

HAYVA GÖZDE ŞEN

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

DOKTORA TEZİ

İSTANBUL-2023

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

(DOKTORA TEZİ)

**FARKLI KALSİYUM SİLİKAT İÇEREN
MATERYALLERLE TAMİR EDİLEN YAPAY
OLUŞTURULMUŞ İÇ KÖK REZORPSİYONLU
DİŞLERİN KIRILMA DİRENÇLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

HAVVA GÖZDE ŞEN

**DANIŞMAN
DOÇ. DR. AYÇA YILMAZ**

**ENDODONTİ ANABİLİM DALI
DOKTORA PROGRAMI**

İSTANBUL-2023

BEYAN

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

Havva Gözde ŞEN

AÇIKLAMA:

Kişisel Verileri Koruma Kurulu'nun 24/09/2020 tarihli ve 2020/722 sayılı toplantısında “Açık Erişim Sisteminde ıslak imzalı evrakların yayımlanması uygulamasının ilgili kişilere ait ıslak imzalı belgeleri içermeyecek şekilde güncellenmesi” Kararı üzerine tezlerde kişisel verilerin olmadan yüklenmesi uygulamasına başlanmıştır.

İTHAF

Her anımda yanımda olan aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca her konuda desteğini hissettiğim, mesleki ve bilimsel tecrübesini benimle her zaman paylaşan değerli danışmanım ve hocam **Doç.Dr. Ayça YILMAZ** 'a

Başta anabilim dalı başkanımız **Prof.Dr. Faruk HAZNEDAROĞLU** olmak üzere İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nın çok değerli öğretim üyeleri **Prof.Dr. Handan ERSEV**, **Prof.Dr. Sema YILDIRIM**, **Dr.Öğr.Üyesi Yağmur YALÇIN**, **Dr.Öğr.Üyesi Sıtkı Selçuk GÖKYAY**, **Dr.Öğr.Üyesi Bülent YILMAZ** ve **Dr.Öğr.Üyesi Muzaffer Emir DİNÇOL** 'a,

Doktora süresince her konuda yanımda olduğunu bildiğim değerli çalışma arkadaşlarım olan **Dt. Bilge ERDOĞAN**, **Dr.Dt. Hilal GAMLI**, **Dt. Merve YILMAZ**, **Dt. Didem YÜCE**, **Dr.Dt. Orkun USLU**, **Dt. Ömer Faruk YENİLMEZ** ve tüm değerli asistan arkadaşlarıma,

Manevi desteklerini ve mesleki bilgilerini benden hiçbir zaman esirgemeyen her zaman yanımda olduklarını bildiğim arkadaşlarım **Dt. Burcu BALKAN YAVUZ**, **Dt. Büşra BAŞ** ve **Uzm.Dt. Fulya TORAMAN** 'a,

Hayatımın her anında yanımda olduğunu bildiğim bu süreçte benden sevgi, ilgi ve sabrını esirgemeyen değerli eşim **Dt. Muhammed Anıl ŞEN** 'e,

Her anımda benden desteğini sabrını ve sevgisini esirgemeyen bu günlere gelmemde emeği çok büyük olan canım annem ve babama teşekkür ederim.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No:37565

İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	İİ
İTHAF	İİİ
TEŞEKKÜR	İV
İÇİNDEKİLER.....	V
TABLolar LİSTESİ.....	Vİİİ
ŞEKİLLER LİSTESİ	İX
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ.....	Xİ
ÖZET	Xİİİ
ABSTRACT	XİV
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Kök Rezorpsiyonu.....	4
2.1.1. Kök Rezorpsiyonunun Tarihçesi ve Sınıflandırılması.....	5
2.1.2. Fizyolojik Kök Rezorpsiyonu	7
2.2. İç Kök Rezorpsiyonu.....	7
2.2.1. İnflamatuar İç Kök Rezorpsiyonu (İİKR).....	8
2.2.2. İç Kök Replasman (Yer Değiştirme) Rezorpsiyonu.....	8
2.2.3. İç Kök Rezorpsiyonu Etiyolojisi ve Prevalansı.....	9
2.2.4. İç Kök Rezorpsiyonunun Patolojisi	10
2.2.5. İç Kök Rezorpsiyonunun Histolojisi	11
2.2.6. İç Kök Rezorpsiyonunun Klinik Özellikleri	11
2.2.7. İç kök Rezorpsiyonunun Radyografik Özellikleri	12
2.2.8. İç Kök Rezorpsiyonunun Ayırıcı Tanısı.....	13
2.2.9. İç kök Rezorpsiyonunun Tedavisi.....	13
2.3. Dış Kök Rezorpsiyonu(DKR).....	15
2.3.1. Yüzeyel Dış Kök Rezorpsiyonu (YDKR)	15
2.3.2. İnflamatuar Dış Kök Rezorpsiyonu (İDKR)	16
2.3.2.1. İnflamatuar Dış Kök Rezorpsiyonunun Etiyolojisi ve Patolojisi	16
2.3.2.2. İnflamatuar Dış Kök Rezorpsiyonunun Histolojisi	17
2.3.2.3. İnflamatuar Dış Kök Rezorpsiyonunun Klinik Özellikleri	17
2.3.2.4. İnflamatuar Dış Kök Rezorpsiyonunun Radyografik Özellikleri....	17
2.3.2.5. İnflamatuar Dış Kök Rezorpsiyonunun Tedavisi	18

2.3.3. Dış Kök Replasman (Yer Değiştirme) Rezorpsiyonu (DKRR)	18
2.3.4. Servikal Dış Kök Rezorpsiyonu (DSR)	19
2.3.5. Geçici Apikal Yıkım.....	21
2.4. Kalsiyum Silikat İçerikli Materyaller.....	21
2.4.1. Endodontide Kullanılan Simanların Sahip Olması Gereken İdeal Özelliklerin Kalsiyum Silikat Simanlar Açısından Değerlendirilmesi.....	23
2.4.2. Güncel Kullanılan Kalsiyum Silikat İçerikli Materyaller	24
2.4.2.1. ProRoot MTA.....	24
2.4.2.2. Biodentine	26
2.4.2.3. Bio MTA+	27
2.4.2.4. NeoMTA 2	28
2.5. Dişlerin Kırılma Dayanımlarının Test Edilmesi	29
2.5.1. Endodontik Tedavi Görmüş Dişlerde Kırılma Nedenleri	29
2.5.2. Kırılma Direncinin Değerlendirilmesi.....	30
3. GEREÇ VE YÖNTEM	33
3.1. Etik Kurul ve Gerekli İzinler	33
3.2. Örneklerin Seçilmesi	33
3.3. Örneklerin Hazırlanması	34
3.4. Çalışma Gruplarının Belirlenmesi	35
3.5. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi.....	36
3.6. Yapay İç Kök Rezorpsiyonu Oluşturulma ve Kök Kanal Dolgusunun Yapılma İşlemi.....	37
3.7. Rezorpsiyon Alanının Doldurulması.....	39
3.8. Örneklerin Kırılma Direnci Öncesi Hazırlanması	44
3.9. Örneklerin Kırılma Direnci Testi.....	45
3.10. Örneklerin Kırılma Tipinin Tespit Edilmesi.....	46
3.11. İstatistiksel Yöntem.....	48
4. BULGULAR	49
5. TARTIŞMA.....	55
6.SONUÇLAR.....	69
KAYNAKLAR.....	70
HAM VERİLER.....	88

FORMLAR.....	89
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	90



TABLÖLAR LİSTESİ

- Tablo 2-1: Kalsiyum silikat simanların sınıflandırılması
- Tablo 2-2: Kuvvete bağlı oluşan gerilim tipleri
- Tablo 4-1: Negatif kontrol grubunun cihazda ölçülen kırılma değerleri
- Tablo 4-2: Pozitif kontrol grubunun cihazda ölçülen kırılma değerleri
- Tablo 4-3: ProRoot MTA grubunun cihazda ölçülen kırılma değerleri
- Tablo 4-4: Biodentine grubunun cihazda ölçülen kırılma değerleri
- Tablo 4-5: BioMTA+ grubunun cihazda ölçülen kırılma değerleri
- Tablo 4-6: NeoMTA 2 grubunun cihazda ölçülen kırılma değerleri
- Tablo 4-7: Gruplara göre kırılma değerlerinin karşılaştırılması
- Tablo 4-8: Gruplara göre kırık tiplerinin karşılaştırılması

ŞEKİLLER LİSTESİ

- Şekil 2-1: Kök rezorpsiyonlarının sınıflandırılması
- Şekil 2-2: Servikal dış kök rezorpsiyonunun Patel tarafından 3 boyutlu görüntüleme yöntemleri ile sınıflandırılması
- Şekil 2-3: Endodontik tedavi görmüş dişlerde kırılma nedenleri
- Şekil 3-1: Çalışmamızda kök yüzeylerinin incelenmesinde kullanılan mikroskop
- Şekil 3-2: Kök yüzeyinde herhangi bir çatlak, kırık veya restoratif materyal bulunmayan diş örneği (x20)
- Şekil 3-3: Çalışmada kullanılan 72 adet çekilmiş üst 1. kesici diş kökleri
- Şekil 3-4: Dijital kumpas yardımıyla kök boylarının sabitlenmesi
- Şekil 3-5: a. Sodyum hipoklorit solüsyonu, b. EDTA solüsyonu
- Şekil 3-6: a. #10 K tipi kanal eğeleri, b. #15-40 asorti K tipi kanal eğeleri
- Şekil 3-7: Resiprokal hareketle çalışan Reciproc R40 döner alet eğeleri
- Şekil 3-8: Kök kanal dolgu patı (AH Plus)
- Şekil 3-9: Kök kanal dolgusunda kullanılan Reciproc R40 uyumlu güta-perka
- Şekil 3-10: a. Biodentine toz ve likit, b. Biodentine'in karıştırılması
- Şekil 3-11: Çalışmamızda kullanılan Biodentine
- Şekil 3-12: Biodentine ile rezorpsiyon kavitesi doldurulmuş dişin radyografisi
- Şekil 3-13: Çalışmamızda kullanılacak olan ProRoot MTA
- Şekil 3-14: ProRoot MTA ile rezorpsiyon kavitesi doldurulmuş dişin radyografisi
- Şekil 3-15: Çalışmamızda kullanılan NeoMTA 2
- Şekil 3-16: NeoMTA 2 ile rezorpsiyon kavitesi doldurulmuş dişin radyografisi
- Şekil 3-17: Çalışmamızda kullanılan BioMTA+
- Şekil 3-18: BioMTA+ ile rezorpsiyon kavitesi doldurulmuş dişin radyografisi
- Şekil 3-19: Pozitif kontrol grubu için kullanılan diş radyografisi
- Şekil 3-20: Negatif kontrol grubu için kullanılan diş radyografisi
- Şekil 3-21: a. Etüv, b. Çalışmamızda kullanılan örneklerin etüve yerleştirilmesi
- Şekil 3-22: Eppendorf tablası ve eppendorf tüp içerisindeki diş kök örnekleri
- Şekil 3-23: Akrilik blokların universal test cihazına yerleştirilmesi
- Şekil 3-24: Kırılmanın gerçekleştiği kuvvetin bilgisayar ortamında kaydedilmesi
- Şekil 3-25: Kırılma tipini incelediğimiz ışık mikroskobu
- Şekil 3-26: Biodentine ile tamir edilen rezorpsiyon kaviteli dişin suprakrestal kırılma görüntüsü

Şekil 3-27: ProRoot MTA ile tamir edilen rezorpsiyon kaviteli dişin subkrestal kırılma görüntüsü

Şekil 3-28: NeoMTA 2 ile tamir edilen rezorpsiyon kaviteli dişin vertikal kırılma görüntüsü

Şekil 4-1: Gruplara göre ortalama kırılma değerlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği

Şekil 4-2: Gruplara göre kırık tiplerinin grafiği



SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

- İKR:** İç Kök Rezorpsiyonu
DKR: Dış Kök Rezorpsiyonu
İİKR: İnflamatuar İç Kök Rezorpsiyonu
DKRR: Dış Kök Replasman Rezorpsiyonu
MTA: Mineral Trioksit Agregat
N: Newton
İDKR: İnflamatuar Dış Kök Rezorpsiyonu
YDKR: Yüzeyel Dış Kök Rezorpsiyonu
NF-κB: Nükleer Faktör-κB Ligandı
RANKL: Nükleer Faktör-κB Ligandının Reseptör Aktivatörü
RANK: Nükleer Faktör-κB Ligandının Reseptörü
OPG: Osteoprotegerin
KIBT: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
DSR: Dış Servikal Kök Rezorpsiyonu
SLOB: Same Lingual Opposite Buccal
Ca(OH)₂: Kalsiyum Hidroksit
TGF : Transforme Edici Büyüme Faktörleri
Ca⁺²: Kalsiyum
OH: Hidroksil
Si: Silisyum
Al: Alüminyum
GMTA: Gri Mineral Trioksit Agregat
WMTA: Beyaz Mineral Trioksit Agregat
PDL: Periodontal Ligament
NaOCl: Sodyum Hipoklorit
NiTi: Nikel-Titanyum
MAF: Master Apical File
EDTA: Etilendiamintetraasetik asit
UTC: Universal Test Cihazı

MPa: Megapascal

µm: Mikrometre

MMP: Matriks Metalloproteinaz

TIMP: Metalloproteinaz Doku İnhibitörü

MT 1: Membran Tip 1

Mikro-BT: Mikro Bilgisayarlı Tomografi



ÖZET

ŞEN, H.G. (2023). Farklı kalsiyum silikat içeren materyallerle tamir edilen yapay oluşturulmuş iç kök rezorpsiyonlu dişlerin kırılma dirençlerinin karşılaştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Endodonti Anabilim Dalı. Doktora Tezi. İstanbul

Bu çalışmanın amacı, dört farklı kalsiyum silikat içerikli materyalin, yapay iç kök rezorpsiyonu oluşturulan dişlerde kullanılması sonucu kırılmaya karşı gösterdikleri direncin karşılaştırılmasıdır. 72 adet çekilmiş üst insan 1. kesici dişi kullanılan çalışmada, dişlerin kuron ve kökleri kök boyu 14 mm kalacak şekilde ayrılmış ve örnekler rastgele 6 gruba ayrılmıştır (n=12). Pozitif kontrol grubundaki örneklerde rezorpsiyon kavitesi oluşturulmamıştır. Negatif kontrol grubunda ise rezorpsiyon kavitesi oluşturulmuş ancak doldurulmamıştır. Tüm gruplarda aynı kanal şekillendirme ve doldurma yöntemi uygulanmıştır. Kök kanalı son şekillendirmesi resiprokal hareket ile çalışan Reciproc R40 sistemi ile yapılmıştır. 10 numara rond frez ile kanal girişinden düz bir şekilde 6 mm ilerlenerek yapay iç kök rezorpsiyon alanları oluşturulmuştur. Kök kanalının apikal kısmı Reciproc R40 sistemine uyumlu güta-perka ve AH Plus kanal dolgu patı ile tek kon yöntemiyle doldurulmuştur. Kanal dolguları, rezorpsiyon alanının başlangıç bölgesinden olacak şekilde ısı ile uzaklaştırılmıştır. Yapay oluşturulan rezorpsiyon kaviteleri 4 farklı kalsiyum silikat siman ile doldurulmuştur. Bu materyaller ProRoot MTA, Biodentine, NeoMTA 2 ve BioMTA+'dır. 7 mm'si dışarıda kalacak şekilde akrilik bloklara gömülen tüm örnekler universal test cihazı kullanılarak 1 mm/dk hız ile kuvvet uygulanmış ve değerler Newton cinsinden kaydedilmiştir. Veriler istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Gruplar arasındaki anlamlı farklılık negatif kontrol grubu ile Biodentine grubundan kaynaklanmaktadır. Biodentine grubu negatif kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek kırılma direnci göstermiştir. Diğer gruplarda elde edilen ortalama değerler arasında ise istatistiksel anlamlı fark bulunmamıştır. Tüm deney gruplarında kırılma tipi açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır. Bu çalışmanın sınırları dahilinde kırılma direnci ve kırılma tipi gruplar arasında anlamlı farklılık göstermediğinden, iç kök rezorpsiyonuna sahip dişlerde rezorpsiyon alanında kullanılan bu kalsiyum silikat materyaller arasında anlamlı farklılık bulunmamaktadır.

Anahtar Kelimeler: Endodonti, İç Kök Rezorpsiyonu, Kalsiyum Silikat Materyaller, Kırılma Direnci, Kırılma Tipi

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 37565

ABSTRACT

ŞEN,H.G. (2023). Comparison of fracture resistance of teeth with simulated internal root resorption cavities repaired with different calcium silicate containing materials. Istanbul University Institute of Health Sciences, Department of Endodontics. Doctoral Thesis. Istanbul

The purpose of this study was to evaluate the fracture resistance of four calcium silicate materials when used in teeth with simulated internal root resorption. 72 upper central incisors were decoronated to obtain a standard root length of 14 mm. The specimens were then randomly divided into six groups (n=12). The positive control group did not undergo the intentional creation of a resorption cavity. In contrast, the negative control group had a resorption cavity that was intentionally formed but was not filled calcium silicate materials. All of the groups underwent root canal treatment, with an identical procedure for both shaping and filling. The final step in the root canal treatment involved employing the Reciproc R40 system. An artificial internal resorption area was created by advancing 6 mm straight from the canal entrance, using a No. 10 round bur. For the apical portion of the root canal, the single-cone obturation method was performed using Reciproc R40 system gutta percha and AH Plus root canal filling paste for the filling process. Subsequently, the canal fillings were eliminated with heat from the initial region of the resorption area. Artificially induced resorption cavities were filled with four different calcium silicate cements: ProRoot MTA, Biodentine, NeoMTA 2, and BioMTA+. The specimens were embedded in acrylic blocks, with 7 mm exposed, and then subjected to a force of 1 mm/min using a universal testing machine. The results were recorded in Newtons and statistically analyzed. The significant difference within the groups arose when comparing the negative control group to the Biodentine group. The Biodentine group displayed a significantly higher fracture resistance than the negative control group. In the experimental groups, fracture patterns were also not significantly different. In conclusion, neither fracture resistance nor fracture patterns have substantial variations among the different calcium silicate materials groups when used to treat teeth affected by internal root resorption.

Keywords: Calcium Silicate Materials, Endodontics, Fracture Resistance, Fracture Pattern, Internal Root Resorption

This study was supported by Istanbul University Scientific Research Projects Department. Project No: 37565

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Başarılı bir kök kanal tedavisi, kanalların uygun şekilde temizlenip, şekillendirilmesi, dezenfeksiyonu ve sızdırmaz bir şekilde doldurulması ile sağlanabilmektedir (Schilder 1967; Schilder 1974; Young ve ark. 2007; Gu ve ark. 2009). Kök kanal tedavisinin uzun dönemde başarılı kabul edilebilmesi için, kök kanal tedavisi tamamlanmış olan dişin, kronal restorasyonunun bütünlüğü bozulmamış, kök kanal dolgusunun radyografik olarak homojen ve boşluk içermeyen, periapikal dokularının lezyon bulgusu içermeyen ya da mevcut lezyonun küçülmekte olması durumu beklenir (Schilder 1967; Schilder 1974; Bayırlı ve Karapınar Kazandağ 2004; Ng ve ark. 2011). Kök kanal sisteminde bulunan yan kanal, isthmus gibi anatomik oluşumlardaki organik doku artıkları ve bakterilerin uzaklaştırılamamış olması ve bu düzensiz alanların doldurulamaması kök kanal tedavisinin sonucunu olumsuz yönde etkileyebilir. Kök kanal tedavisindeki başarısızlıklar çoğunlukla kanal dolgusundaki yetersizlikle ilişkilendirilmiştir (Petersson ve ark. 1986; Ingle ve Bakland, 2002; Meirinhos ve ark. 2020). Bu sebeple kullanılan kanal dolgu materyallerinin ve tekniklerinin endodontik tedavinin başarısını sağlamada önemli bir rolü olduğu bilinmektedir (Ng ve ark 2011; Chybowski ve ark. 2018).

Kök rezorpsiyonu, klastik hücrelerin dış sert dokularında meydana getirdiği doku yıkımıdır (Patel ve Ford 2007; Darcey ve Qualtrough 2013). Daimi dişlerin rezorpsiyonu patolojiktir, kök yüzeyindeki yerine ve kök yüzeyiyle olan ilişkisine göre iç kök rezorpsiyonu (İKR) ve dış kök rezorpsiyonu (DKR) olarak sınıflandırılır (Feiglin 1986; Patel ve ark. 2007; Patel ve Ford 2007; Darcey ve Qualtrough 2013; Patel ve Saberi 2018).

Patolojik kök rezorpsiyonunun bir çeşidi olan iç kök rezorpsiyonu, mineralize olmuş dentin ve sementin; klastik hücreler ve diş dokuları arasındaki etkileşim ile yıkılması sonucu gerçekleşen inflamatuvar bir süreçtir (Patel ve ark. 2007; Darcey ve Qualtrough 2013; Patel ve Saberi 2018). İç kök rezorpsiyonuna esas olarak kronik pulpa iltihabı ve travma neden olurken; irritasyon, çatlaklar, diş transplantasyonu ve ortodontik tedavi gibi etkenlerle bağlantılı olarak da gelişebilmektedir (Patel ve ark. 2007; Patel ve ark. 2010; Kaval ve ark. 2018; Patel ve ark. 2018).

