasyonu sağlanan diş

3.6. Grupların hazırlanması

3.6.1. Negatif kontrol grubunun oluşturulması

GRUP 1: Negatif kontrol grubu: Çalışmanın başlangıç aşamasında rastgele seçilen 14 adet daimi diş immatür diş simülasyonları yapıldıktan sonra hiçbir işlem yapılmadan kırılma direnci testi için nemli ortamda bekletilmiştir.

3.6.2. Pozitif kontrol grubunun oluşturulması

GRUP 2: Pozitif kontrol grubu: Rastgele seçilen 14 adet simüle immatür diş örneğinin kanallarının apikal 1/3lük kısımları (4 mm) MTA ile doldurularak apeksifikasyonları sağlanıp kanalın geri kalan kısmı boş bırakılarak kanal ağzına pamuk pelet yerleştirilip daimi koronal restorasyonları çinko fosfat siman (Medental, U.S.A) kaide ve kompozit rezin esaslı dolgu materyali (Charisma, Heraeus Kulzer GmbH) ile yapılmıştır.

3.6.3. MTA ile apeksifikasyonu sağlanan dişlerin FRC Post kanal dolgu sistemi ile doldurulması

GRUP 3: FRC Post Deney Grubu: Bu gruptaki 14 adet dişin MTA bariyeri üzerindeki kalan kanal kısımlarının FRC Post kanal dolgu sistemi (Şekil 2.4.) ile doldurulması için öncelikle Cavit ve pamuk çıkarılıp MTA tıkaçı kanal eğesiyle kontrol edildikten sonra kök kanalı serum fizyolojikle yıkanıp kurutulmuştur. Daha sonra FRC post, Multicore Flow (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile kanal içine yapıştırılarak MTA'nın üzerine yerleştirilmiştir. Dişlerin kanal dolguları üzerine çinko fosfat siman yerleştirildikten sonra koronal restorasyonları kompozit rezinle yapılmıştır.



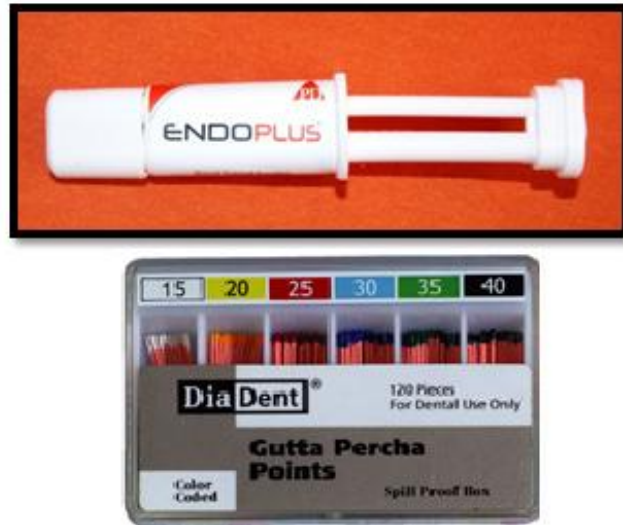
Şekil 2.4. FRC Kanal Dolgu Sistemi

3.6.4. FRC Post kanal dolgu sistemi ile doldurulan dişlerin kök kanallarının servikal üçlülerinin boşaltılıp MTA ile yeniden doldurulması

GRUP 4: (FRC Post-Servikal MTA (+) Deney Grubu): Bu gruptaki dişlerin MTA bariyeri üzerindeki kalan kanal kısımları FRC Post kanal dolgu sistemi ile doldurulduktan sonra köklerin 1/3 servikal bölgelerindeki kanal dolgusu boşaltılıp yerine MTA yerleştirilmiştir. MTA'nın üzerine nemli pamuk konulup 3 gün nemli ortamda bekletildikten sonra çinko fosfat siman konulup kompozit rezinle daimi koronal restorasyonları yapılmıştır.

3.6.5. MTA ile apeksifikasyonu sağlanan dişlerin Güta-perka/ Endoplus kanal dolgu sistemi ile doldurulması

GRUP 5: (GP/Endoplus Deney Grubu): Bu gruptaki dişlerin MTA bariyeri üzerindeki kalan kanal kısımlarının Güta-perka/Endoplus kanal dolgu sistemi (Şekil 2.5.) ile doldurulması için öncelikle Cavit ve pamuk çıkarılıp MTA kanal eğesiyle kontrol edildikten sonra kök kanalı serum fizyolojikle yıkayıp kurutulmuştur. Daha sonra güta-perka konu yardımıyla Endoplus patı kanal duvarlarına adapte edildikten sonra 80 numaralı güta-perka konu Endoplus patına bulanıp ters şekilde MTA'nın üzerine yerleştirilmiştir. Daha sonra 30'luk ve daha küçük güta-perkalarla lateral kondenzasyon tekniğiyle kanal dolgusu tamamlanmıştır. Güta-perkalar mine-sement sınırı hizasında kesildikten sonra kanal dolgularının sertleşmesi için dişler 7 gün nemli ortamda bekletilmiştir. Dişlerin kanal dolguları üzerine çinko fosfat siman yerleştirildikten sonra koronal restorasyonları kompozit rezinle yapılmıştır.



Şekil 2.5. GP/Endoplus Kanal Dolgu Sistemi

3.6.6. Gütaperka /Endoplus kanal dolgu sistemi ile doldurulan dişlerin kök kanallarının servikal üçlülerinin boşaltılıp MTA ile yeniden doldurulması

GRUP 6: (GP/Endoplus - Servikal MTA (+) Deney Grubu: Bu gruptaki 14 dişin MTA bariyeri üzerindeki kalan kanal kısımları Gütaperka/Endoplus kanal dolgu sistemi ile doldurulmuştur. Sonrasında diş köklerinin servikal üçlüsündeki kanal dolgusu boşaltılıp bu kısma 4 mm kalınlıkta MTA yerleştirilmiştir. MTA'nın üzerine nemli pamuk koyup 3 gün nemli ortamda bekletildikten sonra çinko fosfat siman konulup kompozit rezinle daimi koronal restorasyonları yapılmıştır.

3.6.7. MTA ile apeksifikasyonu sağlanan dişlerin Gütaperka/AH 26 kanal dolgu sistemi ile doldurulması

GRUP 7: (GP/AH 26 Deney Grubu): Rastgele seçilen 14 adet simüle immatür dişin apikal üçlüsünde bulunan 4 mm kalınlığındaki MTA bariyeri üzerindeki kalan kanal kısımlarının Gütaperka/AH 26 kanal dolgu sistemi (Şekil 2.6.) ile doldurulması için öncelikle Cavit ve pamuk çıkarılıp MTA kanal egesiyle kontrol edildikten sonra kök kanalı serum fizyolojikle yıkanıp kurutulmuştur. Gütaperka konu yardımıyla kanal duvarlarına AH 26 patı adapte edildikten sonra 80 numaralı gütaperka konu ters şekilde MTA'nın üzerine yerleştirilmiştir. Daha sonra 30'luk ve daha küçük gütaperkalarla lateral kondenzasyon tekniğiyle kanal dolgusu tamamlanmıştır. Gütaperkalar mine-sement sınırı hizasında kesildikten sonra kanal dolgularının sertleşmesi için dişler 7 gün nemli ortamda bekletilmiştir. Dişlerin

koronal restorasyonları çinko fosfat siman kaide ve kompozit rezin esaslı dolgu materyali ile yapılmıştır.



Şekil 2.6. GP/AH 26 Kanal Dolgu Sistemi

3.6.8. Güta-perka /AH 26 kanal dolgu sistemi ile doldurulan dişlerin kök kanallarının servikal üçlülerinin boşaltılıp MTA ile yeniden doldurulması

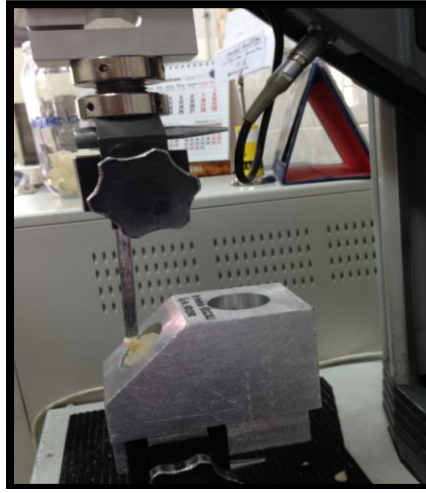
GRUP 8: (GP/AH 26-Servikal MTA (+) Deney Grubu): Bu gruptaki dişlerin MTA bariyeri üzerindeki kalan kanal kısımları Güta-perka/AH 26 kanal dolgu sistemi ile doldurulduktan sonra diş köklerinin 1/3 servikal kısımlarındaki kanal dolgusu boşaltılıp bu servikal kısma 4 mm kalınlıkta MTA yerleştirilmiştir. MTA'nın üzerine nemli pamuk koyup 3 gün nemli ortamda bekletildikten sonra koronal restorasyonları çinko fosfat siman kaide ve kompozit rezin esaslı dolgu materyali ile yapılmıştır. Final restorasyonlar tamamlandıktan sonra tüm dişler 37°C'de etüv içerisinde % 100 nemli ortamda 18 ay bekletilmiştir.

3.7. Örneklerin Kırılma Testi için Akrilik Rezine İçine Gömülmesi

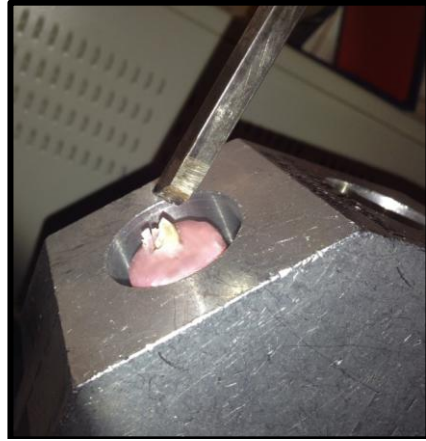
Kırılma direncinin ölçülmesi sırasında dişlerin köklerinin uzun aksına 135 derecelik açıyla (140) kuvvet uygulanmasını sağlamak için özel bir metal apacey mevcuttur. Bu apaceyin üzerinde kırma testi sırasında diş örneğinin gömülü olduğu akrilik bloğun yerleştirilmesi için hazırlanan silindirik şekilde yuva bulunmaktadır. Çalışmamızda işlem sırasında akrilik yuvaya tam oturması ve hareket etmemesi için silikon esaslı ölçü materyali ile bu yuvanın ölçüsü alınmıştır ve dişlerin akrilik gömülmesinde bu kalıp kullanılmıştır. Çalışmamızdaki tüm dişler apikalden koronale doğru 10 mm uzunlukta kök parçası akrilik içerisinde, kökün koronal 2 mm'lik kalan kısmı ise akrilik dışında kalacak şekilde gömülmüştür.

3.8. Kırılma Direnci Testi

Çalışmamızda kırılma direnci testi için Üniversal Test Cihazı'nın (Instron Universal Test Machine, Norwood, A.B.D) (Şekil 2.7.) uyguladığı kuvvet değerleri dijital ortamda Newton (N) değeriyle gösterilmiştir. Kırılma anında grafikte en tepe nokta olarak gösterilen N değeri her örnek (Şekil 2.8.) için maksimum kırılma direnç noktası olarak kabul edilmiş ve kaydedilmiştir. Bütün örnekler için kırılma direnci testinin tamamlanmasının ardından elde edilen veriler Excel programında kaydedilmiştir.



Şekil 2.7. Üniversal Test Cihazı



Şekil 2.8. Kırılmış diş örneği

İstatistiksel Analiz

Verilerin analizi SPSS for Windows 11.5 paket programında yapıldı. Sürekli sayısal değişkenlerin dağılımının normal dağılıma uygun dağılıp dağılmadığı Kolmogorov Smirnov testiyle varyansların homojenliği ise Levene testiyle araştırıldı. Tanımlayıcı istatistikler ortalama \pm standart sapma şeklinde gösterildi.

Materyaller sabit tutulduğunda MTA işleminin kuvvet üzerindeki etkisi Student's t testiyle değerlendirildi. Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,0125$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. MTA işleminin yapılıp yapılmaması sabit tutulduğunda materyallerin kuvvet üzerindeki etkisi Tek Yönlü Varyans Analizi (One-Way ANOVA) ile değerlendirildi. Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,025$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Tek Yönlü Varyans Analizi sonuçlarının önemli bulunması halinde post hoc Tukey HSD testi kullanılarak farka neden olan durum(lar) tespit edildi.

Bu çalışmada olası tüm çoklu karşılaştırmalarda Tip I hatayı kontrol edebilmek için Bonferroni Düzeltmesi yapılmıştır.

4. BULGULAR

Tablo 4.1.'de her bir materyal içerisinde sırasıyla; MTA işlemi yapılmayan, MTA işlemi yapılan ve genel olarak gruplara ait kuvvet (maksimum yük) düzeylerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Gruplara göre maksimum yük düzeylerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

	MTA-			MTA+			Genel		
	<i>Ortalama</i>	<i>Std.Sapma</i>	<i>n</i>	<i>Ortalama</i>	<i>Std.Sapma</i>	<i>n</i>	<i>Ortalama</i>	<i>Std.Sapma</i>	<i>n</i>
BOŞ	880,46	312,78	14	989,58	376,89	14	933,00	342,88	28
POST	1025,73	242,82	14	1102,00	373,27	14	1047,52	278,12	28
ENDOPLUS	1218,10	380,41	14	1313,89	462,64	14	1267,77	419,74	28
AH/ 26	1248,72	256,65	14	1419,91	262,43	14	1334,32	269,21	28
Genel	1089,82	328,43	56	1228,72	404,65	56	1153,20	369,92	112

Boş olan grupta MTA işlemi yapılmayan deneklerle MTA işlemi yapılan denekler arasında kuvvet (maksimum yük) düzeyi yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p=0,419$).

POST grubunda MTA işlemi yapılmayan deneklerle MTA işlemi yapılan denekler arasında kuvvet (maksimum yük) düzeyi yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p=0,583$).

Endoplus grubunda MTA işlemi yapılmayan deneklerle MTA işlemi yapılan denekler arasında kuvvet (maksimum yük) düzeyi yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p=0,564$).

AH/ 26 grubunda MTA işlemi yapılmayan deneklerle MTA işlemi yapılan denekler arasında kuvvet (maksimum yük) düzeyi yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p=0,093$).

Tablo 4.2. Her bir materyal içerisinde MTA'nın maksimum yük üzerine etkisi

	MTA-		MTA+		p-değeri †
	<i>Ortalama</i>	<i>Std.Sapma</i>	<i>Ortalama</i>	<i>Std.Sapma</i>	
BOŞ	880,46	312,78	989,58	376,89	0,419
POST	1025,73	242,82	1102,00	373,27	0,583
ENDOPLUS	1218,10	380,41	1313,89	462,64	0,564
AH/ 26	1248,72	256,65	1419,91	262,43	0,093

† Student's t testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,0125$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Tablo 4.2.'de her bir materyal içerisinde MTA'nın maksimum yük üzerine etkisi gösterilmektedir. MTA işlemi yapılmayan denekler içerisinde materyaller arasında kuvvet (maksimum yük) düzeyi yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmüştür ($p=0,006$). Söz konusu farka neden olan durum Boş gruba göre AH/ 26 grubunda kuvvet düzeyinin istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha yüksek olmasıdır ($p=0,011$). Boş olan grup ile sırasıyla, Post ve Endoplus arasında, Post ile AH/ 26 arasında ve Endoplus ile AH/ 26 arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p=0,566$; $p=0,026$; $p=0,339$; $p=0,202$ ve $p=0,993$).

MTA işlemi yapılan denekler içerisinde de materyaller arasında kuvvet (maksimum yük) düzeyi yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmüştür ($p=0,025$). Söz konusu farka neden olan durum Boş gruba göre AH/ 26 grubunda kuvvet düzeyinin istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha yüksek olmasıdır ($p=0,024$). Boş olan grup ile sırasıyla, Post ve Endoplus arasında, Post ile AH/ 26 arasında ve Endoplus ile AH/ 26 arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p=0,930$; $p=0,129$; $p=0,658$; $p=0,320$ ve $p=0,878$).

Tablo 4.3. MTA- ve MTA+ grupları içerisinde materyallerin maksimum yük üzerine etkisinin incelenmesi

	MTA-		MTA+	
	<i>Ortalama</i>	<i>Std.Sapma</i>	<i>Ortalama</i>	<i>Std.Sapma</i>
BOŞ	880,46 ^a	312,78	989,58 ^a	376,89
POST	1025,73	242,82	1102,00	373,27
ENDOPLUS	1218,10	380,41	1313,89	462,64
AH/26	1248,72 ^a	256,65	1419,91 ^a	262,43
p-değeri †	0,006		0,025	

† Tek Yönlü Varyans Analizi (One-Way ANOVA), Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,025$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, a: Boş grubu ile AH/ 26 grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0,025$).