İç kök rezorpsiyon olgularında rezorpsiyon derecesine göre üç farklı tedavi seçeneği uygulanabilmektedir. Bunlardan ilki ortograd kanal tedavisi, ikincisi retrograd

kanal tedavisi, tedavi edilemeyecek kadar ileri olgularda ise ilgili dişin çekilmesi seçenekleridir (Patel ve Ford 2007; Patel ve ark. 2010; Darcey ve Qualtrough 2013; Patel ve Saberi 2018). Rezorpsiyon tespit edildiğinde öncelikle rezorpsiyon miktarı belirlenmeli ve prognozu uygun görülürse kök kanal tedavisine başlanmalıdır. Kök kanal tedavisi ile enfekte dokular temizlenerek enfeksiyon kontrol altına alınmalı ve canlı dokuların temizlenmesi ile rezorpsiyona sebep olan hücrelerin kan desteği durdurularak rezorpsiyonun durması amaçlanmalıdır (Patel ve ark. 2010; Patel ve Saberi 2018). İç kök rezorpsiyonlu dişlerin tedavisinde olgulara özgü zorluklar karşımıza çıkmaktadır. Bunlardan ilki kanama problemi diğeri ise rezorpsiyon alanının düzensiz yapısıdır (Patel ve ark. 2007; Patel ve ark. 2010; Nilsson ve ark. 2013; Tek ve Türker 2019).

İç kök rezorpsiyonunun doldurulması amacıyla güta-perka geçmişten beri kullanılan bir malzemedir. Isıtılmış güta-perka teknikleri, iç kök rezorpsiyonundan kaynaklanan düzensiz rezorpsiyon alanlarının doldurulabilmesi nedeniyle tercih edilmektedir (Buchanan 1994; Maniglia Ferreira ve ark. 2007; Tomson ve ark. 2014; Umashetty ve ark. 2015; Ulusoy ve Paltun 2017). İç kök rezorpsiyonunun ilerlemesiyle perforasyon riski arttığı ve sert dokularındaki kayıp nedeniyle diş zayıfladığı için, kök kanalının apikal kısmının güta-perka ve sealerla, rezorpsiyon alanının biyolojik olarak uyumlu bir kalsiyum silikat malzeme ile doldurulduğu hibrit teknik çalışmalarda önerilmektedir (Mitchell ve ark.1999; Hsien ve ark. 2003; Jacobowitz ve Lima 2008; Ulusoy ve Paltun 2017).

Kalsiyum silikat bazlı materyaller, yüksek biyoyumluluk göstermesi ve sızdırmazlık özellikleri uygun olması sebebiyle iç kök rezorpsiyonlu dişlerin prognozunun iyileştirilmesi amacıyla tercih edilmektedir. Bu nedenle, kök rezorpsiyonlarının ve perforasyonların doldurulması da dahil olmak üzere birçok klinik uygulamada kullanım için endikedir (Tek ve Türker. 2019; Ulusoy ve Paltun 2017; Darak ve ark. 2020; Soğukpınar ve Arıkan 2020). Mineral trioksit agregat (MTA), rezorpsiyon tedavilerinde sıklıkla kullanılan kalsiyum silikat esaslı bir materyaldir (Parirokh ve Torabinejad 2010; Ulusoy ve Paltun 2017; Soğukpınar ve Arıkan 2020). MTA ideal bir biyoaktif materyal olarak kabul edilmektedir. Ancak sertleşme süresinin uzun olması, uygulamada yaşanan zorluklar ve dişlerde renkleşmeye neden olması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu dezavantajlar, yeni kalsiyum silikat simanların geliştirilmesine zemin hazırlamıştır (Camilieri ve Mallia 2011; Nair ve ark. 2021).

İç kök rezorpsiyonuna sahip dişlerin tedavisi esnasında, giriş kavitesinin açılması, kök kanalının şekillendirilmesi ve doldurulması işlemleri dişleri kırılmaya karşı daha da dirençsiz hale getirebilir (Karapınar Kazandağ ve ark. 2009; Shemesh ve ark. 2011; Zogheib ve ark. 2018). İç kök rezorpsiyona sahip dişlerin kırılmaya karşı dirençsiz olması klinikte karşılaşılan problemlerden biridir (Ulusoy ve Paltun 2017; Patel ve Saberi 2018; Soğukpınar ve Arıkan 2020). Kullanılan kalsiyum silikat simanlar ile iç kök rezorpsiyon alanlarının sızdırmaz bir şekilde doldurulması ve parafonksiyonel ve fonksiyonel kuvvetlere karşı direncinin artırılması hedeflenebilir (Ulusoy ve Paltun 2017; Soğukpınar ve Arıkan 2020).

Bu tez çalışmasında, yapay olarak oluşturulmuş iç kök rezorpsiyonuna sahip üst 1. kesici dişlerde farklı kalsiyum silikat materyaller kullanılarak rezorpsiyon alanı dolgusu sağlandıktan sonra, Universal test cihazı (UTC) ile dişlerin kırılma direncinin Newton (N) cinsinden değerlendirilerek kırılma dirençlerinin ve kırılma tiplerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kök Rezorpsiyonu

Kök rezorpsiyonu, bir uyaran yoluyla klastik aktivitenin etkinleşmesi sonucu dentin ve sementte meydana gelen kayıp olarak tanımlanabilir (Patel ve ark. 2010). Rezorptif sürecin ana kaynağı inflamatuardır (Haapasalo ve Endal 2006; Patel ve ark. 2010; Patel ve Saberi 2018). Primer dentisyon döneminde oluşan rezorpsiyon fizyolojik temellidir. Rezorpsiyon, primer dentisyon döneminde istenen bir durum olup, süt dişlerinin kökleri fizyolojik kök rezorpsiyonuna uğrayarak düşer ve daimi dişlerin sürmesi için yer sağlamış olur. Ancak kalıcı dişlenme dönemine geçildiğinde meydana gelen rezorpsiyonlar patolojik bir temele sahiptir (Andreasen 1970; Trope 2002; Patel ve ark. 2010; Patel ve Saberi 2018).

Dentin; dıştan periodonsiyum, sementoblast tabakası, presement ile iç yüzeyden ise predentin ve odontoblastik tabaka ile çevrelenmektedir. Dentini çevreleyen bu koruyucu tabakalar, odontoklastların dentinin mineralize olmamış matriksine temas edip rezorpsiyon oluşumunu engelleyen bir bariyer görevi üstlenir (Sak ve ark. 2016; Patel ve Saberi 2018; Trope 2002).

Rezorpsiyonu engelleyen koruyucu tabakalardan bir veya birden fazlasının, enfeksiyon ve travma gibi etkenlerle yaralanmasıyla bu tabakalarda bozulma meydana gelirse kök rezorpsiyonu uyarılır. Bütün bunlara bakıldığında; kısaca kök rezorpsiyonunun oluşması için iki uyaran gereklidir. Birincisi presement veya predentin koruyucu tabakasının kaybı, ikincisi ise koruyucu tabakanın ortadan kalkmasıyla korumasız kalan kök yüzeyinde oluşan doku yıkımıdır (Andreasen 1970; Wedenberg ve Lindskog 1985; Trope 2002; Patel ve ark. 2010).

Kök rezorpsiyona neden olan çok sayıda mekanik, kimyasal ve termal faktör belirlenmiştir (Andreasen ve Hjorting Hansen 1970; Wedenberg ve Zetterqvist 1987; Fuss ve ark. 2003). Ancak ana neden olan koruyucu tabakanın hasar görmesi, diş travmasına bağlı olarak doğrudan veya travma sonrası oluşan inflamatuvar yanıt sonucu, dolaylı olarak oluşabilir (Trope 2002; Patel ve Saberi 2018). Bununla beraber çoğu travmatik yaralanma sonrası semental tabaka oldukça az hasar görür. Semental tabakada hasar yalnızca intrüzyon yaralanmalarında meydana gelebilmektedir. Travmatik yaralanma sonrası oluşan inflamatuvar yanıt ise, travma sırasında maruz kaldığı uyarana göre değişiklik gösterebilmektedir. Çoğu durumda travma sonrası inflamatuvar yanıt

pulpa nekrozuna neden olur. Pulpa nekrozu ile rezorptif hücrelere giden kan akımı kesilir ve diş oluşabilecek ani ve aşırı rezorpsiyona karşı korunmuş olur (Trope 2002; Patel ve Saberi 2018).

Travmanın neden olduğu rezorpsiyon mekanizması iki aşamaya ayrılabilir. Birincisi aktif rezorpsiyonun meydana geldiği yıkıcı fazdır. Yıkım, rezorpsiyona sebep olan uyaran olduğu sürece devam eder. İkinci faz ise iyileşme fazıdır. Bu fazda ise hasarlı kök yüzeyine ulaşan hücre tipine göre rezorpsiyonun iyileşme şekli belirlenir (Trope 2002). Rezorpsiyon süreci ilerledikçe yıkım artmakta, kök kanal duvarının perforasyonu ve pulpanın bakteriyel kontaminasyonu meydana gelebilmektedir. Bakterilerin tamamı özellikle gram pozitif bakteriler ve spiroketler, odontoklastik aktivite oluşumunu ve odontoklastların hareketini doğrudan uyarırken; bakteri lipopolisakkaritlerinin üretimi ise dolaylı olarak odontoklastları uyarır (Trope 2002; Lau ve ark. 2006). Böylece pulpaya ulaşan bakteriyel uyaranlar, bakteriler ve bakterilerin yan ürünleri rezorptif bir süreç başlatırken, pulpa nekrozuna neden olarak rezorpsiyonu durdurabilirler de (Andreasen ve ark. 2007).

Diş rezorpsiyonunda, inflamatuvar süreç ve rezorpsiyon hücreleri aktif olduğundan kemik rezorpsiyonu ile benzerdir. Sert doku yıkımından, çok çekirdekli osteoklast ve odontoklast hücreleri sorumludur. Odontoklastlar, osteoklastlara göre daha küçük yapılıdır. Enzimatik ve metabolik özellikler yönünden benzer özelliklere sahip olsalar da subsratlarındaki farklılık nedeniyle ayrılırlar (Andreasen ve ark. 2007; Lindskog ve ark. 1983; Nilsen ve Magnusson 1979; Al-Momani ve Nixon 2013). Osteoklastogenez sırasında, nükleer faktör- κ B (NF- κ B) ligandının reseptör aktivatörü (RANKL) ve reseptörünün (RANK) osteoklast farklılaşmasının indüksiyonunda önemli bir rol oynadığı bilinmektedir. Osteoprotegerin (OPG), RANKL için bir tuzak reseptörüdür ve osteoklast farklılaşmasını baskılar. Odontoklastogenezde de bu mekanizma ile rezorpsiyon oluşmaktadır (Andreasen ve ark. 2007). Kök rezorpsiyonu sırasında odontoklastların farklılaşmasında OPG/RANKL/RANK sistemi aktif bir biçimde rol oynar (Tyrovola ve ark. 2008; Uchiyama ve ark. 2009).

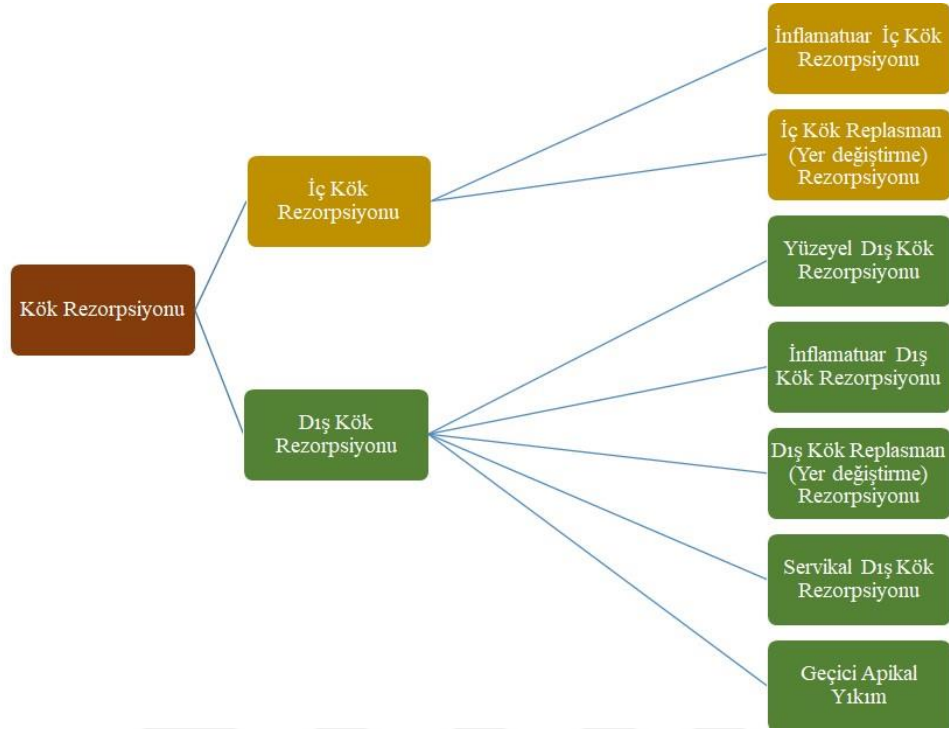
2.1.1. Kök Rezorpsiyonunun Tarihçesi ve Sınıflandırılması

İç kök rezorpsiyonu ile ilgili ilk bilgiler Bell (1830) tarafından ortaya konulmuştur. Mummery (1920) ise, pink spot oluşumundan bahsetmiştir. 1937'de iç kök rezorpsiyonu radyografik olarak tanımlanmıştır (Munch 1937). 1961 yılında diş travması sonrası pulpanın canlılığını korunmasının kök formasyonunun devam

edebilmesi için önemli olduğu ortaya konulmuştur (Weiskopf ve ark. 1961). Ayrıca hastanın dental travma geçirdiği yaştan ve dış kök formasyonunun, pulpanın canlılığının devamlılığını etkilediğini savunmuştur (Weiskopf ve ark. 1961). Tüm bu araştırmalara rağmen, 1970 öncesinde kök rezorpsiyonu ve dış travmasına bağlı oluşan yaralanmalarla oldukça az ilgilenilmiştir. Andreasen 1970 yılında yapmış olduğu çalışmada dış travmasına bağlı lüksasyon yaralanmalarında kök rezorpsiyonundan bahsetmiş, 189 adet dış üzerindeki gözlemlerinde lüksasyon yaralanmalarının %11'inin dış kök rezorpsiyonuyla sonuçlandığını ortaya koymuştur (Andreasen 1970). Gartner radyografide görülen çeşitli lezyonları dış rezorpsiyon, iç rezorpsiyon, erken pulpa nekrozu, dış çürüğü olarak 4 sınıfa ayırmıştır. Bu sınıflamayı dışın apikal, orta ve kuronal 1/3'ündeki lezyonlarını inceleyerek yapmıştır (Gartner ve ark. 1976). Feiglin (1986), çeşitli kök rezorpsiyonu türlerinin sınıflandırması ve tedavisi hakkında bilgi sunmuştur. İç ve dış kök rezorpsiyonu ve iltihabi kök rezorpsiyonunun, özellikle avülse olmuş dişlerle ilgili olduğunu ele almıştır. Rezorpsiyonları; iç kök rezorpsiyonu, dış kök rezorpsiyonu ve inflamatuvar kök rezorpsiyonu olarak sınıflandırmıştır.

1988 yılında "Kök kanalının duvarında iç rezorpsiyon ve kökün dış yüzeyinde dış rezorpsiyon oluşur ve geçici veya ilerleyici olabilir." şeklinde tanımlama yapılmış ve kök rezorpsiyonları bu şekilde incelenmiştir (Tronstad 1988). 1999 yılında ise kök rezorpsiyonları; travmatik etkiyle oluşan dış kök rezorpsiyonu, pulpa nekrozuna bağlı dış kök rezorpsiyonu, iç kök rezorpsiyonu ve servikal rezorpsiyon olarak 4 gruba ayrılmıştır (Gunraj 1999).

2007 yılında rezorpsiyon defektleri konum ve neden olarak detaylı incelenmiş ve 5 gruba ayrılmıştır. Bu gruplar yüzey rezorpsiyonu, inflamatuvar dış kök rezorpsiyonu, yer değiştirme dış kök rezorpsiyonu, servikal dış kök rezorpsiyonu ve iç kök rezorpsiyonu şeklindedir (Patel ve ark. 2007). 2013 yılında ise rezorpsiyonlar; dış kök rezorpsiyonu, iç kök rezorpsiyonu, kombine rezorpsiyonlar olarak ayrılmıştır. Dış kök rezorpsiyonları kendi içinde yüzeyel, inflamatuvar, servikal ve yer değiştirme rezorpsiyonu olarak; iç kök rezorpsiyonları ise kendi içinde yüzeyel, inflamatuvar, yer değiştirme rezorpsiyonu olarak sınıflanmıştır (Darcey ve Qualtrough 2013). Son yapılan sınıflama, rezorpsiyonun kök yüzeyindeki konumuna; alt kategorilerde ise patogeneze göre Şekil 2-1'de 2018 yılında Avrupa Endodonti Birliği tarafından da kabul edilen bir derlemede aktarılmıştır (Patel ve Saberi. 2018).



Şekil 2-1: Kök rezorpsiyonunun sınıflandırılması (Patel ve Saberi 2018)

2.1.2. Fizyolojik Kök Rezorpsiyonu

Primer dentisyon döneminde dişlerin, fizyolojik olarak kök rezorpsiyonuna uğraması ve düşmesi kalıcı dişlerin sürebilmesi için alan sağlar. Bu durum belirli bir zamanda ve sırayla gerçekleşir (Andreasen 1970; Trope 2002; Patel ve Saberi 2018). Anormal fizyolojik kök rezorpsiyonu sıklıkla süt dişlerinin erken kaybına yol açar (Bille ve ark. 2008; Patel ve Saberi 2018). Bu da kalıcı dişlerin sürme zamanını etkileyerek konuşma bozukluğu, estetik sorunlar ve maloklüzyona sebep olabilir. Süt dişi fizyolojik rezorpsiyonu, çoklu sitokinler ve transkripsiyon faktörleri ile düzenlenen fizyolojik bir süreçtir (Trope 2002; Patel ve Saberi 2018; Xiao ve ark. 2022).

Ayrıca kalıcı dişlerden gelen basınç da, süt dişlerinin köklerinin rezorpsiyona uğraması için bir faktör olarak kabul edilir. Fizyolojik kök rezorpsiyon tiplerinde rutinde mikrobiyolojik herhangi bir etkenin bulunmadığı ifade edilmektedir (Haasapalo ve ark. 2006; Patel ve Saberi 2018).

2.2. İç Kök Rezorpsiyonu

İç kök rezorpsiyonu; kök kanalı boyunca başlayan ve kök kanal duvarına bitişik radiküler dentinin yıkımıyla sonuçlanan bir rezorpsiyon şeklidir (Andreasen JO ve Andreasen FM 1992; Patel ve ark. 2010; Patel ve ark. 2022). İç kök rezorpsiyonunu

başlatan rezorbe edici etki, pulpanın farklılaşmamış mezenkim hücrelerinin farklılaşmasıyla oluşan odontoklastların aktive olması ve mineralize doku için koruyucu organik bir kılıf olan predentinin hasarı ile gerçekleşir (Wedenberg ve Lindskog 1985; Lyroudia ve ark. 2002; Patel ve ark. 2010; Patel ve ark. 2022). İnflamatuar ve replasman olmak üzere sınıflandırılır. Büyük ölçüde benzer olduklarından genel özellikleri birlikte tartışılmaktadır (Andreasen JO ve Andreasen FM 1992).

2.2.1. İnflamatuar İç Kök Rezorpsiyonu (İİKR)

İİKR, kök kanal duvarının herhangi bir yerinde meydana gelebilir. Radyografik olarak kök kanalı içinde oval şekilli bir genişleme görüntüsü ile karakterizedir. Bu durum, iç kök rezorpsiyon alanı önemli ölçüde ilerleyene kadar fark edilemeyebilir ve tüm pulpa nekroze olup enfekte olduktan sonra perforasyona neden olabilir ya da akut veya kronik apikal periodontitis semptomları ile sonuçlanabilir (Ricucci 1998; Patel ve Saberi 2018). Dişin kural kısmında rezorpsiyon meydana gelirse pink spot olarak tanımlanan pembemsi bir renk tonu dişin kural kısmında gözlemlenebilir (Frank ve Weine 1973; Ricucci 1998). İnflamatuar iç kök rezorpsiyonu, rezorptif bölgeye bitişik kanal duvarlarındaki dentin kaybını içerir. Sıklıkla kronik pulpa iltihabı ile ilişkilidir ve lezyon progresif olduğunda rutin radyografilerde tespit edilir (Wedenberg ve Lindskog 1985; Patel ve Saberi 2018). Pulpanın kural kısmı genellikle nekrotiktir, oysa pulpanın apikal kısmı rezorptif lezyonun ilerlemesi ve büyüebilmesi için canlı kalmalıdır. Çalışmalar, enfekte pulpanın nekrotik kural kısmının, pulpanın apikal kısmında rezorpsiyon için bir uyarı sağladığını öne sürmektedir (Ricucci 1998; Heino ve ark. 2002).