Tablo 4.3.'te MTA(-) ve MTA(+) grupları içerisinde materyallerin maksimum yük üzerine etkisine ilişkin istatistikler gösterilmiştir. Boş, POST, Endoplus ve AH/ 26 gruplarında MTA işlemi yapılmayan deneklerle MTA işlemi yapılan denekler arasında kuvvet (maksimum yük) düzeyi yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p > 0,0125$).

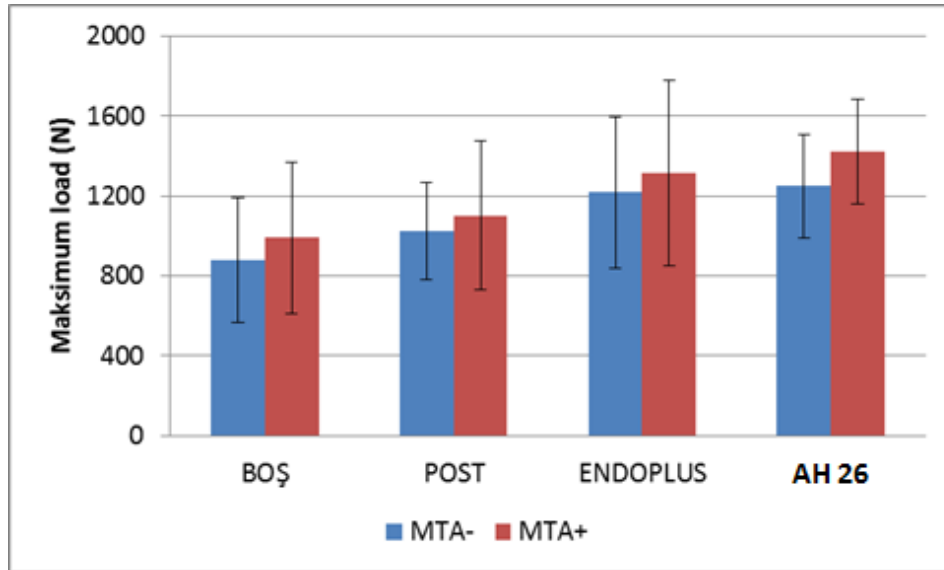
MTA işlemi yapılmayan denekler içerisinde materyaller arasında kuvvet (maksimum yük) düzeyi yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark olup ($p = 0,006$), söz konusu farka neden olan durum Boş grubuna göre AH/ 26 grubunda kuvvet düzeyinin istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha yüksek olmasıdır ($p = 0,011$). MTA işlemi yapılan denekler içerisinde de materyaller arasında kuvvet (maksimum yük) düzeyi yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark olup ($p = 0,025$), söz konusu farka neden olan durum Boş grubuna göre AH/ 26 grubunda kuvvet düzeyinin istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olmasıdır ($p = 0,024$).

Tablo 4.4'te materyal ve MTA'ya göre maksimum yük düzeylerine ilişkin istatistikler gösterilmektedir. Şekil 4.1.'de tüm grupların maksimum kuvvet dağılımları grafik şeklinde gösterilmektedir.

Tablo 4.4. Materyal ve MTA'ya göre maksimum yük düzeyleri

	MTA-	MTA+
BOŞ	880,46±312,78 ^{Aa}	989,58±376,89 ^{Aa}
POST	1025,73±242,82 ^{ABa}	1102,00±373,27 ^{ABa}
ENDOPLUS	1218,10±380,41 ^{ABa}	1313,89±462,64 ^{ABa}
AH/ 26	1248,72±256,65 ^{Ba}	1419,91±262,43 ^{Ba}

MTA işlemi sabit tutulduğunda kolonlarda aynı büyük harflerle gösterilen materyaller arasında Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p>0,025$), Materyaller sabit tutulduğunda satırlarda aynı küçük harflerle gösterilen gruplar arasında (MTA işlemi yönünden) Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p>0,0125$).

**Şekil 4.1.** Tüm grupların maksimum kuvvet dağılımları

Tablo 4.5.'te çalışmamızdaki tüm gruplarda kullanılan dolgu materyalleriyle uygulandıkları bölgeler ve grupların kırılma testi sonuçları gösterilmektedir.

Tablo 4.5. Test gruplarının dolgu özellikleri ve kırılma testi sonuçları

	1.GRUP	2.GRUP	3.GRUP	4.GRUP	5.GRUP	6.GRUP	7.GRUP	8.GRUP
ÜST DOLGU	BOŞ	KOMPOZİT DOLGU	KOMPOZİT DOLGU	KOMPOZİT DOLGU	KOMPOZİT DOLGU	KOMPOZİT DOLGU	KOMPOZİT DOLGU	KOMPOZİT DOLGU
SİMAN	BOŞ	SİMAN	SİMAN	SİMAN	SİMAN	SİMAN	SİMAN	SİMAN
1/3 SERVİKAL ÜÇLÜ	BOŞ	BOŞ	FRC POST	MTA	GP/ Endoplus	MTA	GP/ AH 26	MTA
1/3 ORTA ÜÇLÜ	BOŞ	BOŞ	FRC POST	FRC POST	GP/ Endoplus	GP/ Endoplus	GP/ AH 26	GP/ AH 26
1/3 APİKAL ÜÇLÜ	BOŞ	MTA	MTA	MTA	MTA	MTA	MTA	MTA
ORTALAMA KUVVET (Newton)	880,46	989,58	1025,73	1102	1218,1	1313,89	1248,72	1419,91
GENEL 1153,20	933,00		1047,52		1267,77		1334,32	

5. TARTIŞMA

İmmatür dişler gelişimlerini henüz tamamlamadıklarından dolayı kök boyları kısa, kök dentin duvarları çok ince ve kök uçları açıktır. Bu sebeplerden dolayı kanal tedavili genç daimi dişler kırılmaya çok yatkındırlar. Bu yüzden kökleri güçlendirmeye yönelik çalışmaların çoğu immatür dişleri kuvvetlendirmeyi amaç edinmiştir. Bu çalışma da immatür dişlerin kırılma dayanıklılığını arttırmada hangi materyalin daha etkili olduğunu araştırmak için planlanmıştır. Çalışmamızda sonuçların klinik şartlar ile uyumlu olmasını sağlamak için morfolojik ve yapısal açıdan aynı özellikte olan çekilmiş insan daimi dişlerinin kullanılması tercih edilmiştir. Ancak immatür daimi dişleri çekilmiş olarak temin etmek mümkün olmadığından periodontal nedenlerle çekilmiş olan matür dişlere immatür diş simülasyonu (65) uygulanmıştır. Ancak Desai ve Chandler (28) immatür anterior dişlerin standardize in vitro modellerini üretmenin mümkün olmadığını bildiren çalışmalar olduğunu (2,3,6,49,66) bildirmiştir. Desai ve Chandler (28) diş simülasyonu ile ilgili olarak matür dişlerde dentin tübüllerinin çapı ve sayısına bağlı olarak oluşan mineral yoğunluğundaki varyasyonlar sebebiyle dentinin mikrosertliğinin bölgelere göre farklılık gösterdiğini ve dentinin mikrosertliğinin tübül yoğunluğuyla ters orantılı olduğunu belirtmiştir. Dentinogenezis sırasında odontoblastlar dental papillanın merkezine doğru hareket ederler ve bu da matür dişlerde pulpal yüzeydeki dentin tübül yoğunluğunun dış yüzeydeki dentin tübül yoğunluğundan daha yüksek olmasına sebep olur. Bu nedenle pulpasız immatür dişlerde kök dentinogenezisi durduğu için ince kök duvarında tam gelişmemiş ve sementte doğru tübüler densitesi artan peritübüler ve intertübüler dentin vardır. Matür dişler immatür diş simülasyonu için genişletildiğinde, köklerinin dış kısmındaki dentin tübüler yoğunluğu daha düşük, intertübüler yoğunluğu ise daha yüksektir. Bu deneyler için kullanılan dişler immatür dişlere şekil olarak benzeyebilirler fakat doku yapısı veya fiziksel özellikler açısından benzeyemezler (28). Bu durum ileride yapılacak çalışmalar için in vitro standardize diş modellerinin üretilmesi gerektiğini göstermektedir.

Çalışmamızda grupları belirlerken öncelikle negatif kontrol grubu olarak genç daimi diş simülasyonu yapılmış ancak kanalları doldurulmamış bir grup oluşturulmuştur. Bu grup kanal dolguları yapılmış diğer dişlerle karşılaştırma

yapabilmek için oluşturulmuştur. Çalışmayı yaparken bu grubun en düşük kırılma direnci gösteren grup olacağı tarafımızdan öngörülmüştür. Nitekim çalışmanın sonuçlarında da en düşük kırılma direnci (880.46 Newton) bu grupta elde edilmiştir. Literatürdeki çoğu çalışmada da genç daimi diş simülasyonu yapıp boş bırakılan dişler diğer gruplara göre daha kırılma bulunmuştur (3,8) ve çalışmamız bu sonuçları destekler niteliktedir.