2.2.2. İç Kök Replasman (Yer Değiştirme) Rezorpsiyonu

İç kök yer değiştirme rezorpsiyonu, diğer rezorpsiyon türlerine göre daha nadir görülür. Yer değiştirme rezorpsiyonuna neden olan faktörlerin; pulpayı etkileyen travma, çürük veya periodontal enfeksiyon kaynaklı olabileceği düşünülmektedir (Patel ve Sabeni 2018). İç kök yer değiştirme rezorpsiyonunda meydana gelen defektlerin histolojik görünümü, defektin periferinde rezorbe olmuş dentinin yerini alan metaplastik sert dokunun varlığı şeklindedir. Bu metaplastik sert doku, semente veya osteoid dokulara benzerdir (Andreasen FM ve Andreasen JO 1988; Patel ve Saberi 2018). İç kök yer değiştirme rezorpsiyonunun diğer bir çeşidi daha önce "internal tünel rezorpsiyonu" olarak rapor edilmiştir. Bu çeşit rezorpsiyon genellikle kök kırıklarının kural kısmında bulunur ancak lüksasyon yaralanmalarından sonra da görülebilir.

Rezorpsiyon alanının bazı bölgelerinde kemik benzeri dokuların birikmesiyle birlikte kök kanal duvarında tünel oluşur (Andreasen FM ve Andreasen JO 1988).

2.2.3. İç Kök Rezorpsiyonu Etiyolojisi ve Prevalansı

İç kök rezorpsiyonunun başlıca etkenleri; travma, periodontal enfeksiyonlar, çürükle ilişkili pulpitis, vital dişlerde restoratif işlemler sırasında aşırı ısı ile preentin hasarı, vital dişlerde kök rezeksiyonları, ototransplantasyon, ortodontik tedavi, kırık dişler, kalsiyum hidroksit ($\text{Ca}(\text{OH})_2$) pulpotomisi, pulpa amputasyonu ve sağlıklı pulpalı dişlerde idiyopatik distrofik değişikliklerdir (Andreasen JO 1970; Wedenberg ve Zetterqvist 1987; Patel ve ark. 2022).

Ayrıca diş sert doku mineralizasyonunu da etkileyen A, C, D vitaminleri, rezorpsiyona etken olabilir. Vücuttaki aşırı D vitamini, bozulmuş dentinogeneze, pulpanın kalsifikasyonuna ve rezorptif sürecin uyarılmasına neden olur (Harokopakis 2007). Travmaya bağlı gelişen iç kök rezorpsiyonunda ise rezorpsiyon sürecinin şu şekilde ilerlediği belirtilmiştir. Dişe gelen ani bir travma sonucunda hematoma içeren granülasyon dokusu oluşur. Granülasyon dokusu intrapulpal kanamaya neden olur ve dentin duvarına baskı uygular böylece preentin oluşumu durur. Aynı zamanda odontoklastlar bağ dokusunun farklılaşmamış hücrelerinden farklılaşır ve rezorpsiyonu başlatır (Thomas ve ark. 2014; Patel ve ark. 2022). İç kök rezorpsiyonunun prevalansı için birçok çalışma yapılmıştır. Ancak sıklığı tam olarak bilinmemektedir. Bazı çalışmalar sıklığını %0,01 ile %1 arasında olduğunu bildirmektedir (Gabor ve ark. 2012; Haapasalo ve Endal 2006). Thoma (1935) 1000 diştten 1'inde iç kök rezorpsiyonu bildirmiştir. Ancak Cabrini ve Manfredi (1957) kalsiyum hidroksit ile pulpotomiden 320 gün sonra 28 dişin 8'inde (%28,5) histolojik inceleme ile iç kök rezorpsiyonu saptamışlardır. Ototransplante edilmiş 33 maksiller kanin ile yapılan başka bir çalışmada 17 (%55) hastada 6 yıllık takipte iç kök rezorpsiyonu geliştiği bildirilmiştir. (Ahlberg ve ark. 1983). Ancak bu çalışmalar 2 boyutlu radyografik bulgulara dayandığı için İKR'nin gerçek prevalansını yansıtamamıştır (Patel ve ark. 2022). Dış kök rezorpsiyonuna göre daha az görülen iç kök rezorpsiyonlarının, erkeklerde kadınlardan daha sık görüldüğü, tek bir dişte veya simetrik olan dişlerde gözlenebilmekte olduğu belirtilmiştir. Daimi dişlerde görülme sıralaması, ilk olarak orta kesici dişler olmak üzere birinci ve ikinci büyük azılar, yan kesici dişler, küçük azılar, son olarak kaninler ve üçüncü büyük azılar olarak devam etmektedir (Çalışkan ve Türkün 1997; Patel ve

ark. 2010). İç kök rezorpsiyonu, görüldüğü lokalizasyona göre intraradiküler veya apikal olarak tanımlanmıştır (Patel ve ark. 2010).

2.2.4. İç Kök Rezorpsiyonunun Patolojisi

İç kök rezorpsiyonu, klastik hücrelerin hareketinin bir sonucu olarak preentin hasarı ile karakterize patolojik bir olgudur. Rezorpsiyonun uyarılmasıyla; kan akışı yoluyla klastik hücreler pulpa odasına gelir (Wedenberg ve Lindskog 1987).

Osteoklastlar kendiliğinden hareket edebilen kemik rezorpsiyonundan sorumlu hücrelerdir (Udagawa ve ark.1990; Nilsson ve ark. 2013). Odontoklastlar, osteoklastlara göre daha az çekirdek içerirler ve daha küçük demineralizasyon alanları (clear zone) vardır veya hiç yoktur (Nilsson ve ark. 2013). Her iki hücre de yoğun tartrat dirençli asit fosfataz aktivitesine sahiptir. Dentin üzerinde lakün oluşturan odontoklastların çoğu, 10 veya daha az çekirdeğe sahip çok çekirdeklidir (Ne ve ark. 1999).

Osteoklastlar ve odontoklastların hedef dokuları benzer şekilde rezorbe ettiği bilinmektedir (Fernandes ve ark. 2013; Patel ve Saberi 2018). Her iki hücre de benzer enzimatik özelliklere sahiptir ve mineralize dokuların yüzeyinde 'Howship lakünleri' adı verilen rezorpsiyon alanları oluşturur (Wedenberg ve Zetterqvist 1987). Dental pulpada dendritik hücreler bulunduğundan, bunlar odontoklastların öncüsü olarak da işlev görebilirler (Speziani ve ark. 2007).

İç kök rezorpsiyonunun oluşabilmesi için ilgili dişin pulpasında odontoblast tabakasının ve preentin tabakasının, odontoklastların dentine tutunabilmesine neden olacak kadar hasar görmesi gerekmektedir (Tronstad 1988; Fuss ve ark. 2003; Patel ve Saberi 2018). İç kök rezorpsiyonunun oluşabilmesi için bir diğer önemli faktör ise klastik hücrelerin ihtiyaçları olan kan desteğinin apikalden devam etmesidir. Enfekte olan nekrotik kuronal pulpa klastik hücreler için stimülasyon sağlarken, apikal bölgeden gelen aktif kan desteği klastik hücrelere gerekli olan besini sağlar (Patel ve ark. 2010; Patel ve Saberi 2018).

Tüm bunlara bakıldığında iç kök rezorpsiyonunun devamlılığı, sadece klastik hücre aktivasyonunun sonucu değil aynı zamanda pulpa dokusuna dentin tübülleri, çürük ve çatlaklar yoluyla gelen bakteriyel bir stimülasyon ile sağlanır (Ricucci 1998; Patel ve Saberi 2018). İç kök rezorpsiyonunun tedavi edilmemesi sonucunda apikaldeki pulpa dokusunun nekrozu ile kan akımı kesilir ve bakteriler tüm pulpayı enfekte edebilir (Ricucci 1998; Patel ve Saberi 2018).

2.2.5. İç Kök Rezorpsiyonunun Histolojisi

Rezorpsiyon alanının çevresinde pulpa dokusunda çeşitli derecelerde inflamasyon, lenfosit, makrofoj ve lökosit infiltrasyonu olduğu gözlenmiştir (Wedenberg ve Zetterqvist 1987). İç kök rezorpsiyonu lezyonu çoğunlukla granülasyon dokusundan oluşur. Granülasyon dokusu içerisinde normal pulpa dokusunda olduğu kadar vasküler yapı bulunmaz. Bununla birlikte, periodontal bağ doku ve fibröz doku bakımından zengindir. Pulpa bağ dokusu, lenfositler, makrofajlar, nötrofilik lökositler ve plazma hücreleri tarafından istila edilmiştir ve oldukça vaskülarize bir yapısı olan bu dokuda çeşitli derecelerde iltihaplanma alanları bulunmaktadır. Rezorpsiyon alanlarında odontoklastların etkilediği dentin duvarlarında, preentin tabakası ve odontoblast tabakası görülmez (Wedenberg ve Zetterqvist 1987; Patel ve ark. 2010). Bakteriler hızlı ilerleyen rezorpsiyon türlerinde sıklıkla dentin tübüllerinde veya kök kanalının nekrotik kural kısmında lokalize şekilde gözlemlenmiştir (Patel ve ark. 2010; Heboyan ve ark. 2022). Araştırmacılar, kök kanal duvarının bazı bölgelerinde kemik veya semente benzer bir dokuya ve pulpa içerisinde kalsifikasyon alanlarına rastlamışlardır. Bu durum literatürde İKR'ye ait bir tip olarak tanımlanmakta ve iç kök yer değiştirme rezorpsiyonu olarak adlandırılmaktadır. Araştırmalara göre bu durumun başlıca sebebi rezorpsiyonunun ilerleyen aşamalarında osteoblastların rezorpsiyondan etkilenen bölgeye gelmesi ve kemik oluşumuna benzer bir süreçle kalsifikasyon alanları oluşturmasıdır (Allen ve Gutmann 1977; Wedenberg ve Zetterqvist 1987; Patel ve ark. 2010).

2.2.6. İç Kök Rezorpsiyonunun Klinik Özellikleri

İç kök rezorpsiyonunun klinik özellikleri tanı için bir yol göstericidir. Klinik özellikleri büyük ölçüde, etkilenen pulpanın histolojik durumuna, rezorpsiyon bölgesinin kök kanal boşluğundaki konumuna ve rezorptif sürecin neden olduğu sert doku tahribatının derecesine bağlı olmaktadır (Lyroudia ve ark. 2002; Patel ve ark. 2010). İç kök rezorpsiyonu tanısı konulmuş olan diş genellikle asemptomatiktir. Rezorpsiyon aktif olduğunda, canlılığını koruyan pulpa dokusunun bakteriyel kontaminasyonu sonucu akut bir inflamatuvar yanıt oluşabilir. Bu kontaminasyon, pulpitisin klinik belirtilerinin ortaya çıkmasına neden olabilir. Pulpanın canlılığını yitirmeye başlaması ve kök kanalındaki bakteriyel kolonizasyon oluşumu ile akut veya kronik apikal periodontitis semptomlarına yol açabilir (Lyroudia ve ark. 2002; Patel ve ark. 2010). Periapikal dokuların ve diş sert dokularının yıkımı sonucunda kök kanalında perforasyon meydana gelebilir (Asgary 2022).

Kök kanalından kaynaklanan enfeksiyon sebebiyle sinüs yolları oluşabilmektedir. Sert doku kaybı sonucunda perforasyon oluşan dişler yapısı itibarıyla zayıflar. Şişlik oluşabilir. Hafif ağrı olabilir veya hasta hiç ağrı duymayabilir. Kural bölgede meydana gelen geniş çaptaki rezorpsiyonların, ilgili dişin kuralında pembe, kırmızı tonda renk değişimine neden olabileceği gözlemlenmiş ve bildirilmiştir. Bu durum, rezorptif defektin içine ilerlemiş olan granümatöz doku nedeniyle oluşmaktadır (Lyroudia ve ark. 2002; Patel ve ark. 2010).

2.2.7. İç kök Rezorpsiyonunun Radyografik Özellikleri

İç kök rezorpsiyonu, kök kanal sisteminin herhangi bir bölgesinde meydana gelebilir ve kök kanalında değişken şekilde ve dansitede ortaya çıkabilir. İç kök replasman rezorpsiyonunda kalsifiye dokuların lezyona yerleşmesi ile radyopak bulanık bir görünüm oluşurken; inflamatuvar kök rezorpsiyonunda homojen radyolusentlik görülmektedir (Patel ve ark. 2010). Kök kanalında yer alan iç kök rezorpsiyon alanı kök kanalının duvarlarıyla beraber devam eder (Gartner 1976; Patel ve ark. 2009). Rezorpsiyonun tanı ve tedavisini değerlendirmede her zaman paralaks radyografi tekniği kullanımı tavsiye edilmektedir. Bununla beraber, geleneksel radyografik görüntüleme sonucunda elde edilebilen veriler üç boyutlu nesnelerin iki boyutlu olarak değerlendirmesi sebebiyle sınırlıdır (Gulabivala ve Searson 1995; Patel ve ark. 2007).

Rezorpsiyon tipi belirlenmesi için paralel olarak çekilen radyografilere ek olarak röntgen tüpünün farklı açılındırmaları ile de radyografiler alınmalıdır. İç kök rezorpsiyon lezyonları, açılı olarak alınan radyografik görüntülerde kök kanal sistemine göre pozisyonlarını korur (Gulabivala ve Searson 1995; Patel ve ark. 2007). Geleneksel radyografilerde, iç kök rezorpsiyon alanı bulunan tek kanallı dişlerde kanal duvarları rezorpsiyon alanı boyunca izlenmez ancak çok kanallı dişlerde İKR bulunmayan kanal ile rezorpsiyon alanı içeren kanal çakışabilir (Gartner ve ark. 1976). Literatüre bakıldığında konik ışınli bilgisayarlı tomografinin (KIBT), iç kök rezorpsiyonunun tanımlanması ve tedavi planlamasının yapılmasında güvenilir ve sonucu kesin bir yöntem olduğu bildirilmiştir (Bhuva ve ark. 2011; Patel ve Saberi 2018). İç kök rezorpsiyonu lezyonunun rezorpsiyonla ilişkili herhangi bir perforasyonun varlığının olup olmadığı, kapsamı, konumu ve boyutu gibi özellikleri KIBT taraması ile görüntülenebilmektedir (Bhuva ve ark. 2011; Patel ve Saberi 2018).

2.2.8. İç Kök Rezorpsiyonunun Ayırıcı Tanısı

İç kök rezorpsiyonunun klinik olarak ortaya çıkma şekli, içindeki lezyonun oluşum şekline ve konumuna bağlıdır (Lyroudia ve ark. 2002; Patel ve ark. 2010). İç kök rezorpsiyonu ile servikal dış kök rezorpsiyonunun ayırıcı tanısının zor olduğu bildirilmiştir (Gulabivala ve Searson 1995; Lyroudia ve ark. 2002; Patel ve ark. 2010). Dış servikal kök rezorpsiyonu (DSR) ile oluşan bu ayırıcı tanı zorluğu; rezorpsiyona sondalama ile ulaşamadığında ve radyografik olarak kök kanalından yansıdığına ortaya çıkmaktadır. Her iki lezyon radyografide belirgin bir şekilde benzerlik gösterebilmektedir. İç kök rezorpsiyonu, pürüzsüz ve kök kanalında simetrik bir şekilde dağılırken, radyolüsentlik yoğunluğu eşit olacak bir şekilde kanal içinde gözlemlenir (Ne ve ark. 1999; Patel ve ark. 2010). Dış servikal kök rezorpsiyonunun neden olduğu lezyonlar ise internal kök rezorpsiyonunun aksine asimetrik ve radyodansitesi farklı radyolüsentliklere sahiptir ve ayrıca kök kanal duvarı düzenli olarak izlenebilmektedir (Gartner ve ark. 1976; Patel ve ark. 2010).

Dış ve iç kök rezorpsiyon alanlarını ayırt etmek için paralel radyografik tekniklerin kullanılması savunulmaktadır. Farklı bir açıyla çekilen ikinci bir radyografi, çoğu zaman rezorptif lezyonun tipini belirler. Same Lingual Opposite Buccal (SLOB) kuralına göre DSR lezyonları, lingual/palatinal olarak konumlanmışlarsa, X-ışını tüpünün kaymasıyla film üzerinde aynı yönde hareket edecektir. Bukkal olarak yerleşmişlerse, tüp kaymasının ters yönünde hareket edeceklerdir. Tersine, iç kök rezorpsiyonu lezyonları her iki radyografide de kanala göre aynı pozisyonda kalmaktadır (Gartner ve ark. 1976; Patel ve ark. 2010).

2.2.9. İç kök Rezorpsiyonunun Tedavisi

Endodontik tedavinin temel amaçlarından biri şekillendirilip dezenfekte edilmiş olan kök kanal boşluğunun uygun bir malzeme ile üç boyutlu olarak doldurulmasıdır (Schilder 1967; Schilder 1974; Young ve ark. 2007; Gu LS ve ark. 2009). İKR tedavisinde ilgili diş tedavi edilebilir durumdaysa kök kanal tedavisine başlanmalıdır. İnternal kök rezorpsiyonunda, rezorptif sürecin neden olduğu sert doku defektlerinin doldurulması oldukça zor olabilmektedir. Kanal tedavisi esnasında granülasyon dokusu uzaklaştırılır ve böylece rezorptif süreçten sorumlu klastik hücrelerin beslenmesi durdurulmuş olur. Enstrümantasyon ve kök kanalının doldurulması klinisyenler için iç kök rezorpsiyonlu dişlerin iç bükey ve düzensiz yapısı nedeniyle zor bir uygulamadır (Patel ve ark. 2010; Berman ve Hargreaves 2020; Heboyan ve ark. 2022). Granülasyon dokusunu uzaklaştırabilmek için pulpa dokusunun kimyasal olarak çözünmesini

sağlayan sodyum hipoklorit önemli bir irigasyon ajanıdır. İrigasyon solüsyonları ile pasif olarak kanal irigasyonu yapıldığında solüsyon, kök kanalının karmaşık anatomik bölgelerine kısıtlı olarak ulaşabilir (Ricucci 1998; Nair ve ark. 2005). İrigasyon ajanının aktive edilmesi ise, solüsyonun kök kanalında daha fazla bölgeye nüfuz etmesini sağlamaktadır (Burleson ve ark. 2007; Silveira ve ark. 2009; Çiftcioğlu ve ark. 2022).

Kök kanalının kemomekanik temizlenmesi, kök kanalını bakterilerden arındırmayabilir. Bu nedenle iç kök rezorpsiyonuna sahip dişlerde kanal içi medikament kullanımı da önemlidir. Kalsiyum hidroksit, iç kök rezorpsiyonuna sahip dişlerde en sık kullanılan kanal içi medikamenttir (Türkün ve Cengiz 1997; Siqueira ve ark. 2007). Kalsiyum hidroksit, kemomekanik temizlikle ulaşılamayan alanlarda dezenfeksiyonu sağlamakta iyi bir antibakteriyel ajandır. Ancak bu avantajına rağmen kanaldan temizlenemediğinde kanal dolgu materyallerinin adezyonunu bozabilir. Bu nedenle kanal içinden irigasyonla uzaklaştırılması oldukça önemlidir (Türkün ve Cengiz 1997; Marques-da Silva ve ark. 2020).

Rezorpsiyon alanını ideal bir şekilde doldurabilmek için kanal dolgu materyalinin akışkan olması önemlidir (Gençoğlu ve ark. 2008). Güta-perka diş hekimliğinde en çok kullanılan kanal dolgu malzemesidir. Güta-perkaya ısı uygulandığında akışkan olabilmektedir. İç kök rezorpsiyonlu dişlerde güta-perka/kanal dolgu patı oranı yüksek olan kök kanal dolgusu yöntemi tercih edilmelidir. Bu yüksek güta-perka/kanal dolgu patı oranı kök kanalında kontaminasyona sebep olan materyallerin kök kanalına sızmasına ve boşluk oluşumuna engel olabilmektedir (Goldberg ve ark.2000; Gençoğlu ve ark. 2008; Berman ve Hargreaves 2020 pp. 729). Ayrıca bu dişlerde kök kanal perforasyonu durumunda, apeks bulucu ile doğru çalışma uzunluğunun belirlenmesi sağlanamayabilir (Martins ve ark. 2014).

İç kök rezorpsiyonlu dişlerde rezorpsiyon alanında perforasyon riski olan bölge veya perforasyon alanı mevcutsa bölgeyi doldurmak için kalsiyum silikat içerikli materyaller kullanılabilir (Mitchell ve ark.1999; Berman ve Hargreaves 2020 pp. 733). Sıklıkla kullanılan kalsiyum silikat materyal olan MTA biyouyumlu ve yüksek sızdırmazlık özelliklerine sahip bir materyaldir (Mitchell ve ark. 1999; Jacobovitz ve Lima 2008).

Perforasyon oluşmuş olan iç kök rezorpsiyonlu dişlerin kanal dolguları için hibrit teknik kullanılmalıdır. Hibrit teknikte apikal kısım güta-perka ile doldurulurken; perforasyon risk alanı için güta-perkanın üzerine kalsiyum silikat içerikli materyal

kullanılabilir (Ulusoy ve Paltun 2017; Soğukpınar ve Arıkan 2020; Tek ve Türker. 2019).

Perforasyon olan bir iç kök rezorpsiyonu, rezorpsiyon alanının genişliği nedeniyle eğer retrograd yoldan tamir edilemiyorsa cerrahi tedavi yollarına başvurulabilir. Bu yolla öncelikli olarak kalsiyum silikat materyaline bariyer olabilmek amacıyla, güta-perka kanal içine yerleştirilir ardından ilgili diş bölgesi cerrahi olarak açıldıktan sonra perforasyon alanı kalsiyum silikat içerikli materyalle tamir edilir. Kalsiyum silikat içerikli materyal sertleştikten sonra güta-perka kon çıkartılır ve temoplastik güta-perka yöntemleri ile kanal dolgusu tamamlanır (Hsien ve ark. 2003; Jacobovitz ve Lima 2008).