Çalışmamızın pozitif kontrol grubu olan ikinci grup oluşturulurken simüle edilmiş immatür dişlerin kök ucuna 4 mm MTA (Angelus) yerleştirilerek MTA apeksifikasyonu yapılmış ancak kanalın geri kalan kısmı boş bırakılmıştır. Negatif kontrol grubunun aksine bu grubun koronal restorasyonu yapılmıştır. Buradaki amaç hem kanal dolgusu hem koronal restorasyonları yapılmış olan dişleri kanal dolgusu faktörü açısından daha iyi karşılaştırabilmektir. Çalışmanın sonuçlarına göre bu gruptaki kırılma değerleri negatif kontrol grubuna göre daha yüksek (989,58 Newton) çıktıysa da aradaki fark anlamlı değildir.

TIMP-2 dentindeki kolajen denatürasyonunu önleyen bir doku inhibitörüdür. Hatibovic-Kofman ve diğ. (7) 2008 yılında yaptıkları histolojik analizde iki hafta sonrasında sadece MTA ile doldurulan kanallarda TIMP-2 varlığına rastlamışlardır. 1 sene sonrasında MTA ile doldurulan dişlerde direncin arttığı tespit edilmiştir. Çalışmayı planlarken MTA'nın dentini güçlendirici etkilerinden dolayı kökün servikal bölgesine yerleştirildiğinde servikal bölgeyi güçlendirip kırılma direncini arttırabileceği düşünülmüştür. Bu sebeple GP/AH 26, GP/Endoplus ve FRC post kanal dolgu sistemlerine alt gruplar oluşturulup orta üçlüleri bu maddelerle doldurulan dişlerin köklerinin servikal uçlarına MTA yerleştirilmiştir. Ancak beklediğimiz sonuç elde edilememiştir. Servikalinde MTA bulunan gruplar servikalinde MTA bulunmayan gruplara göre daha yüksek kırılma değerleri gösterdiyse de aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Nagaş ve diğ. (27) 2010 yılında yaptıkları bir çalışmada köklerin kırılma dayanıklılığının kanal girişine konulan materyalden anlamlı ölçüde etkilendiğini ancak doldurma tekniğinden etkilenmediğini bulmuşlardır. Kanalın 3 mm'lik koronal bölgesine yerleştirilen Vitremer (cam iyonomer siman) ve FRC (fiberle güçlendirilmiş kompozit)'nin kanal tedavili dişlerin kırılma dayanıklılığını arttırdığını ancak MTA'nın kanal giriş materyali olarak dişlerin kırılma direncini az da olsa arttırdığını

fakat bunun istatistiksel olarak anlamlı olmadığını göstermişlerdir (27). Bizim çalışmamızın sonuçları da Nagas ve diğ. (27)'nin sonuçlarıyla benzeşmektedir.

Çalışmamızda güta-perka ile birlikte kanal dolgu patı olarak kullandığımız Endoplus yeni bir materyaldir ve literatürde Endoplus kullanılarak yapılmış bir çalışma henüz mevcut değildir. AH 26 uzun yıllardır en çok tercih edilen kalan dolgu patlarından biridir. Çalışmamızda yeni bir materyal olan Endoplus'ın kırılma direncine olan etkisini görmek ve AH 26 ile karşılaştırmak için bu materyal tercih edilmiştir.

Kök kanal dentinine adezyonla bağlanan materyallerin dişlerin kırılma direncini arttırabileceği düşünülmektedir. Ancak smear tabakasının varlığında adeziv materyallerin dentin tübüllerine penetrasyonunun olamayacağı bilinmesine rağmen çalışmamızda EDTA ile irrigasyon yapılmamıştır. Bu durum çalışmamızda kullanılan adeziv materyallerin dentine bağlanmasını ve dolayısıyla bağlanmanın etkinliğini engellemiş olabilir. Ancak yapılan çalışmalar EDTA ile irrigasyonu takiben smear tabakasının koronal bölgede apikal bölgeye göre daha etkin bir şekilde uzaklaştırıldığını ve sonuç olarak koronal bölgede daha yüksek bağlanma değerleri elde edildiğini göstermiştir. Bu sebeple çalışmamızda kanal boyunca materyallerin dentine bağlanma şartlarını etkilememek adına smear tabakasının uzaklaştırılmaması standardizasyonu sağlamış olabilir.

Birtakım çalışmalarda immatür dişlerin kanal dolgularının güta-perka ile yapılmasının kalan kökü güçlendirmedeği ve hatta daha yüksek bir kırılma riskinin görüldüğü belirtilmiştir (6,8). Kompozit rezinin kökün dentin duvarlarına bağlanabilme yeteneği sayesinde köklerin gücünü arttırdığı bilinmektedir (3). Bir alternatif de fiber postların kullanımınıdır ki fiber postlar dentin benzeri bir elastisite modülüne sahiptirler; dentine yapışarak bağ oluştururlar, çekme gerilimini daha etkili desteklerler ve restoratif kompleksin başarısızlığını azaltırlar (17). Prefabrike fiber postlar ucuz olmaları, pratik olmaları ve daha konservatif olmaları nedeniyle diş hekimlerinin popüler bir tercihi haline gelmiştir (85). Cam fiberle güçlendirilmiş kompozit postların kırılma direnci çelik, titanyum ve zirkonyum oksit postlara yakın değerdedir. Çalışmamızda kanal dolgu materyali olarak kullanılan diğer materyal prefabrike bir post çeşidi olan FRC Postec Plus posttur. Ancak çalışmamızın sonuçlarında deney grupları içinde en düşük değerler post grubunda saptanmıştır.

Vineeta ve ark. (11) 2015 yılında yayınlanan çalışmalarında cam fiber postun, dentin postunun ve kanal-içi kompozit rezinin simüle immatür dişler üzerinde güçlendirici etkisi olduğunu bulmuşlardır. Soares ve diğ. (17) 2008 yılında premolar dişlerde finite element analizi kullanarak yaptıkları çalışmada diş dokusu kaybı ve fiber post restorasyon varlığının kırılma dayanıklılığını düşürdüğünü ve diş-restorasyon kompleksinde daha yüksek stres konsantrasyonları oluşturduğunu ve ayrıca buna rağmen dental yapıda büyük kayıp olduğunda postun katastrofik kırık tiplerinin insidansını azalttığını bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda da deney grupları içinde en düşük değerler post grubunda saptanmıştır. Postun dişi güçlendirmedini sadece dolgu materyalinin retansiyonunu arttırmaya yardımcı olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur (91,141,142). Bu yüzden bu geleneksel restorasyon metodları tatmin edici değildir ve sıklıkla kök kırığına ve dolayısıyla dişin çekilmesine neden olur (92).

Bazı çalışmalarda immatür dişlerin kanal dolgularının güta-perka ile yapılmasının kalan kökü güçlendirmede ve hatta daha yüksek bir kırılma riskinin görüldüğü belirtilmiştir (6,8). Ancak bizim çalışmamızda Güta-perka/AH 26 kanal dolgu sistemi ile doldurulan grup boş bırakılan negatif kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek kırılma direnci göstermiştir.

MTA ile apeksifikasyondan sonra dişlerin daimi kanal dolgularının yapılması işlemi için dişler nemli ortamda 3 gün bekletilmiştir. Charland ve diğ. (143) MTA'nın sertleşmesi için gereken sürenin 36 saat olduğunu bildirmişlerdir. Wilkinson ve diğ. (3) ve Hemalatha (8) MTA apeksifikasyonu yaptıkları diş örneklerini 37°C sıcaklıkta %100 nemli yerde en az 72 saat bekletmişlerdir. Bu sebeple bizim örneklerimiz de daimi kanal dolgusuna geçmeden önce 3 gün bekletilmiştir.

Çalışmamızda hazırlanan örnekler kırma testi öncesinde nemli ortamda 18 ay bekletilmiştir. MTA'nın zaman içindeki etkisini görebilmek için farklı zaman periyodlarında kırılma direncinin ölçüldüğü çalışmalar yapılması önerilebilir.

Wilkinson ve diğ. (3) çalışmalarında test cihazına yerleştirilen örneklere kökün uzun eksenine dik–horizontal, Stuart ve diğ. (2) ile Hemalatha ve diğ. (8) ise kökün uzun eksenine açılı-oblik yönde kuvvet uygulamayı tercih etmişlerdir. Hammad ve diğ. (9) tarafından yapılan benzer bir çalışmada instrona yerleştirilen

kök örneklerine dişin uzun eksenine paralel-vertikal yönde kuvvet uygulanmıştır. Guzy and Nicholls (140) keser dişlere 135 derecelik açıyla kuvvet verilmesinin sınıf 1 oklüzyondaki maksiller ve mandibular dişler arasındaki temas açısını klinik olarak simüle edeceğini bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da kırılma direnci açısından üst keser dişler değerlendirildiği için 135 derecelik açıyla kuvvet uygulanmıştır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. En yüksek kırılma direnci GP/AH 26/MTA (+) grubunda görülmüştür. Servikalinde MTA olan ve olmayan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanamamıştır. Bu nedenle, servikal üçlüye MTA konulmadan kanal dolgusunun bitirilmesi hem daha ekonomik hem daha pratik bir yaklaşımdır.
2. Endoplus kanal dolgu patı AH 26 kanal dolgu patına göre ekonomik açıdan daha uygundur ve iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Bu yüzden GP/Endoplus kanal dolgu sistemi GP/AH 26 kanal dolgu sisteminin yerine tercih edilebilir.
3. Çalışmamızda genç daimi diş simülasyonu yapılan dişlerin koronal ve apikal üçlüleri çapları 1,5 mm olacak şekilde genişletilmiştir. Daha az gelişmiş durumdaki genç daimi dişler (apeks açıklığı çapı >1,5 mm) için ileri çalışmalar yapılması önerilmektedir.
4. Deney grupları içinde en düşük değerleri gösteren FRC postun sadece aşırı kron harabiyeti olan dişlerde kullanılması önerilebilir.

KAYNAKLAR

1. Katebzadeh, N., Dalton, B.C. ve Trope, M. (1998) Strengthening immature teeth during and after apexification. *J Endod*, 24 (4), 256-259.
2. Stuart, C.H., Schwartz, S.A. ve Beeson, T.J. (2006) Reinforcement of immature roots with a new resin filling material. *J Endod*, 32 (4), 350-353.
3. Wilkinson, K.L., Beeson, T.J. ve Kirkpatrick, T.C. (2007) Fracture resistance of simulated immature teeth filled with resilon, gutta-percha, or composite. *J Endod*, 33 (4), 480-483.
4. Kishen, A. (2006) Mechanisms and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth. *Endodontic Topics*, 13 (1), 57-83.
5. Cvek, M. (1992) Prognosis of luxated non-vital maxillary incisors treated with calcium hydroxide and filled with gutta-percha. A retrospective clinical study. *Endod Dent Traumatol*, 8 (2), 45-55.
6. Bortoluzzi, E.A., Souza, E.M., Reis, J.M., Esberard, R.M. ve Tanomaru-Filho, M. (2007) Fracture strength of bovine incisors after intra-radicular treatment with MTA in an experimental immature tooth model. *Int Endod J*, 40 (9), 684-691.
7. Hatibovic-Kofman, S., Raimundo, L., Zheng, L., Chong, L., Friedman, M. ve Andreasen, J.O. (2008) Fracture resistance and histological findings of immature teeth treated with mineral trioxide aggregate. *Dent Traumatol*, 24 (3), 272-276.
8. Hemalatha, H., Sandeep, M., Kulkarni, S. ve Yakub, S.S. (2009) Evaluation of fracture resistance in simulated immature teeth using Resilon and Ribbond as root reinforcements--an in vitro study. *Dent Traumatol*, 25 (4), 433-438.
9. Hammad, M., Qualtrough, A. ve Silikas, N. (2007) Effect of new obturating materials on vertical root fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Endod*, 33 (6), 732-736.

10. Madarati, A.A., Qualtrough, A.J. ve Watts, D.C. (2010) Effect of retained fractured instruments on tooth resistance to vertical fracture with or without attempt at removal. *Int Endod J*, 43 (11), 1047-1053.
11. Nikhil, V., Jha, P. ve Aggarwal, A. (2015) Comparative evaluation of fracture resistance of simulated immature teeth restored with glass fiber posts, intracanal composite resin, and experimental dentine posts. *ScientificWorldJournal*, 2015, 751425.
12. Shanahan, D. J. ve Duncan, H.F. (2011) Root canal filling using Resilon. *British Dental Journal*, 211 (2), 81-88.
13. Ferreira, J.J., Rhodes, J.S. ve Ford, T.R. (2001) The efficacy of gutta-percha removal using ProFiles. *Int Endod J*, 34 (4), 267-274.
14. Imura, N., Kato, A.S., Hata, G.I., Uemura, M., Toda, T. ve Weine, F. (2000) A comparison of the relative efficacies of four hand and rotary instrumentation techniques during endodontic retreatment. *Int Endod J*, 33 (4), 361-366.
15. Teixeira, F.B., Teixeira, E.C., Thompson, J.Y. ve Trope, M. (2004) Fracture resistance of roots endodontically treated with a new resin filling material. *J Am Dent Assoc*, 135 (5), 646-652.
16. Jainan, A., Palamara, J.E. ve Messer, H.H. (2009) The effect of resin-based sealers on fracture properties of dentine. *Int Endod J*, 42 (2), 136-143.
17. Soares, C.J., Soares, P.V., de Freitas Santos-Filho, P.C., Castro, C.G., Magalhaes, D. ve Versluis, A. (2008) The influence of cavity design and glass fiber posts on biomechanical behavior of endodontically treated premolars. *J Endod*, 34 (8), 1015-1019.
18. Cauwels, R.G., Pieters, I.Y., Martens, L.C. ve Verbeeck, R.M. (2010) Fracture resistance and reinforcement of immature roots with gutta percha, mineral trioxide aggregate and calcium phosphate bone cement: a standardized in vitro model. *Dent Traumatol*, 26 (2), 137-142.
19. Pene, J.R., Nicholls, J.I. ve Harrington, G.W. (2001) Evaluation of fiber-composite laminate in the restoration of immature, nonvital maxillary central incisors. *J Endod*, 27 (1), 18-22.

20. Roghanizad, N. ve Jones, J.J. (1996) Evaluation of coronal microleakage after endodontic treatment. *J Endod*, 22 (9), 471-473.
21. Galvan, R.R. Jr., West, L.A., Liewehr, F.R. ve Pashley, D.H. (2002) Coronal microleakage of five materials used to create an intracoronar seal in endodontically treated teeth. *J Endod*, 28 (2), 59-61.
22. Jack, R.M. ve Goodell, G.G. (2008) In vitro comparison of coronal microleakage between Resilon alone and gutta-percha with a glass-ionomer intraorifice barrier using a fluid filtration model. *J Endod*, 34 (6), 718-720.
23. John, A.D., Webb, T.D., Imamura, G. ve Goodell, G.G. (2008) Fluid flow evaluation of Fuji Triage and gray and white ProRoot mineral trioxide aggregate intraorifice barriers. *J Endod*, 34 (7), 830-832.
24. Mavec, J.C., McClanahan, S.B., Minah, G.E., Johnson, J.D. ve Blundell, R.E. Jr. (2006) Effects of an intracanal glass ionomer barrier on coronal microleakage in teeth with post space. *J Endod*, 32 (2), 120-122.
25. Pisano, D.M., DiFiore, P.M., McClanahan, S.B., Lautenschlager, E.P. ve Duncan, J.L. (1998) Intraorifice sealing of gutta-percha obturated root canals to prevent coronal microleakage. *J Endod*, 24 (10), 659-662.
26. Yamauchi, S., Shipper, G., Buttke, T., Yamauchi, M. ve Trope, M. (2006) Effect of orifice plugs on periapical inflammation in dogs. *J Endod*, 32 (6), 524-526.
27. Nagas, E., Uyanik, O., Altundasar, E., Durmaz, V., Cehreli, Z.C., Vallittu, P.K. ve diğ. (2010) Effect of different intraorifice barriers on the fracture resistance of roots obturated with Resilon or gutta-percha. *J Endod*, 36 (6), 1061-1063.
28. Desai, S. ve Chandler, N. (2009) The restoration of permanent immature anterior teeth, root filled using MTA: a review. *J Dent*, 37 (9), 652-657.
29. Alsamadani, K.H., Abdaziz el, S.M. ve Gad el, S. (2012) Influence of different restorative techniques on the strength of endodontically treated weakened roots. *Int J Dent*, 2012, 343712.