Rezorptif süreç ilerlemesi ile ilgili diş, restore edilemez hale gelecek kadar doku tahribatına sahipse, çekim en uygun tedavi seçeneği olur. Diş, rezorpsiyon sürecinin oldukça ilerlemesi nedeniyle, tedavi edilse bile kökünün kırılma ihtimali yüksekse, hasta dişinin çekilmesini tercih edebilir. Perfore olmuş bir iç kök rezorptif defekti, dişin tedavisi için bir kontraendikasyon oluşturmaz, ancak rezorptif defektinin boyutu, klinisyen tarafından verilecek olan, diş cerrahi olarak tedavi etme veya çekim kararını etkilemektedir (Berman ve Hargreaves 2020 pp. 733).

Literatürde sınırlı sayıda da olsa iç kök rezorpsiyonuna sahip dişlerde revaskülarizasyon tedavisinin uygulandığı çalışmalara rastlanmıştır (Chen ve ark. 2012; Kaval ve ark. 2018; Nageh ve ark. 2022). Revaskülarizasyon tekniği ile bazı dokuların yerine konulabildiği savunulduğu için iç kök rezorpsiyonuna sahip dişlerde bu tekniğin tercih edilebileceği bildirilmiştir (Chen ve ark. 2012; Kaval ve ark. 2018; Nageh ve ark. 2022). Bu tedavi yöntemi özellikle kök ucu kapanmamış sürekli dişler için geçerlidir. Sınırlı sayıda çalışma sebebiyle iç kök rezorpsiyonlu dişlerde revaskülarizasyon yönteminin uzun dönem sonucu ve kalıcılığı hakkında bilgi oldukça sınırlıdır (Chen ve ark. 2012; Kaval ve ark. 2018; Nageh ve ark. 2022).

2.3. Dış Kök Rezorpsiyonu (DKR)

2.3.1. Yüzeyel Dış Kök Rezorpsiyonu (YDKR)

Kökün dış yüzeyinde meydana gelen bu rezorpsiyon prognozu en iyi rezorpsiyon tipidir. Kökün dış yüzeyinde başlayıp, sement dokusu ile sınırlanmaktadır. Gömülü dişlerin uyguladığı basınç, ortodontik tedavi, kist ve tümörler yaygın nedenidir (Levander ve Malmgren 1988; Suci ve ark. 2010; Yamaoka ve ark. 1999). Bugüne kadar yapılan çalışmalarda %1-5 prevalans gözlenmiştir (Patel ve ark. 2010).

Patogenezinde ise presegmentumdaki basınç kaynaklı hasar yer almaktadır. Bu basınçla periodontal ligament (PDL)'deki kan damarları hasar görür ve odontoklastlar kök yüzeyini rezorbe etmeye başlar (Lyroudia ve ark. 2002; Patel ve ark. 2010).

Genellikle asemptomatiktir. Radyografik tespiti oldukça zordur. Perküsyon testine yanıtları normaldir. Rezorpsiyon alanı 0.02 mm'den derin olmamakla beraber pulpa genellikle vitalite testlerine pozitif cevap verir. Etiyolojik etkenin giderilmesi sonucunda iyileşme başlayabilmektedir (Gunraj 1999; Patel ve ark. 2010).

2.3.2. İnflamatuar Dış Kök Rezorpsiyonu (İDKR)

İnflamatuar dış kök rezorpsiyonu (İDKR) kök yüzeyini etkileyen, dental travmalardan lüksasyon ve avülsiyon yaralanmalarının ardından sık görülebilen bir durumdur. Klinik olarak ani başlar, hızlı ilerleyebilir ve ilgili diş tedavi edilmezse birkaç ay içinde tüm kök yüzeyini rezorbe edebilecek şekilde kök dentininde yıkıma neden olabilir (Laux ve ark. 2000; Andreasen ve ark. 2007; Patel ve ark. 2010). Tedavi, rezorptif süreç teşhis edilir edilmez yapılmalıdır. İDKR ne kadar erken teşhis edilir ve tedavi edilirse, etkilenen diş için prognoz o kadar iyi olacaktır (Andreasen ve ark. 2007; Patel ve ark. 2010).

2.3.2.1. İnflamatuar Dış Kök Rezorpsiyonunun Etiyolojisi ve Patolojisi

İDKR'nin başlaması için birkaç koşulun sağlanması gerekmektedir. Daimi dişler rezorpsiyona karşı direnç gösterirler. Dişleri kök rezorpsiyonuna karşı koruyan mekanizmalar, odontoklastların kök kanal duvarını ve dış kök yüzeyini kaplayan mineralize olmayan tabakalara tutunmasını genel olarak engellemektedir (Wedenberg ve Lindskog 1985).

İDKR'nin lüksasyon yaralanmalarından sonra dişlerin %5-8'inde ve avülse dişlerin replantasyonundan sonra dişlerin %30'unda meydana geldiği bildirilmiştir (Crona-Larsson ve ark. 1991).

İDKR'nin patogenezinde; PDL'deki sarsılma (konküzyon) yaralanmaları sonucu, periodontal yapıları içeren travmatik bir dental yaralanmadan sonra, yara iyileşmesi başlar, bu sırada osteoklastlar ve makrofajlar hasarlı dokuyu çıkarmak için yaralanma bölgesine gelir. Yaralanma ardından presegmentum hasarı gelişir ve odontoklastlar kök yüzeyine tutunarak rezorpsiyonu başlatırlar (Andreasen JO 1992; Andreasen J ve Andreasen F 2007).

2.3.2.2. İnflamatuvar Dış Kök Rezorpsiyonunun Histolojisi

İnflamatuvar dış kök rezorpsiyonunun histolojik görüntüsü sement ve dentinde çanak şeklinde rezorpsiyon alanları ile tanımlanabilir. Howship boşukları ise tüm rezorpsiyon alanlarında görülebilen ortak histolojik görüntüdür. Granülasyon dokusunun matriksinde polimorfonükleer lökositler, lenfositler, plazma hücreleri yer almaktadır (Laux ve ark. 2000; Berman ve Hargreaves 2020 pp. 727).

Histolojik kesitlere bakıldığında odontoklastların yoğun işgal alanlarına rastlanmaktadır. İltihaplı bölgede, polimorfonükleer lökositler, lenfositler ve plazma hücreleri gibi karışık inflamatuvar hücreler görülür. Kılcal damarların çoğalması da inflamasyonun bir özelliği olarak rezorpsiyon alanında görülür (Patel ve ark.2007; Patel ve ark. 2010).

2.3.2.3. İnflamatuvar Dış Kök Rezorpsiyonunun Klinik Özellikleri

İlgili diş normal görünebilir ve vitalite testlerine genellikle pozitif yanıt verirler. İleri vakalarda pulpa ve periapikal dokularda belirti oluşturabilirler. Dişte renkleşme, sinüs yolu, perküsyon ve palpasyonda hassasiyet olabilmektedir (Berman ve Hargreaves 2020 pp. 728).

2.3.2.4. İnflamatuvar Dış Kök Rezorpsiyonunun Radyografik Özellikleri

İnflamatuvar dış kök rezorpsiyonu radyografide iç bükey çanak şeklinde radyolusent bir görüntü şeklindedir. Rezorpsiyon alanında radyografide lamina duranın kaybı izlenmektedir (Andreasen ve Hjorting-Hansen 1970; Laux ve ark. 2000). Konvansiyonel radyografiler en çok kullanılan radyografik teşhis yöntemidir ancak dişlerden alınan radyografiler iki boyutlu olduğundan rezorpsiyon yalnızca proksimal yönde ise saptanabilmektedir. Kökün bukkal veya palatinal yönünde oluşmuş veya ilerlemiş rezorpsiyon tespiti konvansiyonel yöntemlerle belirlenemez. Bazı rezorpsiyon olgularında lezyonun gerçek kapsam ve boyutunu saptamak, kök yüzeyinde etkilenen rezorpsiyon alanını ve kök duvarı perforasyonu olup olmadığını saptamak için KIBT incelemesine başvurulabilir (Bhuva ve ark. 2011; Durack ve ark. 2011). Literatürde radyografik muayenede; oklüzal radyografi, paralel radyografi ve mezial-distal yönlü açılandırma ile radyografiler alınması önerilmektedir (Flores ve ark. 2007).

2.3.2.5. İnflamatuvar Dış Kök Rezorpsiyonunun Tedavisi

İnflamatuvar dış kök rezorpsiyonu tedavisinde amaç etiyolojik faktörün ortadan kaldırılması, tedavi edilebilir vakalar için kök kanal tedavisi, ileri derecede tedavi edilemez vakalar için çekimdir (Patel ve ark. 2007; Patel ve ark. 2010).

Kök kanal tedavisi ile rezorpsiyonu uyarıcı faktörler ve toksinler ortadan kaldırılarak rezorptif süreç durdurulur. Rezorptif sürecin hızlı ilerlemesi sebebiyle rezorpsiyon tespit edilir edilmez kök kanal tedavisine başlanmalıdır (Fuss ve ark. 2003).

İnflamatuvar dış kök rezorpsiyonunda kök kanal tedavisi sırasında dezenfeksiyon için kalsiyum hidroksit kullanımı önerilmiştir (Türkün ve Cengiz 1997; Haasapola ve ark. 2006; Siqueira ve ark. 2007). Diğer alternatifleri ise Ledermix (Riemser, Greifswald, Almanya) gibi antibiyotik-kortikosteroid ilaç kombinasyonudur (Krstl ve ark. 2021).

Mevcut periapikal lezyonun iyileşmesi ve daha önce rezorbe olmuş kök çevresinde periodontal ligament oluşumu, tedavinin klinik olarak başarılı olduğunu gösterir. Kök kanal dolgusunda güta-perka kon kullanılacaksa konun apikale tam uyumu sağlanmalıdır. Ayrıca kanal dolgusunda biyouyumlu, sızdırmazlık özelliği iyi, sert doku oluşturmaya elverişli kalsiyum silikat içerikli simanlar kullanılabilir (Patel ve ark. 2007; Tuna ve ark 2011; Elnaghy ve Elsaka 2016).

2.3.3. Dış Kök Replasman (Yer Değiştirme) Rezorpsiyonu (DKRR)

Kök kanalının enfekte olmadığı ancak dış dokularının alveol kemikle yer değiştirmesini içeren, diş kaybıyla da sonuçlanabilen dış kök rezorpsiyon tipidir. Etiyolojisi travmatik yaralanmalar, avülsiyon ve intrüzyon yaralanmaları olabilir (Soares ve ark. 2015). Periodontal ligamentteki hasar aşırı olduğunda alveol soketindeki iyileşme (kemik iliği hücreleri ile kemik oluşumu) ve periodontal ligamentteki iyileşme (sement ve sharpey lifi oluşturma) aynı anda gerçekleşir. Kök yüzeyinin %20'sinden daha azında bu durum varsa geçici bir ankiloz meydana gelebilir. Bu ankiloz daha sonra fonksiyonel uyaranlarla rezorbe olabilir. Böylece diş, kemiğin remodelling (yeniden şekillenme) sisteminin bir parçası haline gelir. Komşuluktaki alveolar kemikten gelen osteoklastlar hasarlı bölgeyi doldurur ve zamanla ilerleyici replasman rezorpsiyonu ve ankiloz oluşturur (Lin ve ark. 2013).

Klinik belirtilerinde kökün %10-20'sinde replasman rezorpsiyonu olan dişler pulpa duyarlılık testlerine gecikmeli de olsa yanıt verebilirler. Klinik olarak diş

hareketsizdir ve perküsyona duyarlıdır, ankiloza bağlı hareket kaybı sonucunda ise dişte infraoklüzalde konumlanma oluşabilir.

Replasman rezorpsiyonunun teşhisinde radyografik olarak konvansiyonel yöntemler kullanılabilir (Patel ve ark. 2007). Radyografide superpoze olabilecek yapılar nedeniyle ankilozu tanımlamak zor olabilmektedir. Radyografide periodontal ligament izlenmez. Erken evrede belirti vermeyebilir. Özellikle takip radyografilerinde rezorpsiyon alanında kademeli bir artış görülürse ilgili diştten KIBT istenebilir (Durack ve Patel 2016).

Erken tespiti tedavi protokolü için önemlidir. Dış kök replasman tedavisi hastanın yaşına bağlıdır (Patel ve Ford. 2007; Patel ve ark. 2010). Erişkinlerde infraoklüzyonda kalan diş için kompozit ile estetik iyileşme yeterli olabilir. Ancak çocuklarda etkilenen dişte rezorpsiyon ileri aşamalarda ise dekorasyon gerekebilir. İlgili diş için çekim endikasyonu konulmuşsa ototransplantasyon veya ortodontik tedavi uygulanabilir (Andreasen ve ark. 2007; Patel ve Ford. 2007; Patel ve ark. 2010).

2.3.4. Servikal Dış Kök Rezorpsiyonu (DSR)

Servikal dış kök rezorpsiyonu dişin servikal bölgesindeki epitel ataçmanın hemen altında oluşur. Kök dentinini herhangi bir yönde ve değişen ölçülerde rezorbe eder. İlerlemiş vakalarda kökün orta ve apikal üçte birine kadar ilerleyebilir (Patel ve ark. 2007; Patel ve ark. 2010; Mavridou ve ark. 2016).

Servikal dış kök rezorpsiyonunun etiyolojisi tam olarak tanımlanamamış olsa da etiyolojisi ve patogenezi diğer dış rezorpsiyonlara benzemektedir. Mine-sement birleşim bölgesinin anatomisi değişkenlik göstermekle beraber bazı dişlerde mine ve sement arasındaki bağlantı tam değildir. Bazı dişlerin servikal bölgesinde mine ve sement tam olarak birleşmez bu durumda klastik aktiviteye karşı korumasız dentin kanalları açığa çıkar. Rezorpsiyonun başlamasına etken olan çeşitli etiyolojik faktörler literatürde bildirilmiştir. Bunlar ortodontik tedavi, travma, kötü ağız hijyeni, dentoalveoler cerrahi, periodontal tedavi, intrakuronal beyazlatma, bifosfonat tedavisi, varicella zoster virüs enfeksiyonu ve ailesel yatkınlık şeklindedir (Patel ve ark. 2007; Mavridou ve ark. 2016).

Servikal dış kök rezorpsiyonun patogenezinde koruyucu mineralize sementin hasar görmesi ve odontoklastik hücrelerin dentini rezorbe etmesi yer alır (Mavridou ve ark. 2016).

Klinik bulgular rezorptif defektin büyüklüğüne bağlı olarak değişebilmektedir. ‘Pink Spot’ da denilen pembemsi görüntü incelenmiş dentin miktarı sebebiyle kuronda görülebilir. Bu pembemsi renk rezorpsiyon boşluğundaki fibrovasküler granülasyon dokudan kaynaklanır. Klinikte sondalamada sert bir his alınır, bu his servikal bölgedeki çürükle ayırt edilmesini sağlar. Rezorpsiyonun pulpaya ulaşması pulpitis ve periodontitis semptomlarına sebep olabilir. Pulpa nekroz olmadığı sürece duyarlılık testlerine pozitif yanıt vermektedir (Patel ve ark. 2007).

Servikal dış kök rezorpsiyonu; şiddeti ve fazına bağlı olarak değişken radyografik özelliklere sahiptir. Rezorptif fazda radyolusent iken, ilerlemiş vakalarda fibro-osseöz doku birikimi sonucu benekli bir radyolunsensi olarak radyografide görülmektedir. Servikal dış kök rezorpsiyonunu İKR’den ayırt edebilmek için paralaks radyografiler çekilmelidir. İç kök rezorpsiyonu lezyon görüntüsü X ışının açısı değiştiğinde kök kanalının merkezinde kalmaya devam ederken, servikal dış kök rezorpsiyon görüntüsü ışınlama açısına bağlı olarak kök kanalına göre yer değiştirmektedir. İki boyutlu radyografilerin sınırlamaları sebebiyle KIBT servikal dış kök rezorpsiyonları için daha doğru bir teşhis ve tedavi planı sunmaktadır (Patel ve ark. 2009).

Rezorpsiyon Alanının Yüksekliği	Rezorpsiyon Alanının Çevresel Yayılımı	Rezorpsiyon Alanının Kök Kanalına Yakınlığı
- Sınıf 1: Mine <u>sement birleşiminde</u> veya <u>kronalinde</u> (Suprakrestal) - Sınıf 2: <u>Kökün kronal 1/3’ünde</u> ve <u>kemik krestinin apikalinde</u> (Subkrestal) - Sınıf 3: <u>Kökün orta 1/3’ünde</u> - Sınıf 4: <u>Kökün apikal 1/3’ünde</u>	- A: $\leq 90^\circ$ - B: $>90^\circ - \leq 180^\circ$ - C: $>180^\circ - \leq 270^\circ$ - D: $>270^\circ$	- d: <u>Dentin ile sınırlı lezyon</u> - p: <u>Pulpa ilişkili lezyon</u>

Şekil 2-2: Servikal dış kök rezorpsiyonunun Patel tarafından 3 boyutlu görüntüleme yöntemleri ile sınıflandırılması (Patel ve ark. 2018)

Patel ve ark. (2018) servikal dış kök rezorpsiyonlarını KIBT kullanarak; rezorpsiyon alanının yüksekliğine, rezorpsiyon alanının çevresel yayılımına, rezorpsiyon alanının kök kanalına yakınlığına göre sınıflamışlardır (Şekil 2-2). Servikal

dış kök rezorpsiyonunun tedavisi defektin boyutuna, kökteki lokalizasyonuna, lezyonun kök kanal sistemi ile ilişkisine ve dişin restore edilebilirliğine göre değişir. Temel hedef rezorptif sürecin sonlandırılması ve onarılması şeklindedir. KIBT taramaları, defektin konum ve boyutunu belirleyerek tedavi planlamasına yardım eder. Tedavi seçenekleri rezorpsiyon bölgesinin konum ve boyutuna göre; kök kanal tedavisi, kasıtlı replantasyon, takip veya çekim olabilmektedir (Patel ve ark. 2018).

2.3.5. Geçici Apikal Yıkım

Apeksi kapanmış dişlerde lüksasyon travması sonucunda, pulpa ve periodonsiyumun tamir süreci sonucu oluşan doğal iyileşme durumudur. Travmadan sonra birkaç hafta içinde apeks çevresinde inflamasyon reaksiyonları başlar. 1-3 ay içinde osteoklast benzeri hücreler rezorpsiyona başlarlar. Ancak 3-6 ay içinde genişlemiş olan foramen apikaleden proliferen olan yeni damarlar pulpa boşluğuna ilerler ve inflamasyonu durmasıyla, apikal bölgede tamir sürecini başlatırlar (Cohenca ve ark. 2003).

2.4. Kalsiyum Silikat İçerikli Materyaller

Diş hekimliğinde, yeni malzeme ve tekniklerin gelişmesiyle ortaya çıkan biyoaktivite terimi, dokularda fiziksel ve kimyasal özellikleriyle dayanıklı olan ve çevre dokularla etkileşim oluşturma kabiliyetine sahip malzemelerin özelliği olarak tanımlanır (Camilleri ve Mallia 2011; Camilleri 2020 pp. 1). Bu biyoaktif materyaller doku sıvılarıyla temas ettiğinde çevre dokularla etkileşime girerek ve doku rejenerasyonlarını desteklemek için indükleyici özellik göstererek kalsiyum hidroksit oluştururlar (Camilleri ve Mallia 2011). Bu nedenle diş hekimliğinde birçok çalışma biyoaktif ve biyouyumlu materyallerin geliştirilmesi yönünde olmuştur (Camilleri ve Mallia 2011; Jefferies 2014; Çakan ve ark. 2018). MTA başta olmak üzere bütün kalsiyum silikat içerikli simanlar, kendiliğinden sertleşen hidrolik simanlardır (Darvell ve Wu 2011). Kalsiyum silikat bazlı simanlar ana olarak dikalsiyum silikat ve trikalsiyum silikatdan oluşmaktadır. Toz ve likit karışımı ile $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ve kalsiyum silikat hidrat oluşumu görülür. Karışım reaksiyonunun tamamlanması sonucu sert bir yapıya dönüşen kolloidal bir jel oluşur (Camilleri 2007; Camilleri 2008). Kalsiyum silikat bazlı simanlar apeksogenez, apeksifikasyon, perforasyon tamiri, rezorpsiyon tamiri, açık apexli dişlerde dolgu materyali olarak ve sert doku oluşumu indüklemek amacıyla endodontik prosedürlerde kullanılmaktadır (Bayrak ve ark. 2009; Pariokh ve Torabinejad 2010). Kalsiyum silikat içerikli simanların herhangi bir inflamasyon bulgusu göstermeden,

salgıladıkları transforme edici büyüme faktörleri (TGF) ile dentin köprüsü oluşumunu indüklediği bildirilmiştir (Nowicka ve ark. 2013; Camilleri ve ark. 2014). Dikalsiyum silikat ve trikalsiyum silikat partiküllerinin su ile girdiği reaksiyon sonucu yan ürün olarak ortaya çıkan kalsiyum (Ca^{+2}) iyonları mineralizasyonda, hidroksil (OH^-) iyonları pH'ı yükselterek antibakteriyel etkide, silisyum (Si) iyonları ise sert doku oluşumunu sağlayan osteoblastların uyarılmasında rol oynar. Bu iyonların ortamda bulunması sayesinde dentin köprüsü oluşur (Camilleri ve ark. 2014; Giraud ve ark. 2019).