30. Pinkham, J.R., Casamassimo, P.S., McTigue, D.J., Fields, H.W. ve Nowak, A.J. (2005). *Pediatric Dentistry: Infancy Through Adolescence*. (4. bs.). China: Elsevier Saunders
31. Chen, X., Bao, Z.F., Liu, Y., Liu, M., Jin, X.Q. ve Xu, X.B. (2013) Regenerative endodontic treatment of an immature permanent tooth at an early stage of root development: a case report. *J Endod*, 39 (5), 719-722.
32. Flanagan, T.A. (2014) What can cause the pulps of immature, permanent teeth with open apices to become necrotic and what treatment options are available for these teeth. *Aust Endod J*, 40 (3), 95-100.
33. Andreasen, J.O. ve Ravn, J.J. (1972) Epidemiology of traumatic dental injuries to primary and permanent teeth in a Danish population sample. *Int J Oral Surg*, 1 (5), 235-239.
34. Unal, M., Oznurhan, F., Kapdan, A., Aksoy, S. ve Durer, A. (2014) Traumatic dental injuries in children. Experience of a hospital in the central Anatolia region of Turkey. *Eur J Paediatr Dent*, 15 (1), 17-22.
35. Garcia-Godoy, F. ve Murray, P.E. (2012) Recommendations for using regenerative endodontic procedures in permanent immature traumatized teeth. *Dent Traumatol*, 28 (1), 33-41.
36. Hargreaves, K.M., Diogenes, A. ve Teixeira, F.B. (2013) Treatment options: biological basis of regenerative endodontic procedures. *J Endod*, 39 (3 Suppl), S30-43.
37. Cameron, A.C. ve Widmer R.P. (2008). *Handbook of Paediatric Dentistry*. (3. bs.) China: Mosby Elsevier
38. Bogen, G. ve Kuttler, S. (2009) Mineral trioxide aggregate obturation: a review and case series. *J Endod*, 35 (6), 777-790.
39. Brito-Junior, M., Pereira, R.D., Verissimo, C., Soares, C.J., Faria-e-Silva, A.L., Camilo, C.C. ve diğ. (2014) Fracture resistance and stress distribution of simulated immature teeth after apexification with mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*, 47 (10), 958-966.

40. Al Ansary, M.A., Day, P.F., Duggal, M.S. ve Brunton, P.A. (2009) Interventions for treating traumatized necrotic immature permanent anterior teeth: inducing a calcific barrier & root strengthening. *Dent Traumatol*, 25 (4), 367-379.
41. Andreasen, J.O., Farik, B. ve Munksgaard, E.C. (2002) Long-term calcium hydroxide as a root canal dressing may increase risk of root fracture. *Dent Traumatol*, 18 (3), 134-137.
42. Andreasen, J.O., Munksgaard, E.C. ve Bakland, L.K. (2006) Comparison of fracture resistance in root canals of immature sheep teeth after filling with calcium hydroxide or MTA. *Dent Traumatol*, 22 (3), 154-156.
43. Schatz, D., Alfter, G. ve Goz, G. (2001) Fracture resistance of human incisors and premolars: morphological and patho-anatomical factors. *Dent Traumatol*, 17 (4), 167-173.
44. Lovelace, T.W., Henry, M.A., Hargreaves, K.M. ve Diogenes, A. (2011) Evaluation of the delivery of mesenchymal stem cells into the root canal space of necrotic immature teeth after clinical regenerative endodontic procedure. *J Endod*, 37 (2), 133-138.
45. Haapasalo, M., Shen, Y., Qian, W. ve Gao, Y. (2010) Irrigation in endodontics. *Dent Clin North Am*, 54 (2), 291-312.
46. Marending, M., Luder, H.U., Brunner, T.J., Knecht, S., Stark, W.J. ve Zehnder, M. (2007) Effect of sodium hypochlorite on human root dentine--mechanical, chemical and structural evaluation. *Int Endod J*, 40 (10), 786-793.
47. Sim, T.P., Knowles, J.C., Ng, Y.L., Shelton, J. ve Gulabivala, K. (2001) Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. *Int Endod J*, 34 (2), 120-132.
48. Aktener, O. (2008) ***İntrakanal Medikasyon***. Bitirme Tezi, Ege Üniversitesi, İzmir.
49. Haapasalo, M. Endodontik enfeksiyonun kontrolü ve ortadan kaldırılması. *Dental Tribune Türkiye Baskısı*, Norveç.

50. Dandotikar, D., Peddi, R., Lakhani, B., Lata, K., Mathur, A. ve Chowdary, U.K. (2013) Nonsurgical management of a periapical cyst: a case report. *J Int Oral Health*, 5 (3), 79-84.
51. Siqueira, J.F. Jr. ve Lopes, H.P. (1999) Mechanisms of antimicrobial activity of calcium hydroxide: a critical review. *Int Endod J*, 32 (5), 361-369.
52. Tanomaru, J.M., Leonardo, M.R., Tanomaru Filho, M., Bonetti Filho, I. ve Silva, L.A. (2003) Effect of different irrigation solutions and calcium hydroxide on bacterial LPS. *Int Endod J*, 36 (11), 733-739.
53. Prathibha, R.S. (2011) Comparing the reinforcing effects of a resin modified glassionomer cement, Flowable compomer, and Flowable composite in the restoration of calcium hydroxide-treated immature roots in vitro. *Contemp Clin Dent*, 2 (1), 21-26.
54. Huang, G.T. (2009) Apexification: the beginning of its end. *Int Endod J*, 42 (10), 855-866.
55. Rafter, M. (2005) Apexification: a review. *Dent Traumatol*, 21 (1), 1-8.
56. Jiyothi, M. (2012) Management of immature teeth – a paradigm shift from apexification to apexogenesis. *Ann Essences Dent* 3, 34–38.
57. Shin, S.Y., Albert, J.S. ve Mortman, R.E. (2009) One step pulp revascularization treatment of an immature permanent tooth with chronic apical abscess: a case report. *Int Endod J*, 42 (12), 1118-1126.
58. Aggarwal, V., Miglani, S. ve Singla, M. (2012) Conventional apexification and revascularization induced maturogenesis of two non-vital, immature teeth in same patient: 24 months follow up of a case. *J Conserv Dent*, 15 (1), 68-72.
59. American Academy of Pediatric Dentistry (2011) Guideline on pulp therapy for primary and immature permanent teeth. *Pediatr Dent*. 33, 212–219.
60. McTigue, D.J., Subramanian, K. ve Kumar, A. (2013) Case series: management of immature permanent teeth with pulpal necrosis: a case series. *Pediatr Dent*, 35 (1), 55-60.

61. Hargreaves, K.M., Geisler, T., Henry, M. ve Wang, Y. (2008) Regeneration potential of the young permanent tooth: what does the future hold? *Pediatr Dent*, 30 (3), 253-260.
62. Shabahang, S. (2013) Treatment options: apexogenesis and apexification. *Pediatr Dent*, 35 (2), 125-128.
63. Mohammadi, Z. (2011) Strategies to manage permanent non-vital teeth with open apices: a clinical update. *Int Dent J*, 61 (1), 25-30.
64. Ulusoy, O.I., Nayir, Y. ve Darendeliler-Yaman, S. (2011) Effect of different root canal sealers on fracture strength of simulated immature roots. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 112 (4), 544-547.
65. Hachmeister, D.R., Schindler, W.G., Walker, W.A. 3rd ve Thomas, D.D. (2002) The sealing ability and retention characteristics of mineral trioxide aggregate in a model of apexification. *J Endod*, 28 (5), 386-390.
66. Lawley, G.R., Schindler, W.G., Walker, W.A. 3rd ve Kolodrubetz, D. (2004) Evaluation of ultrasonically placed MTA and fracture resistance with intracanal composite resin in a model of apexification. *J Endod*, 30 (3), 167-172.
67. Carvalho, C.A., Valera, M.C., Oliveira, L.D. ve Camargo, C.H. (2005) Structural resistance in immature teeth using root reinforcements in vitro. *Dent Traumatol*, 21 (3), 155-159.
68. Thomson, A. ve Kahler, B. (2010) Regenerative endodontics--biologically-based treatment for immature permanent teeth: a case report and review of the literature. *Aust Dent J*, 55 (4), 446-452.
69. Tezel, B., Uysal, S., Turgut, M.D. ve Cehreli, Z.C. (2010) Inadvertent MTA extrusion in an immature traumatized permanent incisor. *J Clin Pediatr Dent*, 35 (2), 145-148.
70. Nosrat, A., Homayounfar, N. ve Oloomi, K. (2012) Drawbacks and unfavorable outcomes of regenerative endodontic treatments of necrotic immature teeth: a literature review and report of a case. *J Endod*, 38 (10), 1428-1434.

71. Lee, K.W., Williams, M.C., Camps, J.J. ve Pashley, D.H. (2002) Adhesion of endodontic sealers to dentin and gutta-percha. *J Endod*, 28 (10), 684-688.
72. Williams, C., Loushine, R.J., Weller, R.N., Pashley, D.H. ve Tay, F.R. (2006) A comparison of cohesive strength and stiffness of Resilon and gutta-percha. *J Endod*, 32 (6), 553-555.
73. Sornkul, E. ve Stannard, J.G. (1992) Strength of roots before and after endodontic treatment and restoration. *J Endod*, 18 (9), 440-443.
74. Weine, F.S. (1989). *Endodontic therapy* (4. bs.) China: Mosby Company
75. Çalt-Tarhan, S. ve Uzunoğlu, E. (2010) Kök kanal dolgu maddeleri. *Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Özel Dergisi*, 1 (3), 1-15.
76. Çobankara, F.K., Oruçoğlu, H. ve Belli, S. (2006) Adhesion of a Newly Developed Sealer to Dentin: An In Vitro Study *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 30 (1), 9-16.
77. Huang, F.M., Yang, S.F. ve Chang, Y.C. (2010) Effects of root canal sealers on alkaline phosphatase in human osteoblastic cells. *J Endod*, 36 (7), 1230-1233.
78. Huang, T.H., Yang, J.J., Li, H. ve Kao, C.T. (2002) The biocompatibility evaluation of epoxy resin-based root canal sealers in vitro. *Biomaterials*, 23 (1), 77-83.
79. Ansari, B.B., Umer, F. ve Khan, F.R. (2012) A clinical trial of cold lateral compaction with Obtura II technique in root canal obturation. *J Conserv Dent*, 15 (2), 156-160.
80. Çalışkan, K. (2014) **Fiber Postların Klinik Uygulamaları**. Bitirme Tezi, Ege Üniversitesi, İzmir.
81. Somma, F., Cretella, G., Carotenuto, M., Pecci, R., Bedini, R., De Biasi, M. ve diğ. (2011) Quality of thermoplasticized and single point root fillings assessed by micro-computed tomography. *Int Endod J*, 44 (4), 362-369.
82. Farea, M., Masudi, S. ve Wan Bakar, W.Z. (2010) Apical microleakage evaluation of system B compared with cold lateral technique: In vitro study. *Aust Endod J*, 36 (2), 48-53.

83. ER, K. ve Akpınar, K.E. (2003) Apeksifikasyon: bir olgu sunumu. *Cumhuriyet Üni. Dişhek. Fak. Derg.*, 6, 54-59.
84. Erdilek, N. (2008) **Endodontide Kullanılan Post Sistemleri**. Bitirme Tezi, Ege Üniversitesi, İzmir.
85. Martinez-Insua, A., da Silva, L., Rilo, B. ve Santana, U. (1998) Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent*, 80 (5), 527-532.
86. Ozkurt, Z., Iseri, U. ve Kazazoglu, E. (2010) Zirconia ceramic post systems: a literature review and a case report. *Dent Mater J*, 29 (3), 233-245.
87. Ribeiro, F.C., Souza-Gabriel, A.E., Marchesan, M.A., Alfredo, E., Silva-Sousa, Y.T. ve Sousa-Neto, M.D. (2008) Influence of different endodontic filling materials on root fracture susceptibility. *J Dent*, 36 (1), 69-73.
88. Kimmel, S.S. (2000) Restoration and reinforcement of endodontically treated teeth with a polyethylene ribbon and prefabricated fiberglass post. *Gen Dent*, 48 (6), 700-706.
89. Marchi, G.M., Paulillo, L.A., Pimenta, L.A. ve De Lima, F.A. (2003) Effect of different filling materials in combination with intraradicular posts on the resistance to fracture of weakened roots. *J Oral Rehabil*, 30 (6), 623-629.
90. Lui, J.L. (1994) Composite resin reinforcement of flared canals using light-transmitting plastic posts. *Quintessence Int*, 25 (5), 313-319.
91. Lui, J.L. (1999) Enhanced post crown retention in resin composite-reinforced, compromised, root-filled teeth: a case report. *Quintessence Int*, 30 (9), 601-606.
92. Tait, C.M., Ricketts, D.N. ve Higgins, A.J. (2005) Weakened anterior roots-intraradicular rehabilitation. *Br Dent J*, 198 (10), 609-617.
93. Yoldas, O., Akova, T. ve Uysal, H. (2005) An experimental analysis of stresses in simulated flared root canals subjected to various post-core applications. *J Oral Rehabil*, 32 (6), 427-432.

94. Leonard, J.E., Gutmann, J.L. ve Guo, I.Y. (1996) Apical and coronal seal of roots obturated with a dentine bonding agent and resin. *Int Endod J*, 29 (2), 76-83.
95. Zidan, O. ve ElDeeb, M.E. (1985) The use of a dentinal bonding agent as a root canal sealer. *J Endod*, 11 (4), 176-178.
96. Lui, J.L. (1994) Depth of composite polymerization within simulated root canals using light-transmitting posts. *Oper Dent*, 19 (5), 165-168.
97. Assif, D. ve Gorfil, C. (1994) Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*, 71 (6), 565-567.
98. Chuang, S.F., Yaman, P., Herrero, A., Dennison, J.B. ve Chang, C.H. (2010) Influence of post material and length on endodontically treated incisors: an in vitro and finite element study. *J Prosthet Dent*, 104 (6), 379-388.
99. Freedman, G., Novak, I.M., Serota, K.S. ve Glassman, G.D. (1994) Intra-radicular rehabilitation: a clinical approach. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 6 (5), 33-39.
100. Godder, B., Zhukovsky, L., Bivona, P.L. ve Epelboym, D. (1994) Rehabilitation of thin-walled roots with light-activated composite resin: a case report. *Compendium*, 15 (1), 52, 54-57.
101. Apicella, M.J., Loushine, R.J., West, L.A. ve Runyan, D.A. (1999) A comparison of root fracture resistance using two root canal sealers. *Int Endod J*, 32 (5), 376-380.
102. Rajput, J.S., Jain, R.L. ve Pathak, A. (2004) An evaluation of sealing ability of endodontic materials as root canal sealers. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*, 22 (1), 1-7.
103. Al-Hadlaq, S.M., Al-Jamhan, A. ve Alsaeed, T. (2010) Comparison of the single cone and cold lateral compaction techniques in sealing 0.04 taper root canal preparations. *Gen Dent*, 58 (5), e219-222.

104. Gesi, A., Raffaelli, O., Goracci, C., Pashley, D.H., Tay, F.R. ve Ferrari, M. (2005) Interfacial strength of Resilon and gutta-percha to intraradicular dentin. *J Endod*, 31 (11), 809-813.
105. Grande, N.M., Plotino, G., Lavorgna, L., Ioppolo, P., Bedini, R., Pameijer, C.H. ve diğ. (2007) Influence of different root canal-filling materials on the mechanical properties of root canal dentin. *J Endod*, 33 (7), 859-863.
106. Gage, J.P. (1984) Electrophoretic characterization of peptides from normal mature human dentine. *Arch Oral Biol*, 29 (8), 575-580.
107. Lukinmaa, P.L. ve Waltimo, J. (1992) Immunohistochemical localization of types I, V, and VI collagen in human permanent teeth and periodontal ligament. *J Dent Res*, 71 (2), 391-397.
108. Aimes, R.T. ve Quigley, J.P. (1995) Matrix metalloproteinase-2 is an interstitial collagenase. Inhibitor-free enzyme catalyzes the cleavage of collagen fibrils and soluble native type I collagen generating the specific 3/4- and 1/4-length fragments. *J Biol Chem*, 270 (11), 5872-5876.
109. d'Ortho, M.P., Will, H., Atkinson, S., Butler, G., Messent, A., Gavrilovic, J. ve diğ. (1997) Membrane-type matrix metalloproteinases 1 and 2 exhibit broad-spectrum proteolytic capacities comparable to many matrix metalloproteinases. *Eur J Biochem*, 250 (3), 751-757.
110. Ohuchi, E., Imai, K., Fujii, Y., Sato, H., Seiki, M. ve Okada, Y. (1997) Membrane type 1 matrix metalloproteinase digests interstitial collagens and other extracellular matrix macromolecules. *J Biol Chem*, 272 (4), 2446-2451.
111. Kinoshita, T., Sato, H., Okada, A., Ohuchi, E., Imai, K., Okada, Y. ve diğ. (1998) TIMP-2 promotes activation of progelatinase A by membrane-type 1 matrix metalloproteinase immobilized on agarose beads. *J Biol Chem*, 273 (26), 16098-16103.
112. Ford, T.R., Torabinejad, M., McKendry, D.J., Hong, C.U. ve Kariyawasam, S.P. (1995) Use of mineral trioxide aggregate for repair of furcal perforations. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 79 (6), 756-763.