Kalsiyum silikat simanların yaygın kullanımı MTA'nın bulunması ile başlamıştır (Torabinejad ve Chivan 1999). Kalsiyum silikat simanların ana bileşenleri; siman, karıştırma likiti, katkı maddesi ve radyopaklaştırıcılardır (Camilleri 2020 pp. 2-3).

Geçmişten günümüze rezorpsiyon tamiri amacıyla kullanılabilecek, kalsiyum silikat içerikli çeşitli biyoaktif endodontik materyaller piyasaya sürülmüştür. Son yapılan sınıflandırma ile bu materyaller Tablo 2-1'de gösterildiği gibidir. Bu sınıflandırmadaki gruplar ilk üretilen MTA'nın eksikliklerin giderilmesi amacıyla üretilen diğer kalsiyum silikat simanları göstermektedir (Camilleri 2020 pp. 2).

Tablo 2- 1: Kalsiyum silikat simanların sınıflandırılması (Camilleri 2020)

TİP	İÇERİK	ÖRNEK SİMAN	ÜRETİCİ FİRMA
TİP 1	Siman: Portland Simanı Katkı maddesi: - Su: +	ProRoot MTA	Dentsply Sirona, Johnson City, ABD
TİP 2	Siman: Portland Simanı Katkı maddesi: + Su: +	MTA Angelus BioMTA+ MM-MTA	Angelus, Londrina, Brezilya Cerkamed, Stalowa Wola, Polonya Micro-Mega, Besançon, Fransa
TİP 3	Siman: Portland Simanı Katkı maddesi: + Su: -	EndoSeal MTA Fillapex Theracal	Maruchi, Wonju, Kore Angelus, Londrina, Brezilya Bisco Inc, Schaumburg, ABD
TİP 4	Siman: Tri/DiKalsiyum Silikat Katkı maddesi: + Su: +	Biodentine Bioaggregate BioRoot	Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, Fransa BioCeramix, Vancouver, Kanada Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, Fransa
TİP 5	Siman: Tri/DiKalsiyum Silikat Katkı maddesi: + Su: -	TotalFill	FKG Dentaire SA, La Chaux, İsviçre

2.4.1. Endodontide Kullanılan Simanların Sahip Olması Gereken İdeal Özelliklerin Kalsiyum Silikat Simanlar Açısından Değerlendirilmesi

- Kısa sertleşme zamanına sahip olmalıdır.

Kısa sertleşme süresi, kök kanalı ile periodonsiyum arasında sıkı bir sızdırmazlık sağlamaya yardımcı olabilirken; uzun sertleşme süresi, karışımın kıvamının korunmasında zorluklara neden olabilmektedir (Wang 2015; Santos ve ark. 2018).

- Yüksek mekanik dayanıma sahip olmalıdır.

Bir malzemenin basınç dayanımı, malzeme dışten ayrıldığında ulaşılan tek eksenli basınç geriliminin değeridir. Bir simanın yüksek basınç dayanımına sahip olması, deformasyona ve büzölmeye neden olan ağız içi kuvvetlere dayanabilmesini sağlar (Torabinejad ve ark. 1995; Wang 2015). Eğilme mukavemeti, bir malzemenin bir yük altında deformasyona direnme gücü olarak tanımlanan başka bir mekanik mukavemet türüdür (Moshaverinia ve ark. 2010; Wang 2015). Malzemenin eğilme mukavemeti ne kadar yüksek olursa, klinik kullanımda kırılma riski de o kadar düşük olur (Moshaverinia ve ark. 2010; Wang 2015).

- Yüksek alkali pH ve kalsiyum iyon salınımı göstermelidir.

Birçok çalışma, yüksek alkali pH'ın, kök yüzeyindeki rezorpsiyon hücrelerinin biyolojik aktivitesini ortadan kaldıracıebileceğini bildirmiştir. Bu nedenle kalsiyum silikat simanların yüksek alkali pH göstermesi ve kalsiyum iyonu salınımı istenilen bir özelliğidir (Wang 2015).

- Yüksek radyoopasite, düşük porozite ve çözünürlük göstermelidir.

İdeal bir kök kanal dolgusu ve dolgu materyalinin radyografide görölebilmesi için belli derecede radyoopasiteye sahip olması gerekir. Alüminyum blok, test edilen bir malzemenin radyopaklığını değerlendirmek için kontrol malzemesi olarak kullanılır. Uluslararası standartlar minimum 3mm Al blok kalınlığına eşdeğer radyoopasite gerektiğini bildirir (Torabinejad ve ark. 1995; Wang 2015). Kalsiyum silikat bazlı simanların mekanik direnci düşük porozite seviyelerine bağlıdır. Porozite ne kadar düşük olursa mekanik dayanım da o kadar yüksek olur (Holt ve ark. 2007; Wang 2015).

Kök kanal dolgusunda kullanılan kalsiyum silikat simanların düşük çözünürlük göstermesi istenen bir özelliğidir (Torabinejad ve ark. 1995; Wang 2015).

- Biyouyumlu olmalıdır.

Kalsiyum silikat bazlı simanlar sıklıkla pulpa veya periodonsiyum ile yakın temas halinde olduğundan toksik olmamalı ve dokularla biyolojik olarak uyumluluk göstermelidir (Wang 2015).

- Biyomineralizasyonu stimule etmelidir.

Biyomineralizasyon sayesinde materyal ve doku arasında iyileşme kolaylaşır, bu durum pH'nın yükselmesine, mineral iyonlarının salınmasına ve apatit benzeri yapıların oluşmasına neden olur. Endodontide kullanılan kalsiyum silikat simanların biyomineralizasyonu stimule etmesi beklenir (Reyes Cormona ve ark. 2009; Wang 2015).

- Antibakteriyel etki göstermelidir.

Kök kanal tedavisinden sonra dentin tübüllerinde, lateral kanallarda ve apikal dallanmalarda mikroorganizmaların kalabildiği bildirilmiştir. Bu nedenle kök kanalında kalsiyum silikat materyallerin uzun süreli antibakteriyel aktiviteye sahip olmasının faydalı olduğu düşünülmektedir (Nair P ve ark. 2005; Wang 2015).

2.4.2. Güncel Kullanılan Kalsiyum Silikat İçerikli Materyaller

Kalsiyum silikat içerikli simanların endodontik tedavilerde kullanılan bir çok çeşidi bulunmaktadır. Bu çalışmada, ProRoot MTA (Dentsply Sirona, Johnson City, TN), Biodentine (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, Fransa), BioMTA+ (Cerkamed, Stalowa Wola, Polonya), ve NeoMTA 2 (Avalon Biomed, Houston TX, ABD) kullanılmaktadır.

2.4.2.1. ProRoot MTA

ProRoot MTA kullanım kolaylığı sağlamak için hazır ölçülü ve tek kullanımlık poşetlerde paketlenmiş ince hidrofilik bir tozdur. Piyasada bulunan ilk ürünü, gri renkli toz formunda ProRoot MTA'dır (Bozeman ve ark. 2006; Torabinejad ve ark. 1995). ProRoot MTA'ya radyoopasitesi için ağırlıkça %20 oranında bizmut oksit eklenmiş olup ve sınıflandırmada Tip-1 kalsiyum silikat siman kategorisinde yer almaktadır

(Torabinejad ve ark 1995; Camilleri 2020 pp. 3). MTA; dikalsiyum silikat, trikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat, alçıtaşı, tetrakalsiyum alüminoferrit ve bizmut oksitin bir karışımıdır. İlk çıkan MTA gri (GMTA) ve beyaz (WMTA) olmak üzere iki şekilde piyasada bulunmaktadır. WMTA, GMTA'nın dentin rengini değiştirmesi nedeniyle orijinal GMTA'dan birkaç yıl sonra geliştirilmiştir. WMTA'da GMTA'ya göre daha düşük demir, alüminyum ve magnezyum bulunmaktadır (Torabinejad ve Chivian 1999; Wang 2015).

ProRoot MTA'nın, karıştırılma sonrası pH değeri 10,2'dir ve 24 saat sonrasında pH 12,5'a yükselir. Alkali ortamın bakterilerin üremesine engel oluşturduğu bilinmektedir. Yüksek pH ile antibakteriyel bir ortam oluşturmaktadır (Torabinejad ve ark. 1995; Wang 2015). Gri ProRoot MTA'nın sertleşme süresi 2 saat 45 dk ile 2 saat 55 dk arasında değişirken; beyaz ProRoot MTA, 2 saat 20 dakikada sertleşir (Asgary ve ark. 2005; Torabinejad ve ark. 1995).

Toz-sıvı karıştırma sonrasında hidrasyon reaksiyonu meydana gelir. Bu kimyasal reaksiyon sonucu kristal-amorf jel bir yapı oluşur. Bu yapı; %87 kalsiyum, %2,47 silika ve gerisi oksijenden oluşan kristaller ve %33 kalsiyum, %49 fosfat, %2 karbon, %3 klorit ve %6 silikadan oluşan amorf bir yapı şeklindedir (Torabinejad ve ark. 1995; Camilleri 2007).

Kalsiyum-silikat-hidrat (C-S-H) jel fazını oluşturan hidrasyon reaksiyonu aşağıdaki gibi gösterilebilir (Camilleri 2007).



ProRoot MTA'nın manipülasyonu, granüler yapısı nedeniyle zordur. Retroamalgam taşıyıcı, MTA taşıyıcı, mikro-apikal yerleştirme sistemi vb. gibi özel taşıyıcılar, manipülasyon zorluğunun üstesinden gelmek ve geliştirmek için kullanılabilir (Kogan ve ark. 2006).

ProRoot MTA'nın dezavantajları; uzun sertleşme süresi, dişte renk değişimi oluşturma, manipülasyon zorluğu ve tedavinin tamamlanması için birden fazla seans gerektirmesi olarak belirtilebilir (Bozeman ve ark. 2006; Torabinejad ve ark. 1995). Bu klinik sınırlamaları en aza indirmek ve klinik kullanımı arttırmak için, MTA'nın farklı türleri üretilmiştir.

2001'de MTA Angelus piyasaya sürülmüştür. Burada sertleşme süresini azaltmak için bileşiminden kalsiyum sülfat çıkarılmıştır (Kogan ve ark. 2006).

2.4.2.2. Biodentine

MTA'nın dezavantajlarına bir alternatif olmak amacıyla, 2009'da yeni bir kalsiyum silikat bazlı materyal Biodentine piyasaya sürülmüştür (Rajasekharan ve ark. 2014). Toz içeriğinde; trikalsiyum silikat, kalsiyum karbonat, zirkonyum oksit bulunurken; kalsiyum klorid içeren su bazı likit kısmını oluşturur (Grech ve ark. 2013). Üretici firma bu biyomateryalin MTA'ya benzer özelliklere sahip olduğunu iddia ederken, fiziksel ve kimyasal özelliklerinin daha iyi olduğunu savunmuştur (Rajasekharan ve ark. 2014). Üretici bilgilerine göre sertleşme süresi 9 ile 12 dakika arasındadır. Son sertleşme 45 dakika sonra gerçekleşmektedir. Daha kısa sertleşme süresi içeriğindeki kalsiyum klorid sayesinde gerçekleşmektedir (Grech ve ark. 2013).

Üretici firma Biodentine üretimi için 'Aktif Biyosilikat Teknolojisi' isimli yeni bir teknoloji platformu kullandığını ileri sürmektedir ve trikalsiyum silikatın saflaştırılması yerine saf sentetik trikalsiyum silikat kullanımı ile ham maddenin içeriğindeki minerallerin değişmemesi sebebiyle avantajlı olduğunu iddia etmektedir (Septodont; Biodentine broşür). Bu teknolojinin kullanımı ile MTA'ya göre özellikleri daha ideal bir materyal elde edildiği savunulmaktadır (Rajasekharan ve ark. 2014).

Biodentine; kapsül formunda bulunmaktadır. 0,7 gr toz içeren tek bir kapsül ve hızlandırıcı görevi gören beş damla kalsiyum klorid içeren sıvı ile 4000-4200 rpm hızında bir karıştırma cihazında 30 saniye karıştırılır. Trikalsiyum silikat hem MTA hem Biodentine içeriğinde ortak bileşen olarak görülse de X ışını difraksiyometresinde Biodentine triklinik trikalsiyum silikat olarak; MTA'da ise monoklinik trikalsiyum silikat olarak kullanıldığı görülmüştür (Rajasekharan ve ark. 2014).

Zirkonyum oksit varlığına rağmen materyalin radyoopasitesinin diğer birçok MTA'dan önemli ölçüde düşük olması materyalin dezavantajlarından biridir. Zamanla radyoopasite kademeli olarak azaldığı için uzun süreli radyografik takiplerde zorluklara neden olmaktadır (Tanalp ve ark. 2013).

Biodentine'in hem doğrudan hem de dolaylı kuafaj prosedüründe sert ve yumuşak dokularla etkileşimleri marjinal bir sızdırmazlık sağlar ve reaksiyoner dentin sentezini ve remineralizasyonu indükleyerek alttaki pulpa için koruyucu bariyer oluşturur. Malzemenin Ca^{+2} ve OH^- iyon salınımı sayesinde indirekt pulpa kuafajı için Biodentine gibi trikalsiyum silikat malzemelerin tercih edilebileceği sonucuna varılabilir (Rajasekharan ve ark. 2014; Kurun Aksoy ve ark. 2017).

Bunun yanısıra Biodentine, hızlı sertleşme süresi, homojenite, ideal sızdırmazlık yüksek basınç dayanımı, biyouyumluluk ve biyoaktivite gibi özelliklere sahiptir (Tanalp ve ark. 2013; Camilleri 2015). Ek olarak, Biodentine'in MTA'dan daha az kuronal renk değişimine neden olduğu, çünkü zirkonyum oksitin renk değişimine neden olmadığı ve daha da önemlisi materyalin hidrasyonunu etkilemediği iddia edilmiştir. Bu nedenle, Biodentine'de bizmut oksit kullanılmaması, malzemenin renk değiştirme potansiyelini önemli ölçüde azaltmıştır (Valles ve ark. 2013). Ayrıca MTA'ya göre maliyetinin daha düşük olması ve manipülasyon kolaylığı sağlaması malzemenin olumlu özellikleri arasındadır (Valles ve ark. 2013).

Biodentine'in diğer trikalsiyum silikat simanlara göre daha yüksek basınç dayanımı göstermesi düşük sıvı/toz oranına bağlıdır. Ayrıca Biodentine eğilme dayanımı, elastiklik modülü, Vickers sertliği gibi özellikleri açısından dentine benzer ve MTA'dan daha iyi sonuçlar göstermektedir (Kaup ve ark. 2015; Arnez ve ark. 2021).

Kırılma ve baskı sonucunda oluşan kuvvetlere direncinin iyi olması, hidrolik simanların ana fiziksel özelliklerinden biri olmalıdır. Biodentine vital pulpa tedavileri ve kök dentin tamir materyali olarak kullanılabilir (Grech ve ark. 2013). Biodentine, çiğneme esnasındaki kuvvetlere yüksek dayanım göstermesi, diğer bir ifadeyle baskı sonucu oluşan kuvvetlere yüksek direnç göstermesi sebebiyle kök dentin tamir materyali olarak kullanılabilir (Grech ve ark. 2013). Biodentine'in bağlanma dayanımı ise MTA'ya göre daha yüksektir. Kanla kontaminasyon bağlanma dayanımını etkilemezken, smear tabakasının kaldırılması bağlanma dayanımını düşürmektedir (Rajasekharan ve ark. 2014).

2.4.2.3. Bio MTA+

BioMTA+'ın hidroksiapatit içeriği sayesinde biyouyumluluğu yüksek bir MTA olduğu, üretici firma tarafından iddia edilmektedir. Bu yeni kalsiyum silikat içerikli materyal CerKamed tarafından piyasaya sürülmüştür (CerKamed; Bio MTA+, broşür).

Pulpa kuafajı, iç ve dış kök rezorpsiyonlarının tamiri, pulpa amputasyonu, kök kanalı perforasyon tamirinde kullanılması önerilmektedir. Üretici firma çalışma zamanını 4 dakika, sertleşme süresini ise 2 saat olarak bildirmektedir. Toz içeriği; kalsiyumoksit, hidroksiapatit ve çeşitli oksitlerden (sodyum, demir, bizmut, potasyum, zirkonyum, magnezyum) oluşurken, likitinde su ve kalsiyum katalizörü bulunmaktadır.

Toz/likit oranı 1/2 olarak bildirilmiştir. Karıştırıldığında yoğun bir kıvamdadır. Bu kıvam kullanım kolaylığı sağlamaktadır. İçerisinde yüksek kalsiyum iyonları bulundurmaktadır. Bu kalsiyum iyonları remineralizasyon özelliği sayesinde kök kanal duvarında rezorpsiyon tamiriyle doku rejenerasyonu sağlamaktadır (Cerkamed; Bio MTA+, broşür).

Literatürde BioMTA+ ile ilgili çalışmalar materyalin yeni olması sebebiyle sınırlıdır. Renk değişimi ve dayanıklılığı ile ilgili yapılan çalışmalarda dayanıklılığı geleneksel MTA ya göre yüksek; tedavi sonrası meydana getirdiği renk değişiminin düşük olduğu öne sürülmüştür (Bastawala ve ark. 2020).

2.4.2.4. NeoMTA 2

Trikalsiyum silikat ve dikalsiyum silikat ile inorganik bileşen içeren toz kısım ve su bazlı likitten oluşan yeni bir toz-likit sistemidir. Toz içeriğinde trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, tantalyum oksit, kalsiyum sülfat; likit içeriğinde ise su ve polimer bulunmaktadır (NuSmile; NeoMTA 2; broşür).

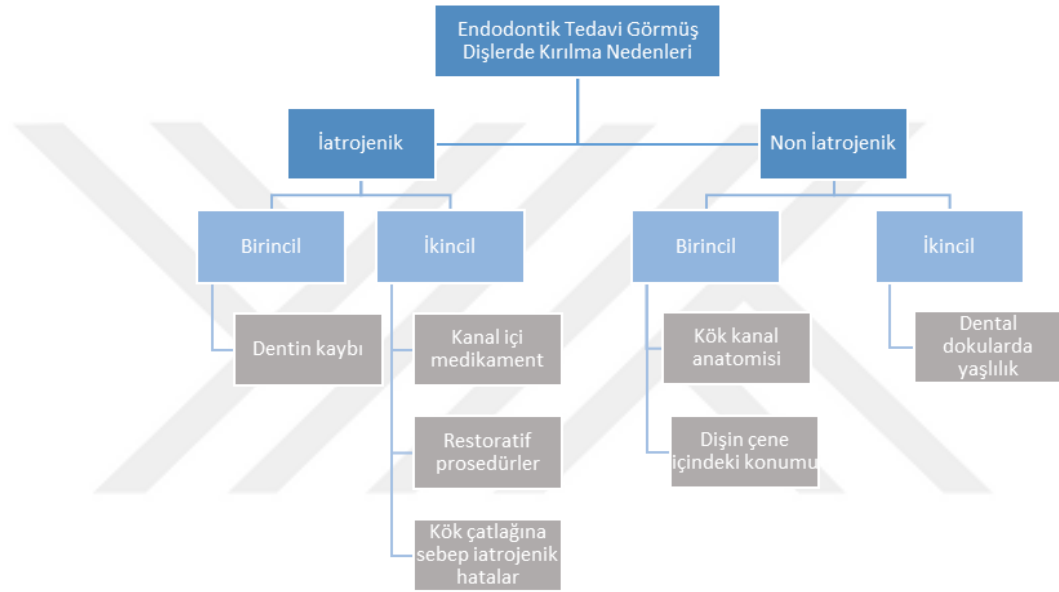
Ca^{+2} ve OH^{-} iyonları salınımı yapan NeoMTA 2 sert doku yapımını indükleyen bir materyaldir ve OH^{-} iyonları salınımı ile alkali pH gösterir bu pH ile antibakteriyel etkinlik sağlar. Radyopaklaştırıcı olarak bizmut oksit yerine tantalit oksit içeren yeni tip bu MTA'da dişlerde renkleşme olasılığının azaldığı görülmektedir (Karaaslan ve ark. 2022; NuSmile; NeoMTA 2; broşür). Çalışma süresi 14 dakikadır. Karıştırma yoğunluğu azaltıldığında bu süre 20 dakikaya kadar uzayabilir. Çalışma yoğunluğunu azaltıp, çalışma süresini uzatmak için nemli örtü ile malzemenin üzeri kapatabilir ya da likit eklenebilir. Son sertleşme süresi 14-70 dakika arasındadır. Cam levha veya sıvıyı emmeyen kağıt üzerinde metal veya plastik siman spatül ile karıştırılmalıdır (Karaaslan ve ark. 2022; NuSmile; NeoMTA 2; broşür).

Klinik olarak kullanım alanları daha çok indirekt-direkt pulpa kuafajı, pulpotomi, apeksifikasyon, endodontik cerrahi şeklindedir. Manipülasyon ve kullanımı kolaydır. Ayrıca NeoMTA 2 yerleştirildikten sonra hızlı sertleşme zamanına sahip olması ve periapikal doku tamir etme özelliği sayesinde son zamanlarda kullanımı sıklaşmıştır. Düşük çözünürlük özelliği gösterir. Boyutsal olarak stabildir ve büzülmeye karşı dirençli bir biyomateryaldir (Karaaslan ve ark. 2022; NuSmile; NeoMTA 2; broşür).

2.5. Dişlerin Kırılma Dayanımlarının Test Edilmesi

2.5.1. Endodontik Tedavi Görmüş Dişlerde Kırılma Nedenleri

Endodontik tedavi görmüş dişlerde kırılma çatlakların ilerleme eğilimi sonucunda oluşur. Diş çatlağı kökün uzun eksenini boyunca ilerleme eğiliminde olup kırıklara sebep olabilirler. Diş üzerine gelen çekme gerilim büyüklüğündeki artış dişin kırılmaya eğilimli hale getirir. Şekil 2-3’de gösterildiği gibi endodontik tedavi görmüş dişlerde kırılma nedenleri iatrojenik ve iatrojenik olmayan nedenler olarak ikiye ayrılabilir (Tanse 2008 pp. 676; Kishen 2015).



Şekil 2-3: Endodontik tedavi görmüş dişlerde kırılma nedenleri (Kishen 2015).

Endodontik tedavi görmüş dişlerde, dişlerin kırılmaya karşı direncinde azalma gözlenmiştir (Assif ve Gorfil 1994; Teixeira ve ark. 2004). Endodontik tedavili dişlerin kırılması, ilgili dişin çekimine sebep olabilmektedir (Reeh, Douglas ve ark. 1989; Sakaguchi 2012 pp. 34).

Kök kanal tedavisi esnasında kemomekanik preparasyon sırasında kullanılan aletler, kanal dentin duvarlarında zayıflamaya yol açarak kırılmaya karşı dişin dirençsiz hale getirmektedir (Lang ve ark. 2006; Reeh, Douglas ve ark. 1989). Kök kanal tedavisi sırasında kullanılan kanal aletleri; şekillendirme sırasında yaptığı hareket, aletlerin kesitleri ve bıçak dizaynı gibi faktörlere bağlı olarak kanal dentin duvarlarını farklı ölçüde etkiler (Sakaguchi 2012 pp. 34-35; Shemesh ve ark. 2009).

Kök kanal dolgusu tamamlanmış dişler kök kanal dolgusu prosedürü sırasında dentinin dehidrate olması ve dentin doku kaybı sebebiyle kırılmaya karşı düşük direnç

gösterirler (Helfer ve ark. 1972). Kök kanal dolgusu tamamlanmış dişlerle, şekillendirilmiş ancak doldurulmamış dişler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir kırılma direnci farkı bulunmayan çalışmalara da rastlanmaktadır (Lang ve ark. 2006; Reeh, Messer ve ark.1989; Sağsen 2012; Zamin 2012). Kök kanal dolgusu için tek kon tekniği, soğuk lateral kondensasyon tekniği ve termoplastik güta-perka teknikleri kullanılmaktadır (Berman ve Hargreaves 2020 pp. 326-237). Yapılan çalışmalar, lateral kondensasyon tekniğinde spreader kullanımının ve vertikal kondensasyon tekniğinde kullanılan pluggerların mikro çatlak oluşturmaları sebebiyle dişlerin kırılmaya karşı direncini azalttığını belirtmektedir (Ghoneim ve ark. 2011; Holcomb ve ark. 1987). Tek kon tekniği ile doldurulan dişlerin diğer kanal dolgu tekniklerine göre daha yüksek kırılma direnci gösterebileceği, spreader ve plugger kullanımı olmaması sebebiyle düşünülebilir (Ghoneim ve ark. 2011; Tay ve Pashley 2007; Berman ve Hargreaves 2020 pp. 866).

2.5.2. Kırılma Direncinin Değerlendirilmesi

Endodontik tedavi görmüş dişlerin başarısı, ağız içinde maruz kaldığı streslere bağlı olarak değişmektedir. Oluşan stresler dişlere gelen parafonksiyonel ve fonksiyonel alışkanlıklar sonucunda oluşmaktadır. Ağız içinde çiğneme fonksiyonu çoğunlukla karşıt dişlerin çiğneme esnasında vertikal hareketi sonucunda oluşmaktadır (Milorio ve ark. 2004; Sakaguchi 2012 pp. 29).

Birim sistemine göre uluslararası olarak kabul gören kuvvet birimi Newton'dur. Bir madde herhangi bir kuvvet ile karşılaştırıldığında madde bu kuvvete direnç gösterir. Bu direnç, uygulanan kuvvete eşit büyüklükte ve zıt yöndedir ve stres olarak adlandırılır ve tipik olarak S veya σ olarak gösterilir (Sakaguchi 2012 pp. 34-35). Hem uygulanan kuvvet hem de iç direnç (gerilme) vücudun bir alanına dağılır, bu nedenle bir nesnedeki gerilim, alan başına kuvvet veya gerilim = kuvvet/alan olarak tanımlanır. Gerilmenin doğrudan ölçülmesi zordur, bu nedenle kuvvet ve kuvvetin uygulandığı alan ölçülür ve alan başına kuvvet oranından gerilim hesaplanır. Bu nedenle stres birimi, alan birimine bölünen kuvvet birimidir (N) ve genellikle SI birimlerinde şu şekilde ifade edilir: Paskal ($1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2 = 1 \text{ MN/mm}^2$) (Sakaguchi 2012 pp. 34-35). Diş ve restorasyon materyal bileşiminin kırılmaya dayanımı değerlendirilmesi mekanik testler veya sonlu elemanlar analizi sayesinde gerçekleştirilir (Ulusoy ve Paltun 2017; Darak ve ark. 2020; Eram ve ark. 2020; Khadar ve ark. 2022). Mekanik testler için kuvvet uygulama koşulları oldukça önemlidir. Kuvvet yükü uygulama alanı, yüklemenin hızı,

yüklemenin açısı, uygulama ucu ve destek doku simulasyonu uygulama koşulları için önem teşkil eder (Soares ve ark. 2005; Plotino ve ark. 2017; Darak ve ark. 2020; Elnaghy ve Elsaka 2020). Uygulanan kuvvet materyalde gerilime sebep olur. Gerilim tipleri Tablo 2-2’de gösterildiği gibi 4 çeşittir. Basma, çekme, makaslama ve burulma olarak adlandırılır. Çekme gerilimi (tensile stress), aynı doğrultuda fakat birbirine zıt bir yönde kuvvet uyguladığında veya kuvvet uygulanan materyalin bir ucu sabit diğer uç sabit olan uca zıt bir yönde kuvvet uygulandığında oluşur. Basma gerilimi (compressive stress) aynı doğrultuda birbirine doğru uygulanan bir kuvvet sonucu veya kuvvet uygulanan materyalin bir ucu sabit diğer uca aynı yönde kuvvet uygulandığında oluşur. Genellikle basma gerilimi en çok kırılğan ve zayıf olabilecek materyallerin testleri için kullanılır. Makaslama gerilimi (shear stress), birbirine paralel olan ancak aynı doğrultuda olmayan iki kuvvet sonucu oluşmaktadır. Burulma gerilimi (torsion stress) ise uygulanan eğilme momenti sebebiyle cismin bükülmesi sonucunda oluşur (Sakaguchi 2012 pp. 35)

Tablo 2-2: Kuvvete bağlı oluşan gerilim tipleri (Sakaguchi 2012 pp. 35)

GERİLİM TİPİ	
ÇEKME GERİLİMİ	
BASMA GERİLİMİ	
MAKASLAMA GERİLİMİ	
BURULMA GERİLİMİ	

Kuvvet yükleme tipi statik ve dinamik şeklindedir (Sakaguchi 2012 pp. 42). Statik yükleme için universal test cihazı kullanılır (Almohaimede ve ark. 2020; Bayram E ve Bayram HM 2016; Darak ve ark. 2020; Mello ve ark. 2020). Universal test cihazındaki örneklere belli hız ve yönde kuvvet yükleyerek kırılma gerçekleşir. Yükleme hızı ağız içinde çiğneme esnasında gelen kuvvetleri taklit edebilmelidir. Düşük hız çiğneme fonksiyonu sırasında oluşan kuvvetleri taklit edemezken, yüksek hız

eşit olmayan stres oluşumuna sebep olur. Bu sebeple uygulanan hız 0,5-2 mm/dk olmalıdır (Çiçek ve ark. 2017; Ulusoy ve Paltun 2017). Uygulanan yükün şiddeti ise 0 N olarak başlamalıdır. Yükü uygulayan kırıcı uç dişe uzun eksen boyunca gelecek olan açığa göre ayarlanır ve kök kırığı oluşana kadar kuvvet uygulanır. Kırılma sonucunda çıkan değer Newton cinsinde kaydedilir (Bayram E ve Bayram HM 2016; Çiçek ve ark. 2017; Pecora ve ark. 2002). Düzenekte farklı uç şekilleri kullanılmaktadır (Hatibovic Kofman ve ark. 2008; Güneşer ve ark. 2016; Maia ve ark. 2023). Dişlerin kırılma direncini test ederken, yükler eşit oranda uygulanmalı ve deformasyon eşit oranda gerçekleşmelidir. Kırılma mekaniği dental malzemeler üzerinde, son zamanlarda sıklıkla uygulanmaktadır (Sakaguchi 2012 pp. 35).

ANSI/ADA No:96 (ANSI/ADA 2000) standardı, toz sıvı bazlı dental simanlar için test yöntemlerini belirtir. Bu standartta göre 28. günde basınç dayanım testi uygulanabilirken; ISO 9917 standardı ile endodontide kullanılan kalsiyum silikat içerikli simanlar için 37°C'de %95 nemde 7 günlük sertleşme sonrası basınç dayanım testi uygulanabilir (Shen ve ark. 2015; ISO 9917-1).

Sonlu elemanlar analizi ile de kırılma dirençlerini karşılaştıran testler uygulanabilmektedir (Eram ve ark. 2020; Khadar ve ark. 2022). Bu testlerde KIBT taraması veya literatür taraması sonucu elde edilen verilerle oluşturulan diş boyutlarından yazılımla elde edilmiş olan üç boyutlu modellere kuvvet uygulanır. Kuvvetin kendisini deneysel çalışmalarda taklit etmek zor olmasına rağmen, uygulanan kuvvet sonlu elemanlar analizinde tüm gruplarda standardizedir (Eram ve ark. 2020). Sonlu elemanlar analizi sayesinde örnek modeller içerisinde stres alanları ve kırılma olabilecek risk alanları görüntülenir. Bu yöntem yeni ve gelecek vadeden bir kırılma direnci belirleme yöntemidir (Jiang ve ark. 2018).

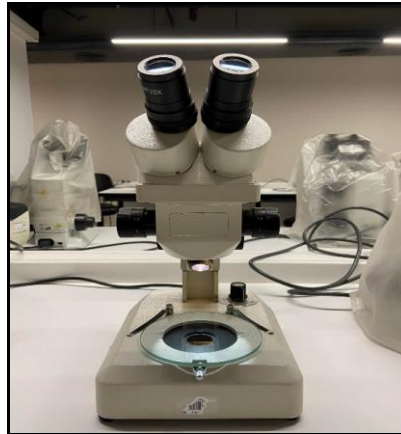
3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Etik Kurul ve Gerekli İzinler

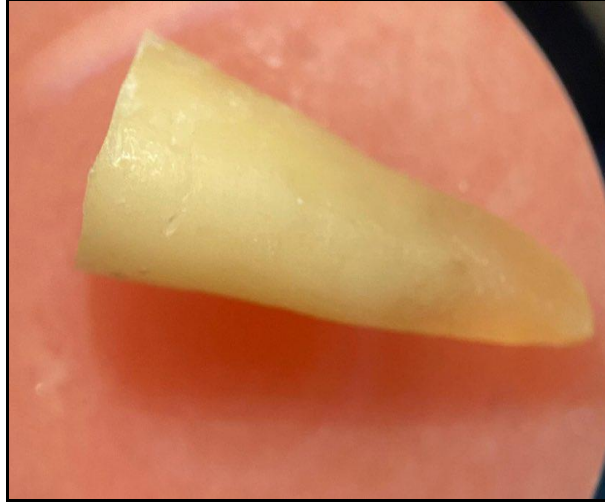
Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu'ndan etik kurul onayı (Karar No: 28678:2020) alınmıştır. Çalışmamız İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi'nin desteği (Proje No:37565) ile yürütülmüştür. Örneklerin incelenmesi İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Histoloji Anabilim Dalı Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiş olup; dişlerin kırılma deneyleri İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

3.2. Örneklerin Seçilmesi

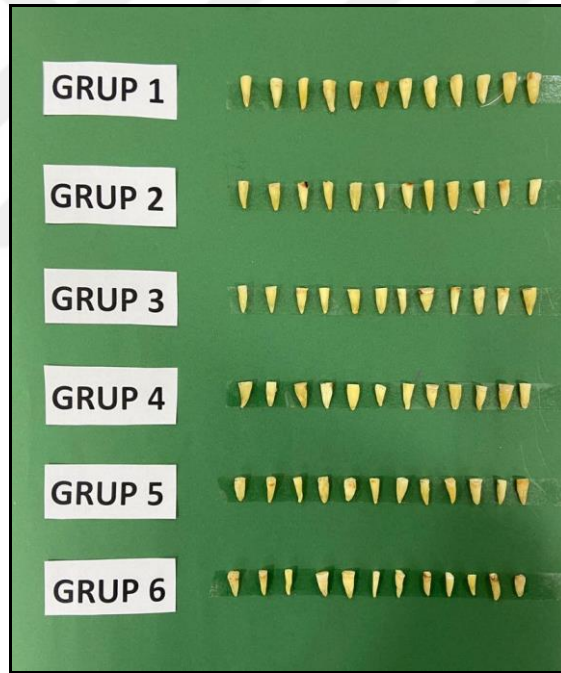
Bu çalışma 72 adet yeni çekilmiş insan sürekli üst 1. kesici dişlerinin köklerinde gerçekleştirilmiştir. Çalışma 4 çalışma grubu, 2 kontrol grubu olmak üzere toplam 6 grup üzerinde yapılmıştır. Çalışmada her grup 12 adet olmak üzere 72 adet üst 1. kesici diş kökleri kullanılmıştır. Dişler çekimlerini takiben distile su içerisinde bekletilmiştir. Tüm dişlerin periodontal yüzeyindeki dokular küret yardımıyla temizlenmiştir. Tüm dişler x20 büyütme ile mikroskop (Leica MZ7.5, Bensheim, Almanya) altında incelenip kök yüzeyinde herhangi bir çatlak, kırık veya dolgu materyali olması durumunda çalışma dışı bırakılmıştır (Şekil 3-1, Şekil 3-2). Ayrıca dişlerden alınan radyografi ile düz kanala sahip tek kök, tek kanallı, kök kanalında herhangi bir kalsifikasyon ve rezorpsiyon bulunmayan kök ucu kapalı 72 adet diş çalışmaya dahil edilmiştir. Çalışma dışı bırakılanların yerine yenileri eklenmiştir (Şekil 3-3).



Şekil 3-1: Çalışmamızda kök yüzeylerinin incelenmesinde kullanılan mikroskop (Leica MZ7.5, Bensheim, Almanya)



Şekil 3-2: Kök yüzeyinde herhangi bir çatlak, kırık veya restoratif materyal bulunmayan diş örneği (x20)



Şekil 3-3: Çalışmada kullanılan 72 adet çekilmiş üst 1. kesici diş kökleri

3.3. Örneklerin Hazırlanması

Çekilmiş 72 adet üst 1. kesici diş, kök boyu tüm dişlerde 14 mm olacak şekilde, dijital kumpasla (Wozlo, Pekin, Çin) sabitlenerek ölçümleri yapılmış ve su soğutması altında kesilmiştir (Şekil 3-4). Dişlerin mine-sement sınırında kole bölgesinden mezio-distal ve bukkalo-lingual yönde olacak şekilde çapları dijital kumpas kullanılarak ölçülmüş, çap farklılıkları %20'den fazla olan dişler çalışma dışı bırakılmıştır. Yerine

Çalışma şartını sağlayan yeni dişler eklenmiştir. Çürük dokular uzaklaştırılarak rond frez yardımıyla kanal giriş kavitesi açılmıştır. 10 numara K-tipi eğe (Mani Inc., Tochigi-Ken, Japonya) ile kök kanalına girilip kanal içerisinde herhangi bir tıkanıklık olup olmadığı kontrol edilmiştir. Tüm dişler deney süresince distile su içerisinde bekletilmiştir.



şekil 3-4: Dijital kumpas yardımıyla kök boylarının sabitlemesi

3.4. Çalışma Gruplarının Belirlenmesi

Grup 1: Kök kanalı Reciproc R40 (WDV, Münih Almanya) ile şekillendirilmiş rezorpsiyon kavitesi oluşturulmuş Biodentine (lot# B26176) ile doldurulmuş dişler (n=12)

Grup 2: Kök kanalı Reciproc R40 ile şekillendirilmiş rezorpsiyon kavitesi oluşturulmuş ProRoot MTA (lot# 0000249679) ile doldurulmuş dişler (n=12)

Grup 3: Kök kanalı Reciproc R40 ile şekillendirilmiş rezorpsiyon kavitesi oluşturulmuş NeoMTA 2 (lot#2021031603) ile doldurulmuş dişler (n=12)

Grup 4: Kök kanalı Reciproc R40 ile şekillendirilmiş rezorpsiyon kavitesi oluşturulmuş BioMTA+ (lot#1808211) ile doldurulmuş dişler (n=12)

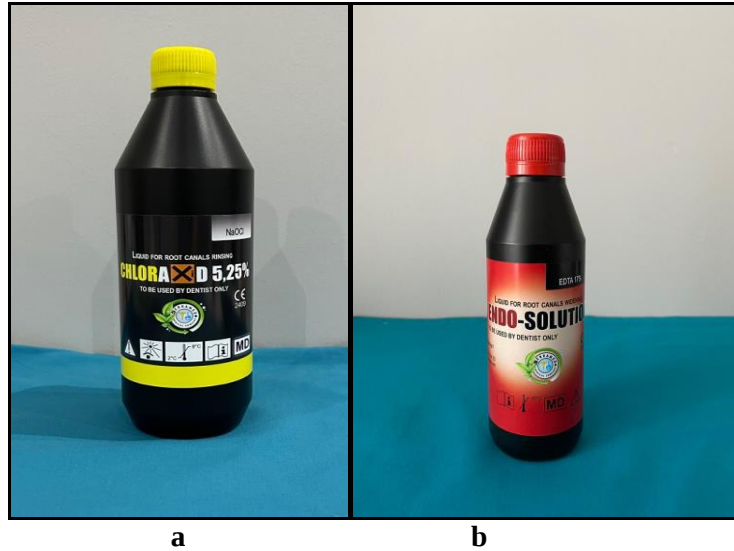
Grup 5: Kök kanalı Reciproc R40 ile şekillendirilmiş, doldurulmuş, rezorpsiyon kavitesi oluşturulmamış dişler (pozitif kontrol grubu) (n=12)

Grup 6: Kök kanalı Reciproc R40 ile şekillendirilmiş rezorpsiyon kavitesi oluşturulmuş ancak tamir materyali ile doldurulmamış dişler (negatif kontrol grubu) (n=12)

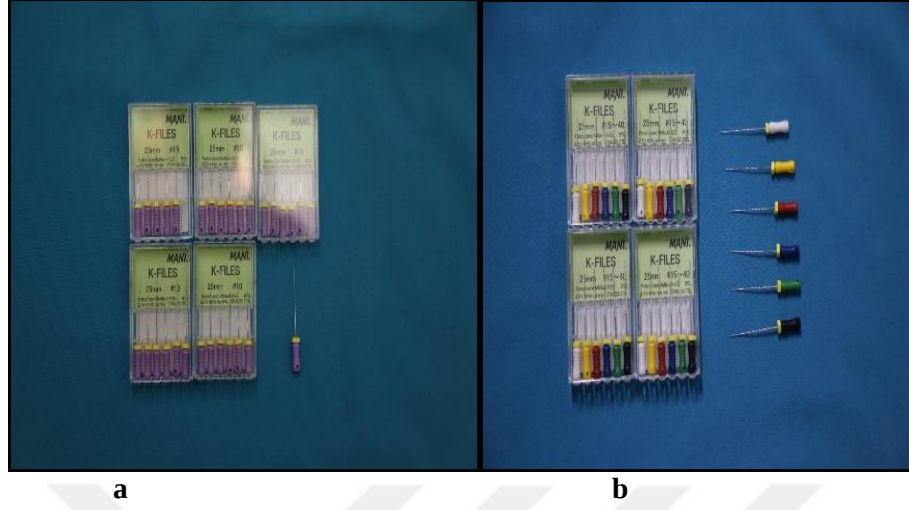
3.5. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi

Örnekler kök boyları 14 mm olacak şekilde sabitlendikten sonra kök kanalına #10 K-tipi eğe ile girilip kök ucundan görüldüğü noktadan 1 mm kısa olacak şekilde çalışma uzunluğu belirlenmiştir. #15 K-tipi eğe ile ön şekillendirme yapılmış ardından #20 K-tipi eğe kök kanalında apikal yönde ilerlenerek çevresel eğeleme ile şekillendirme yapılmıştır (Şekil 3-6). Kullanılan her el eğesi için kanal içinde sıkışmadığından emin olduğunda bir üst numaralı el eğesine geçilmiştir. #20 K-tipi eğe pulpa dokusunun uzaklaştırılmasını sağlamak ve kanal yolunu açmak amacıyla el ile enstrümanite edildikten sonra final şekillendirme işlemi için Reciproc sistemi tercih edilmiş olup üst 1. kesici apikal genişliği 40 olmasının sağlanması amacıyla Reciproc R40 eğesi, Reciproc Gold (WDV, Münih, Almanya) endomotoru ile birlikte uygun rpm ve tork değerinde kullanılarak son şekillendirme tamamlanmıştır (Şekil 3-7). Reciproc R40 eğesi kullanılırken her 3 resiprokasyon hareketi sonrası kanal eğesi çıkartılıp, üzerindeki debris artıkları temizlenmiştir.