113. Torabinejad, M., Pitt Ford, T.R., McKendry, D.J., Abedi, H.R., Miller, D.A. ve Kariyawasam, S.P. (1997) Histologic assessment of mineral trioxide aggregate as a root-end filling in monkeys. *J Endod*, 23 (4), 225-228.
114. Koh, E.T., McDonald, F., Pitt Ford, T.R. ve Torabinejad, M. (1998) Cellular response to Mineral Trioxide Aggregate. *J Endod*, 24 (8), 543-547.
115. Koh, E.T., Pitt-Ford, M., Torabinejad, M. ve McDonald, F. (1995) Mineral trioxide aggregate stimulates cytokine production in human osteoblasts. *J Bone Miner Res*, 10
116. Torabinejad, M., Watson, T.F. ve Pitt Ford, T.R. (1993) Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *J Endod*, 19 (12), 591-595.
117. Ihn, H., Yamane, K., Asano, Y., Kubo, M. ve Tamaki, K. (2002) IL-4 upregulates the expression of tissue inhibitor of metalloproteinase- 2 in dermal fibroblasts via the p38 mitogen-activation protein kinase-dependent pathway. *J Immunol*, 168, 1895-1902.
118. Abdullah, D., Ford, T.R., Papaioannou, S., Nicholson, J. ve McDonald, F. (2002) An evaluation of accelerated Portland cement as a restorative material. *Biomaterials*, 23 (19), 4001-4010.
119. Rao, A., Rao, A., ve Shenoy, R. (2009) Mineral trioxide aggregate--a review. *J Clin Pediatr Dent*, 34 (1), 1-7.
120. Çalışkan, K. (2009) **MTA'nın Endodontide Kullanımı**. Bitirme Tezi, Ege Üniversitesi, İzmir.
121. Koçak, S. ve Erten, H. (2012) Mineral Trioksit Agregat'ın Biyouyumluluğunun Değerlendirilmesi. *Gazi Üniversitesi Diş Hek Fak Derg*, 29(1), 63-71.
122. Torabinejad, M. ve Chivian, N. (1999) Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *J Endod*, 25 (3), 197-205.
123. Perez, A.L., Spears, R., Gutmann, J.L. ve Opperman, L.A. (2003) Osteoblasts and MG-63 osteosarcoma cells behave differently when in contact with ProRoot MTA and White MTA. *Int Endod J*, 36 (8), 564-570.

124. Camilleri, J., Montesin, F.E., Brady, K., Sweeney, R., Curtis, R.V. ve Ford, T.R. (2005) The constitution of mineral trioxide aggregate. *Dent Mater*, 21 (4), 297-303.
125. Ferris, D.M. ve Baumgartner, J.C. (2004) Perforation repair comparing two types of mineral trioxide aggregate. *J Endod*, 30 (6), 422-424.
126. Tselnik, M., Baumgartner, J.C. ve Marshall, J.G. (2004) Bacterial leakage with mineral trioxide aggregate or a resin-modified glass ionomer used as a coronal barrier. *J Endod*, 30 (11), 782-784.
127. Srinivasan, V., Waterhouse, P. ve Whitworth, J. (2009) Mineral trioxide aggregate in paediatric dentistry. *Int J Paediatr Dent*, 19 (1), 34-47.
128. Song, J.S., Mante, F.K., Romanow, W.J. ve Kim, S. (2006) Chemical analysis of powder and set forms of Portland cement, gray ProRoot MTA, white ProRoot MTA and gray MTA-Angelus. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 102 (6), 809-815.
129. Torabinejad, M., Hong, C.U., McDonald, F. ve Pitt Ford, T.R. (1995) Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod*, 21 (7), 349-353.
130. Shah, P.M., Chong, B.S., Sidhu, S.K. ve Ford, T.R. (1996) Radiopacity of potential root-end filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 81 (4), 476-479.
131. Torabinejad, M., Smith, P.W., Kettering, J.D. ve Pitt Ford, T.R. (1995) Comparative investigation of marginal adaptation of mineral trioxide aggregate and other commonly used root-end filling materials. *J Endod*, 21 (6), 295-299.
132. Valois, C.R. ve Costa, E.D. Jr. (2004) Influence of the thickness of mineral trioxide aggregate on sealing ability of root-end fillings in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 97 (1), 108-111.
133. Shipper, G., Grossman, E.S., Botha, A.J. ve Cleaton-Jones, P.E. (2004) Marginal adaptation of mineral trioxide aggregate (MTA) compared with amalgam as a root-end filling material: a low-vacuum (LV) versus high-vacuum (HV) SEM study. *Int Endod J*, 37 (5), 325-336.

134. Torabinejad, M., Hong, C.U., Pitt Ford, T.R. ve Kettering, J.D. (1995) Antibacterial effects of some root end filling materials. *J Endod*, 21 (8), 403-406.
135. Fernandez-Yanez Sanchez, A., Leco-Berrocal, M.I. ve Martinez-Gonzalez, J.M. (2008) Metaanalysis of filler materials in periapical surgery. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 13 (3), E180-185.
136. Torabinejad, M., Hong, C.U., Lee, S.J., Monsef, M. ve Pitt Ford, T.R. (1995) Investigation of mineral trioxide aggregate for root-end filling in dogs. *J Endod*, 21 (12), 603-608.
137. Schwartz, R.S., Mauger, M., Clement, D.J. ve Walker, W.A. 3rd. (1999) Mineral trioxide aggregate: a new material for endodontics. *J Am Dent Assoc*, 130 (7), 967-975.
138. Koh, E.T., Ford, T.R., Kariyawasam, S.P., Chen, N.N. ve Torabinejad, M. (2001) Prophylactic treatment of dens evaginatus using mineral trioxide aggregate. *J Endod*, 27 (8), 540-542.
139. Mannocci, F. ve Cowie, J. (2014) Restoration of endodontically treated teeth. *Br Dent J*, 216 (6), 341-346.
140. Guzy, G.E. ve Nicholls, J.I. (1979) In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *J Prosthet Dent*, 42 (1), 39-44.
141. Morgano, S.M. (1996) Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent*, 75 (4), 375-380.
142. Trope, M., Maltz, D.O. ve Tronstad, L. (1985) Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol*, 1 (3), 108-111.
143. Charland, T., Hartwell, G.R., Hirschberg, C. ve Patel, R. (2013) An evaluation of setting time of mineral trioxide aggregate and EndoSequence root repair material in the presence of human blood and minimal essential media. *J Endod*, 39 (8), 1071-1072.

EKLER

Ek 1. Etik Kurul İzni



HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR
DEĞERLENDİRME KOMİSYONU

Tıp Fakültesi Dekanlığı 06100 Sıhhiye-Ankara
Telefon: 0 (312) 305 1082 • Faks: 0 (312) 310 0580
E-posta: selmak@hacettepe.edu.tr
www.etikkurul.hacettepe.edu.tr

Sayı: B.30.2.HAC.0.20.05.04/ 442

19 Nisan 2011

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 24 MART 2011 PERŞEMBE
Toplantı No : 2011/3
Proje No : FON 11/13 (Değerlendirme Tarihi 24.03.2011)
Karar No : FON 11/13 –20

Üniversitemiz Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Prof. Dr. Ayşe Nil Altay'ın sorumlu araştırmacısı olduğu, Dt. Bahar Tezel ile birlikte çalışacakları FON 11/13 kayıt numaralı ve "Genç Daimi Diş Köklerinde Farklı Kanal Tedavisi Yönteminin İn Vitro Koşullarda Kırılma Direncine Etkisi" başlıklı proje önerisi Komisyonumuzda değerlendirilmiş olup, uygun bulunmuştur.

1. Prof. Dr. Rüştü Onur (Başkan)
2. Prof. Dr. Murat Yurdakök (Üye) KATILMADI
3. Prof. Dr. İbrahim Haznedaroğlu (Üye)
4. Prof. Dr. Arzu Topeli İskit (Üye) KATILMADI
5. Prof. Dr. İnci Erdemli (Üye) KATILMADI
6. Prof. Dr. Haydar A. Demirel (Üye)
7. Prof. Dr. Zafer Çehreli (Üye)
8. Prof. Dr. Osman Abbasoğlu (Üye)
9. Prof. Dr. Nurten Akarsu (Üye)
10. Prof. Dr. Nüket Örnek Büken (Üye)
11. Prof. Dr. Alev Türker (Üye)
12. Prof. Dr. Bilgehan Yalçın (Üye)
13. Prof. Dr. Nilgün Sayınalp (Üye)
14. Prof. Dr. S. Mehmet Mercanlıgil (Üye)
15. Doç. Dr. Mutlu Hayran (Üye)
16. Av. Meltem Onurlu (Üye)