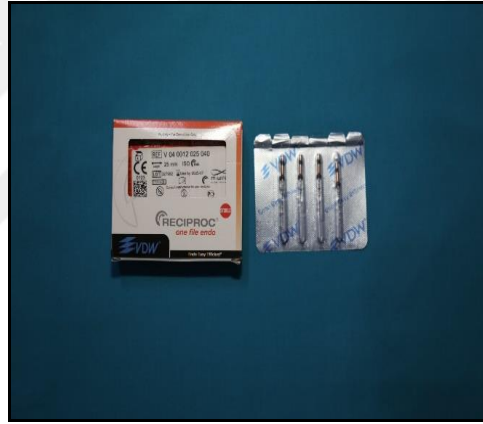
Şekillendirme işlemi yapılırken her kanal aleti arasında kök kanalları 2 ml %5,25'lik sodyum hipoklorit (NaOCl) (Cerkamed, Stawola Wola, Polonya) solüsyonu ile 30 gauge boyutunda perfore iğne kullanılarak irigasyon yapılmıştır (Şekil 3-5a). Kanal şekillendirmeleri bittikten sonra kanallar, son yıkamada 5ml %5,25'lik NaOCl kullanımı ardından distile su kullanılarak NaOCl uzaklaştırılmış, 1 dakika boyunca 3 ml %17'lik EDTA (Cerkamed, Stalowa Wola, Polonya) solüsyonu ile irige edilip 5 ml distile su kullanılarak yıkama tamamlanmıştır (Şekil 3-5b). Ardından Reciproc R40 (VDW, Münih, Almanya) numaralı paper point ile tüm kanallar 2 defa 10 saniye kurulanmıştır.



Şekil 3-5: a. Sodyum Hipoklorit solüsyonu, b. EDTA solüsyonu



Şekil 3-6: a. #10 K tipi kanal eğeleri, b. #15-40 asorti K tipi eğeleri



Şekil 3-7: Resiprokal hareketle çalışan Reciproc R40 döner alet eğeleri

3.6. Yapay İç Kök Rezorpsiyonu Oluşturulma ve Kök Kanal Dolgusunun Yapılma İşlemi

Şekillendirme işlemi tamamlandıktan dişler rastlantısal olarak 12'şer diş örneği olmak üzere 6 gruba ayrılmışlardır. 12 diş pozitif kontrol grubu oluşturmak amacıyla rezorpsiyon alanı oluşturulmayarak ayrılmıştır. Geriye kalan 60 adet diş 4 çalışma grubu ve negatif kontrol grubunda kullanılacak eşit 12 adet diştten oluşmaktadır. 60 dişte rezorpsiyon kavitesi oluşturmak amacıyla, 10 numaralı rond frez (Dimei Dental, Henan, Çin) ile kanal içinde rezorpsiyon alanı oluşturacak şekilde 6. mm'si işaretlenerek aeratör ile kök kanalına paralel ve düz bir açıyla ilerlenerek 6 mm'lik rezorpsiyon alanı aynı araştırmacı tarafından oluşturulmuştur. Apikal 8 mm'lik kısım kanalı şekillendirilmiş olarak kalırken, 6 mm'lik kısım ise rezorpsiyon alanını simule etmektedir.

72 adet dişte rezorpsiyon alanı oluşturulmamış olan pozitif kontrol grubu ve diğer gruplarda iç kök rezorpsiyonu oluşturulmamış apikal 8 mm'lik kanal Reciproc R40 uyumlu güta-perka (VDW, Münih, Almanya) ve AH Plus (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) kök kanal dolgu patı kullanılarak kanal dolguları yapılmıştır (Şekil 3-8, Şekil 3-9). Güta-perka konlarının fazla kalan kısmı, Fast Pack (Eighteeth, Changzhou, Çin) yardımıyla rezorpsiyon alanının başladığı yerden uzaklaştırılmıştır. Kök kanallarının doldurulmasını takiben kök kanal patının sertleşmesi için tüm deney gruplarındaki dişler %100 nem, 37 derecede etüv (Termal lab, İstanbul,Türkiye) ortamında 7 gün boyunca bekletilmiştir.



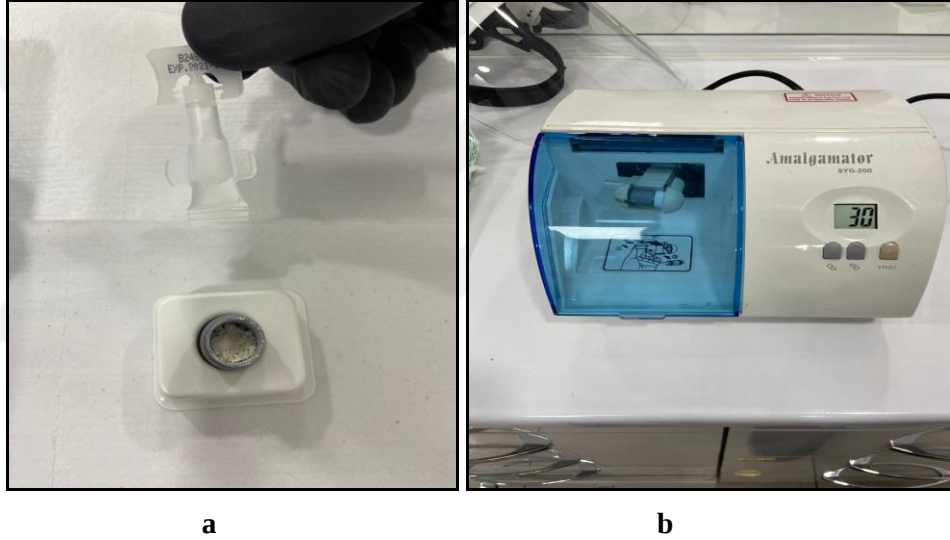
Şekil 3-8: Kök kanal dolgu patı (AH Plus)



Şekil 3-9: Kök kanal dolgusunda kullanılan Reciproc R40 uyumlu güta-perka

3.7. Rezorpsiyon Alanının Doldurulması

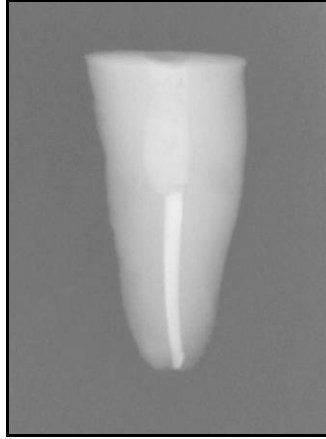
Grup 1; Biodentine grubunda, 12 adet dişin apikal 8 mm'lik kısmı Reciproc R40 uyumlu güta-perka ile doldurulduktan sonra 6 mm'lik rezorpsiyon alanının dolgusu için Biodentine'in, toz halinde olan kapsül formu kullanılmıştır (Şekil 3-12). 0,7 gr. toz içeren tek bir kapsül, beş damla kalsiyum klorid içeren sıvı ile 4000 rpm hızında bir karıştırma cihazında (Amalgamatör) (Fushion SyG-200, TRIUP International Corporation, Shanghai, Çin) 30 saniye karıştırılmıştır (Şekil 3-10, Şekil 3-11). 6 mm'lik rezorpsiyon kaviteleri 3 numaralı plugger (Fanta Dental, Shanghai, Çin) yardımıyla kondanse edilmiştir. İdeal bir tıkanma sağlanması amaçlanmış, periapikal radyografi ile rezorpsiyon alan dolgusu kontrol edilmiştir (Şekil 3-13).



Şekil 3-10: a. Biodentine toz ve likit, b. Biodentine'in karıştırılması



Şekil 3-11: Çalışmamızda kullanılan Biodentine

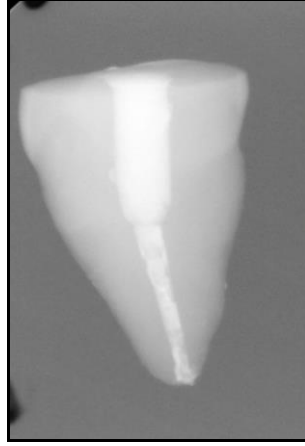


Şekil 3-12: Biodentine ile rezorpsiyon kavitesi doldurulmuş dişin radyografisi

Grup 2; ProRoot MTA grubunda; 12 adet dişin 8 mm'lik kısmı Reciproc R40 uyumlu güta-perka ile doldurulduktan sonra 6 mm'lik rezorpsiyon alanının doldurulması için ProRoot MTA, toz/likit oranı 0,5 gr toz ile mikro doz likit ampul olacak şekilde üretici talimatına uygun olarak siman camı üzerine yerleştirilmiş (Şekil 3-14) ve siman spatülü ile uygun kıvama gelene dek karıştırılmıştır. 6 mm'lik rezorpsiyon kaviteleri 3 numaralı plugger yardımıyla doldurulmuştur. Rezorpsiyon kavitesinin dolgusunu kontrol etmek amacıyla periapikal radyografi alınmıştır (Şekil 3-15).



Şekil 3-13: Çalışmamızda kullanılacak olan ProRoot MTA

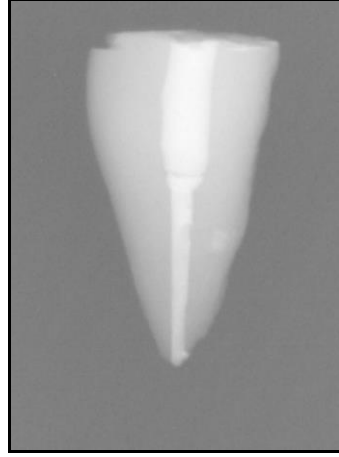


Şekil 3-14: ProRoot MTA ile rezorpsiyon kavitesi doldurulmuş dişin radyografisi

Grup 3; NeoMTA 2 grubunda, 12 adet dişin 8 mm'lik kısmı Reciproc R40 uyumlu güta-perka ile doldurulduktan sonra 6 mm'lik rezorpsiyon alanının doldurulması için üretici firma talimatlarına göre NeoMTA 2, 1(0,1gr)/1 oranında toz ve likit siman camı üzerine yerleştirilmiş (Şekil 3-16) ve uygun kıvama gelene kadar karıştırılmıştır. 6 mm'lik rezorpsiyon kaviteleri 3 numaralı plugger yardımıyla doldurulmuş, rezorpsiyon kavitesinin dolgusunu kontrol etmek için periapikal radyografi alınmıştır (Şekil 3-17).



Şekil 3-15: Çalışmamızda kullanılan NeoMTA 2

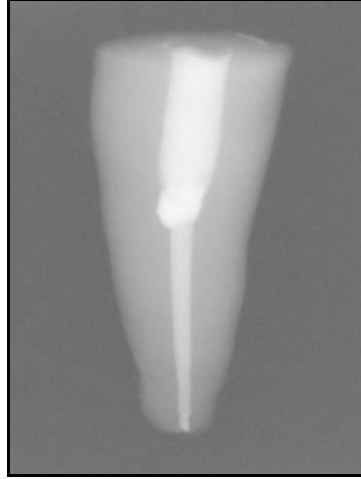


Şekil 3-16: NeoMTA 2 ile rezorpsiyon kavitesi doldurulmuş dişin radyografisi

Grup 4; BioMTA+ grubunda; 12 adet dişin 8 mm'lik kısmı Reciproc R40 uyumlu güta-perka ile doldurulduktan sonra 6 mm'lik rezorpsiyon alanının doldurulması için üretici firma talimatlarına göre BioMTA+, 1(0,14gr)/1 toz/likit olacak şekilde siman camı üzerinde 30 saniye boyunca uygun kıvama gelene kadar siman spatülü yardımıyla karıştırılmıştır (Şekil 3-18). 6 mm'lik rezorpsiyon kaviteleri 3 numaralı plugger yardımıyla doldurulmuştur. Ardından rezorpsiyon kavitesinin dolgusunu kontrol etmek için periapikal radyografi alınmıştır (Şekil 3-19).

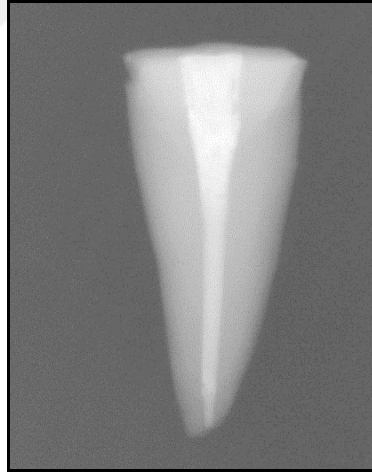


Şekil 3-17: Çalışmamızda kullanılan BioMTA+



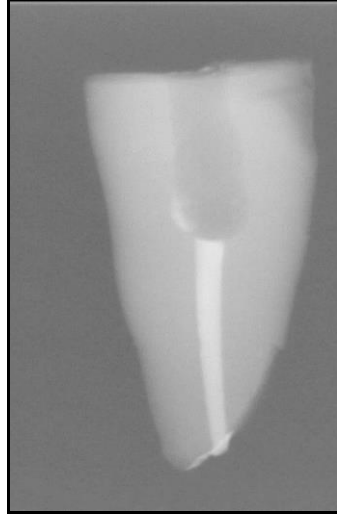
Şekil 3-18: BioMTA+ ile rezorpsiyon kavitesi doldurulmuş dişin radyografisi

Grup 5; pozitif kontrol grubunda, 12 adet diş örneği Reciproc R40 eğe ile şekillendirildikten sonra rezorpsiyon kavitesi oluşturulmayarak kök kanalı Reciproc R40 uyumlu güta-perka ile AH Plus kök kanal patı kullanılarak kök kanal dolgusu tamamlanmıştır (Şekil 3-20).



Şekil 3-19: Pozitif kontrol grubu için kullanılan diş radyografisi

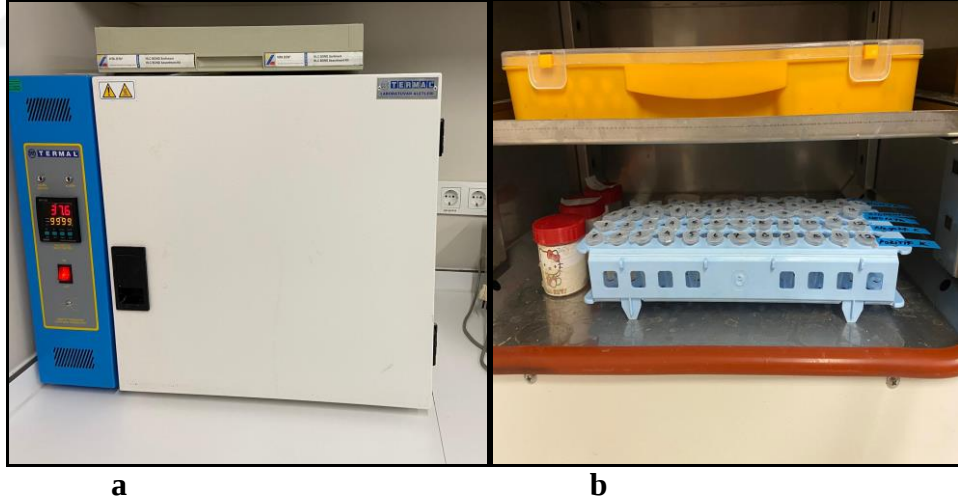
Grup 6; negatif kontrol grubunda, 12 adet diş örneği 8 mm Reciproc R40 uyumlu güta-perka ile kök kanal dolgusu tamamlandıktan sonra oluşturulmuş olan yapay rezorpsiyon alanı herhangi bir materyalle doldurulmamıştır (Şekil 3-21).



Şekil 3-20: Negatif kontrol grubu için kullanılan diş radyografisi

3.8. Örneklerin Kırılma Direnci Öncesi Hazırlanması

Kök kanallarının doldurulmasını takiben tüm deney gruplarındaki dişler steril nemli gazlı bez ile sarılıp eppendorf tüplere konulduktan sonra bütün dişler eppendorf tablasına yerleştirildi ve %100 nem, 37 derecede etüv ortamında 7 gün boyunca bekletildi (Şekil 3-22, Şekil 3-23).



Şekil 3-21: a. Etüv, b. Çalışmamızda kullanılan örneklerin etüve yerleştirilmesi

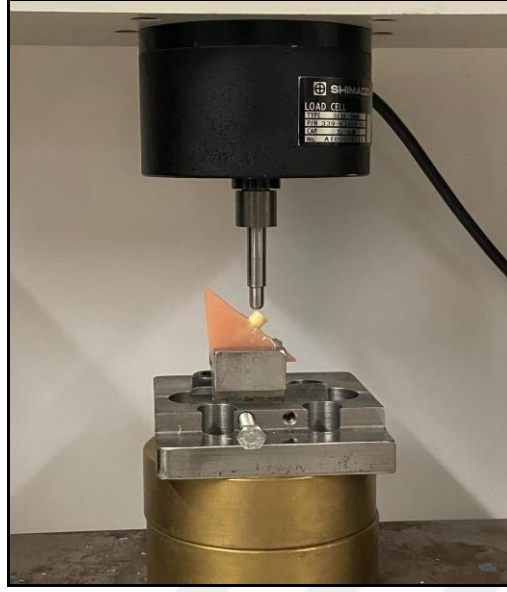


Şekil 3-22: Eppendorf tablası ve eppendorf tüp içerisindeki diş kök örnekleri

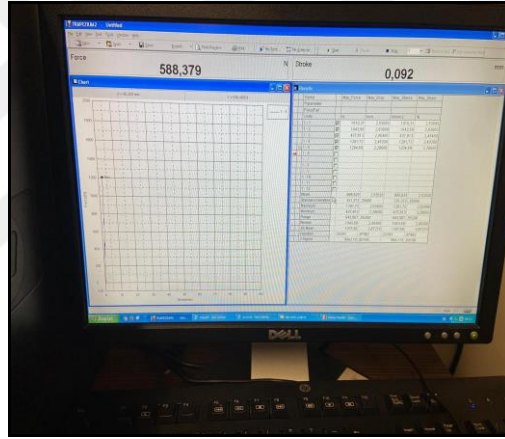
Tüm dişler etüvden çıkartıldıktan sonra akrilik bloklara gömülme işlemine başlanmıştır. Periodontal ligamenti taklit etmesi amacıyla polivinilsiloksan esaslı A tipi silikon (Elite HD+, Zhermack SpA, Rovigo, İtalya) kullanılmıştır. Tüm dişlerin akrilik blok içerisinde kalacak 7 mm'lik kısmı periodontal ligament taklidi için kullanacağımız ölçü materyali için 0.2 mm kalınlıkta mum ile kaplanmış ve akrilik (Imicryl, Konya, Türkiye) bloklara 45 derecelik açıyla 7 mm'si akrilik içerisinde kalacak şekilde paralelometre ile sabitlenerek yerleştirilmiştir. Akrilik sertleşmesi ardından örnekler sıcak suda bekletilip kök yüzeyindeki mumun uzaklaşması sağlanmıştır. Dişlerin akrilik bloklardan çıkartılması sağlandıktan sonra mum yerine kalan boşluk polivinilsiloksan esaslı A tipi silikon konularak çıkartılan dişler tekrar yerleştirilmiştir.

3.9. Örneklerin Kırılma Direnci Testi

Tüm örnekler, akriliğe gömüldüğü şekilde universal test cihazı (Autograph AG-X; Shimadzu Corporation, Kyoto, Japonya) üzerine sabitlenmiştir. Kuvveti uygulayacak olan 5 mm çapındaki küresel tip paslanmaz çelik uç dişe paralel bir şekilde konumlandırılmıştır. Dişe 1 mm/dk hızla kuvvetin iletilmesi sağlanarak, dişin uzun eksenine 135 derece olacak şekilde kuvvet uygulanmış ve kırılma anında oluşan kırılma değeri Newton cinsinden kaydedilmiştir (Şekil 3-24, Şekil 3-25).



Şekil 3-23: Akrilik blokların universal test cihazına yerleştirilmesi



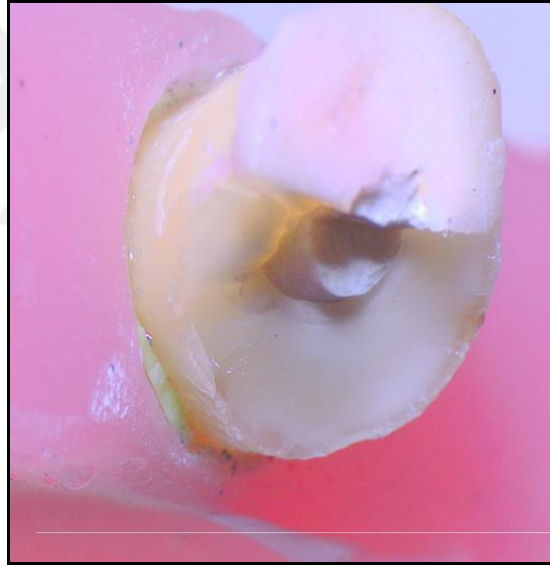
Şekil 3-24: Kırılmanın gerçekleştiği kuvvetin bilgisayar ortamında kaydedilmesi

3.10. Örneklerin Kırılma Tipinin Tespit Edilmesi

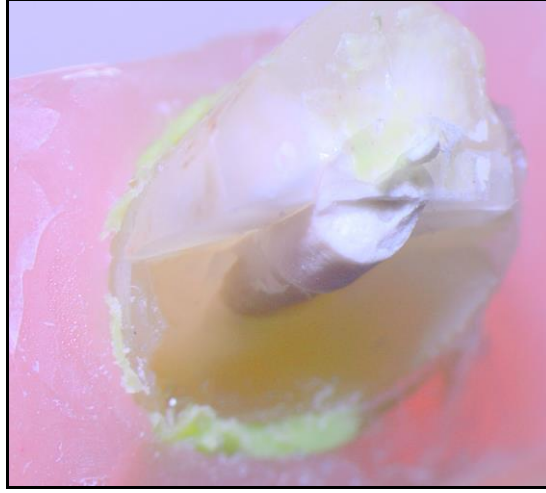
Tüm dişler kırılma deneyi sonuçlandıktan sonra dişlerin kırılma yerleri tespit etmek amacıyla Olympus 8Zx7 ışık mikroskobu (Olympus Corporation, Waltham, MA, ABD) ile dişlerin kırılma yerleri belirlenmiştir (Şekil 3-26). Akrilik seviyesinin altında kırılanlar subkrestal, akrilik seviyesinin üzerinde kırılanlar suprakrestal, dişin uzun eksenini boyunca kırılanlar vertikal şeklinde isimlendirilmiştir (Şekil 3-27, Şekil 3-28, Şekil 3-29).



Şekil 3-25: Kırılma tipini incelediğimiz ışık mikroskobu



Şekil 3-26: Biodentine ile tamir edilen rezorpsiyon kaviteli dişin suprakrestal kırılma görüntüsü



Şekil 3-27: ProRoot ile tamir edilen rezorpsiyon kaviteli dişin subkrestal kırılma görüntüsü



Şekil 3-28: NeoMTA 2 ile tamir edilen rezorpsiyon kaviteli dişin vertikal kırılma görüntüsü

3.11. İstatistiksel Yöntem

Veriler IBM SPSS V23 ile analiz edilmiştir. Gruplara göre kuvvet değerlerinin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile incelenmiştir. Normal dağılım gösteren verilerin gruplara göre kıyaslanmasında tek yönlü varyans analizi (Welch testi) kullanılmıştır. Çoklu karşılaştırmalarda varyanslar homojen olmadığı için Tamhane's T2 testinden yararlanılmıştır. Analiz sonuçları ortalama $\pm$ s.sapma, ortanca (min-mak) olarak sunulmuştur. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ alınmıştır.

4. BULGULAR

Tüm deney gruplarına ve kontrol grubuna ait kırılmaların meydana geldiği kuvvetler Newton cinsinden kayıt edilmiştir.

Biodentine grubu olarak belirlenen 1. Grup uygulanan kırılma direnci testi sonucunda ortalama kırılma kuvveti olarak 1075,21 N elde edilmiştir.

ProRoot MTA grubu olarak belirlenen 2. Grup uygulanan kırılma direnci testi sonucunda ortalama kırılma kuvveti olarak 1016,73 N elde edilmiştir.

NeoMTA 2 grubu olarak belirlenen 3. Grup uygulanan kırılma direnci testi sonucunda ortalama kırılma kuvveti olarak 897,38 N olarak elde edilmiştir.

BioMTA+ grubu olarak belirlenen 4. Grup uygulanan kırılma direnci testi sonucunda ortalama kırılma kuvveti olarak 861,03 N elde edilmiştir.

Pozitif kontrol grubu olarak belirlenen 5. Grup uygulanan kırılma direnci testi sonucunda ortalama kırılma kuvveti olarak 912,67 N elde edilmiştir.

Negatif kontrol grubu olarak belirlenen 6. Grup uygulanan kırılma direnci testi sonucunda ortalama kırılma kuvveti olarak 727,53 N elde edilmiştir.

Gruplara göre ortalama kırılma değerleri farklılık göstermektedir ($p=0,014$). Kırılma kuvveti değeri en yüksek Biodentine grubunda bulunurken, en düşük değer negatif kontrol grubunda oluşmaktadır.

Tablo 4-1: Negatif kontrol grubunun cihazda ölçülen kırılma değerleri

	N	Mm
1	622,031	1,551
2	924,063	2,122
3	530,469	1,121
4	885	1,254
5	773,438	1,524
6	740	2,728
7	1070,94	2,702
8	621,719	1,859
9	458,594	1,221
10	774,375	0,883
11	316,406	1,928
12	1013,28	1,445

Tablo 4-2: Pozitif kontrol grubunun cihazda ölçülen kırılma değerleri

	N	Mm
1	777,969	3,655
2	940,313	2,55
3	1269,06	2,476
4	1226,41	2,324
5	1044,84	2,7015
6	771,406	2,414
7	678,906	1,228
8	750,625	3,226
9	1182,5	2,7625
10	622,344	0,991
11	987,969	2,181
12	699,688	2,584

Tablo 4-3: ProRoot MTA grubunun cihazda ölçülen kırılma değerleri

	N	Mm
1	1246,09	2,173
2	1054,69	1,721
3	1124,22	2,127
4	914,531	3,489
5	546,563	1,297
6	1074,69	1,721
7	1344,06	3,336
8	1235	3,147
9	1120,31	1,88
10	716,25	2,029
11	778,438	1,396
12	1045,94	4,56

Tablo 4-4: Biodentine grubunun cihazda ölçülen kırılma değerleri

	N	Mm
1	1010,31	2,53
2	1043,59	2,838
3	858,438	3,2165
4	1281,72	2,493
5	1204,69	2,286
6	928,594	2,122
7	624,063	1,569
8	1263,59	2,199
9	1336,25	3,001
10	1001,88	1,559
11	1402,19	2,257
12	947,188	2,126

Tablo 4-5: BioMTA+ grubunun cihazda ölçülen kırılma değerleri

	N	Mm
1	744,844	1,346
2	885,313	2,138
3	942,969	3,855
4	976,563	2,391
5	981,875	2,588
6	822,5	2,326
7	817,813	1,289
8	849,844	1,191
9	807,656	2,446
10	772,813	1,787
11	754,844	1,463
12	975,313	2,767

Tablo 4-6: NeoMTA 2 grubunun cihazda ölçülen kırılma değerleri

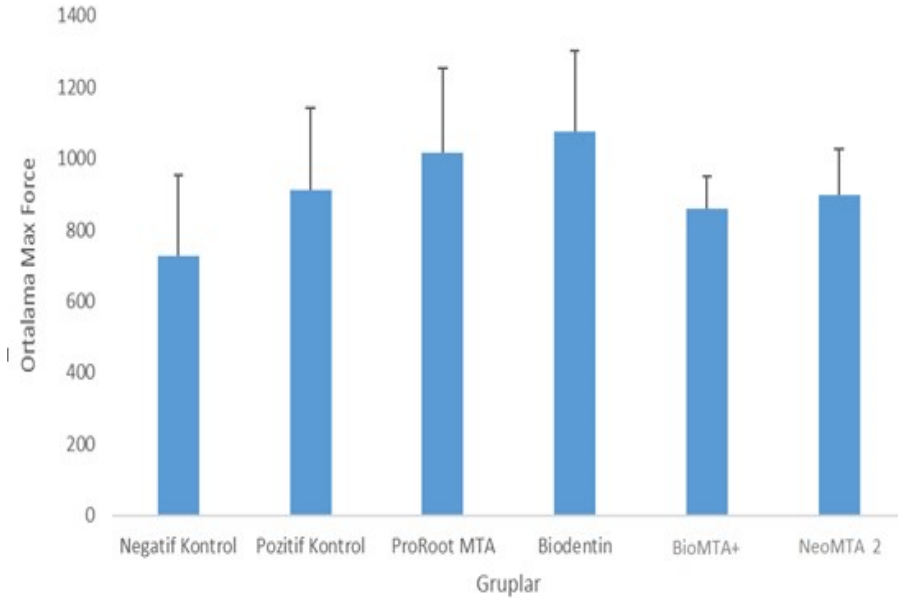
	N	Mm
1	857,188	2,3185
2	1122,34	1,893
3	882,344	2,569
4	676,25	2,243
5	1010	1,714
6	955,469	2,06
7	977,969	2,09
8	1011,56	2,604
9	872,344	1,16
10	837,969	1,2585
11	691,25	1,365
12	873,906	1,488

Tablo 4-7: Gruplara göre kırılma değerlerinin karşılaştırılması

		Ortalama $\pm$ s.sapma	Ortanca (min-mak)	Test İstatistiği	p
Negatif Kontrol	12	727,53 $\pm$ 227,63 ^a	756,72 (316,41 - 1070,94)		
Pozitif Kontrol	12	912,67 $\pm$ 227,8 ^{ab}	859,14 (622,34 - 1269,06)		
ProRoot MTA	12	1016,73 $\pm$ 236,24 ^{ab}	1064,69 (546,56 - 1344,06)	3,479	0,014
Biodentine	12	1075,21 $\pm$ 227,43 ^b	1026,95 (624,06 - 1402,19)		
BioMTA+	12	861,03 $\pm$ 89,04 ^{ab}	836,17 (744,84 - 981,88)		
NeoMTA 2	12	897,38 $\pm$ 129,38 ^{ab}	878,13 (676,25 - 1122,34)		

*Tek Yönlü varyans analizi (Welch testi)

Gruplar arasındaki farklılık negatif kontrol grubu ile Biodentine grubundan kaynaklanmaktadır (Tablo 4-7) ve Biodentine grubunda elde edilen ortalama kırılma değeri negatif kontrol grubundan daha yüksek elde edilmiştir. Diğer gruplarda elde edilen ortalama değerler arasında ise istatistiksel anlamlı fark yoktur. Şekil 4-1’de gruplara göre kuvvet değerlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği sunulmuştur. İstatistiksel düzeyde anlamlı olmasa da en yüksek kırılma dayanımı Biodentine grubunda (Grup 1) bulunmuştur.



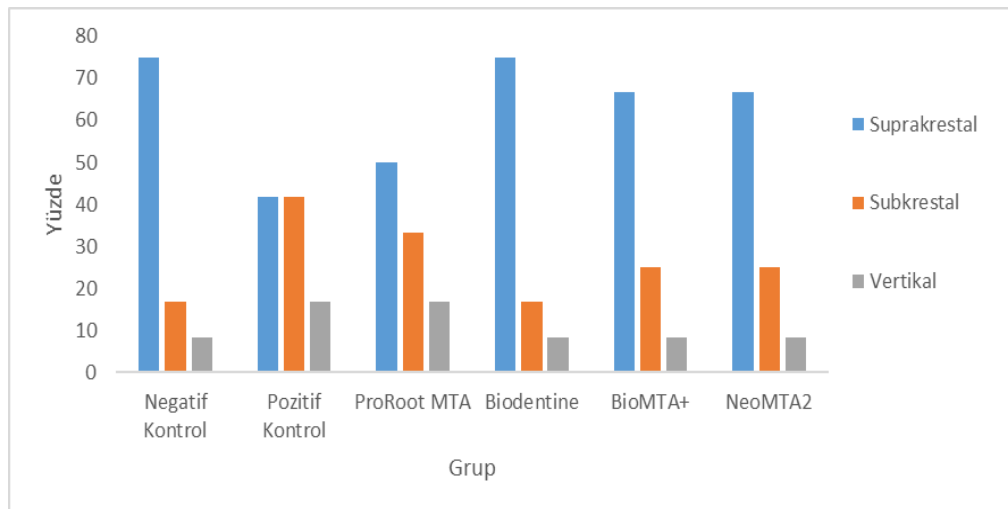
Şekil 4-1: Gruplara göre ortalama kırılma değerlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği

Tablo 4-8: Gruplara göre kırık tiplerinin karşılaştırılması

Grup	N	Kırık Tipi			Test İstatistiği	P*
		Suprakrestal	Subkrestal	Vertikal		
Negatif Kontrol	12	9 (75)	2 (16,7)	1 (8,3)	4,958	0,894
Pozitif Kontrol	12	5 (41,7)	5 (41,7)	2 (16,7)		
ProRoot MTA	12	6 (50)	4 (33,3)	2 (16,7)		
Biodentine	12	9 (75)	2 (16,7)	1 (8,3)		
BioMTA+	12	8 (66,7)	3 (25)	1 (8,3)		
NeoMTA 2	12	8 (66,7)	3 (25)	1 (8,3)		

*Pearson kıkare testi

Kırık tipleri gruplara göre farklılık göstermemektedir ($p=0,894$). Negatif kontrol grubunda suprakrestal kırık tipi oranı %75 iken, subkrestal %16,7 ve vertikal kırık tipi de %8,3 olarak belirlenmiştir. Pozitif kontrol grubunda suprakrestal kırık tipi oranı %41,7 iken, subkrestal %41,7 ve vertikal kırık tipi de %16,7 olarak belirlenmiştir. ProRoot MTA grubunda suprakrestal kırık tipi oranı %50 iken, subkrestal %33,3 ve vertikal kırık tipi de %16,7 olarak belirlenmiştir. Biodentine grubunda suprakrestal kırık tipi oranı %75 iken, subkrestal %16,7 ve vertikal kırık tipi de %8,3 olarak belirlenmiştir. BioMTA+ ve NeoMTA 2 gruplarında ise suprakrestal kırık tipi oranı %66,7 iken, subkrestal %25 ve vertikal kırık tipi de %8,3 olarak belirlenmiştir (Tablo 4-8, Şekil 4-2).

**Şekil 4-2: Gruplara göre kırık tiplerinin grafiği**

5. TARTIŞMA

Bu çalışmanın amacı, güncel kalsiyum silikat materyaller kullanılarak yapay olarak oluşturulmuş iç kök rezorpsiyon alanlarını hibrit yöntemle tamir ederek, kırılma dirençlerinin karşılaştırmasını yapmak ve kırılma şekillerini belirlemektir.

Kök kanalında kalsiyum silikat simanların kullanıldığı karşılaştırmalı kırılma direnci çalışmalarında (Elnaghy ve Elsaka 2016; Tuna ve ark 2011; Ulusoy ve Paltun 2017; Darak ve ark. 2020), anatomik herhangi bir varyasyon içermeyen, düz kök kanallarına sahip dişlerin tercih edildiği görülmektedir. Kök kanalının anatomik yapısının öncelikli olarak belirlenmesi, çalışma sonuçlarının daha gerçekçi olmasını sağlamaktadır (Dummer ve ark. 1993). Kullanılan diş grupları değişiklik göstermekle beraber benzer yöntemle kırılma direnci karşılaştırma çalışmalarında sıklıkla üst kesici dişler (Apicella ve ark.1999; Sağsen ve ark. 2012) ve alt premolar dişler (Chadha ve ark. 2010; Almohaimede ve ark. 2020) kullanılmaktadır. Araştırmalar, iç kök rezorpsiyonunun en sık üst 1. kesici dişlerde görüldüğünü belirtmektedir (Alaçam 2000). Bu bilgilere bakılarak bu çalışmada yapay iç kök rezorpsiyon kavitelerini oluşturmak için üst 1. kesici dişler tercih edilmiştir.

Bu çalışmada 72 adet, çekilmiş tek ve düz kanallı sürekli üst 1. kesici diş kullanılmıştır. Çalışmada kullanılacak olan dişlerin düz ve tek bir kanal yapısına sahip olması gerektiğinden, herhangi bir anatomik varyasyon ve rezorpsiyon bulundurmadığını değerlendirmek için tüm dişlerden teşhis radyografisi alınmıştır. Alınan teşhis radyografileri sonucunda çalışma dışı bırakılan dişler belirlenmiş ve yerine düz, tek kanal yapısına sahip ve anatomik varyasyon içermeyen üst 1. kesici dişler tekrar yerleştirilip rastgele altı gruba ayrılmıştır.

Klinik şartların benzerlik göstermesi bu tip çalışmalarda standardizasyonun sağlanması için önem teşkil etmektedir. Yapılan çalışmalarda mezio-distal ve bukko-lingual çap farklılıkları %20'den fazla olan çekilmiş dişler çalışma dışı bırakılmıştır (Çelikten ve ark. 2015; Ulusoy ve Paltun 2017). Bizim çalışmamızda da kullanılacak olan dişlerin benzerlik göstermesi amaçlanarak, çekilmiş üst 1. kesici dişler tercih edilmiş olup dijital kumpas yardımıyla bukko-lingual ve mezio-distal çap farklılıklarının %20'den fazla olmamasına dikkat edilmiş ve bu standardı sağlamayan dişler çalışmaya dahil edilmemiştir.

Çalışmada kullanılacak olan örneklerle uygulanan irigasyon protokolü, kök kanal şekillendirme aletleri, kök kanalı doldurma yöntemi ve kök kanal patı kırılma direnci dayanımını etkilediği bildirilmektedir (Uzunoğlu ve ark. 2016; Uzunoğlu Özyürek ve ark. 2018; Zogheib ve ark. 2018). Bu nedenle tüm işlemler belirlenen tek bir protokole uygun olarak, tek bir araştırmacı tarafından gerçekleştirilmiştir.

Endodontik tedavi görmüş dişlerin kırılma direncini karşılaştıran çalışmalarda tüm kök yüzeyleri mikroskop altında çatlak ve kök kırığı açısından incelenmiştir. Çalışmalarda kullanılan büyütme miktarı x20 ve x45 arasında olabilmektedir (Apicella ve ark.1999; Chadha ve ark. 2010; Bapna ve ark. 2023). Bizim çalışmamızda da kullanılacak olan 72 adet dişin kök yüzeyleri mikroskopta x20 büyütme ile incelenmiş ve kök yüzeyinde çatlak bulunduran 3 adet diş çalışma dışı bırakılarak, kök yüzeyinde çatlak ve kırık bulundurmeyen yeni 3 adet diş çalışmaya dahil edilmiştir.

Yapılan birçok çalışma incelediğinde kırılma direnci karşılaştırılma deney düzeneğinde çalışmaya dahil edilecek dişler iki farklı şekilde kullanılmıştır (Sungur ve ark. 2016; Yasin ve ark. 2021). Birinde kök ve kuron beraber kullanarak kırılma direnci karşılaştırılırken (Yasin ve ark. 2021); diğesinde servikal defektlerin dişlerin kırılma direncini etkilememesi için dişleri dekoronize ederek kırılma dirençleri karşılaştırılmıştır. Çalışmada kullanılacak dişlerin kök boyları dijital kumpasla ölçülerek belirlenmiş ve su soğutması altında kurondan ayrılmıştır (Ghoneim ve ark. 2011; Sungur ve ark. 2016; Aktemur Türker ve ark. 2018). Bizim çalışmamızda kuron defektlerinin kırılma direncini etkilememesi için elmas separe ile su soğutması altında, dijital kumpas ile tüm kök boyları 14 mm olacak şekilde ölçülerek dekoronize edilmiştir.

Literatürde çekilmiş dişlerin kırılma dirençlerinin karşılaştırıldığı in vitro çalışmalarda bekletilme ortamı ile ilgili farklı seçenekler bulunmakla beraber en sık distile su (Karapınar Kazandağ ve ark. 2009), timol (Plotino ve ark. 2017; Osiri ve ark. 2018), Kloroamin (Elnaghy ve Elsaka 2016), önce sodyum hipoklorit sonrasında distile su (Ersev ve ark. 2012) kullanılabilmektedir. Bizim çalışmamızda da 72 adet diş için bekletme ortamı olarak, çalışma başlayana kadar diş dokusu üzerinde olumsuz etki yaratmayan distile su tercih edilmiştir.

Yapay iç kök rezorpsiyon alanı oluşturmak için bir çok farklı yöntem bulunmaktadır (Da Silveira ve ark. 2014; Aktemur Türker ve ark. 2018; Ulusoy ve Paltun 2017). Bir çalışmada, yapay iç kök rezorpsiyonu oluşturmak amacıyla kök

uzunluğunun yarısına kadar (8 mm), 2,3 mm çapında rond frez kullanılarak kanal girişinden düz bir doğrultuda ilerlenerek, rezorpsiyon alanlarını yapay olarak taklit edecek standart boşluklar oluşturulmuştur. Bu boşluklar yapay iç kök rezorpsiyon alanlarını temsil eder (Ulusoy ve Paltun 2017). Yapay iç kök rezorpsiyonu literatürde birçok çalışmada bukko-lingual yönde kök parçasının ayrılmasından sonra ayrılan parçalar üzerinde rond frezle boşluk açılıp, ardından bukkal ve lingual parçaların yapıştırılarak birleştirilmesi şeklinde bir yöntemle tarif edilmiştir. Bu standart protokollerin iç kök rezorpsiyonunun düzensiz dentin duvarı içeren doğasına uymadığını belirten bir çalışmada, oluşturulan simüle iç kök rezorpsiyon alanlarında düzensiz dentin yapısını oluşturmak için sodyum hipoklorit ve nitrik asit farklı oranlarda kullanılmıştır (Da Silveira ve ark. 2014). Perfore olmuş simüle iç kök rezorpsiyonu üzerinde çalışılan diğer bir çalışmada apeksin 6 mm üzerinde 10 numara rond frezle kökün dış yüzeyinden boşluklar oluşturulmuş, oluşturulan bu boşluklar perfore iç kök rezorpsiyonunu temsil etmiştir (Aktemür Türker ve ark. 2018). Bizim çalışmamızda da kırılma direnci karşılaştırılması yapılacak olduğundan çalışma yapılacak olan dişlerde oluşturulan rezorpsiyon kaviteleri standart olması gerekmektedir. Bu nedenle 10 numara rond frezle kanal girişinden düz bir doğrultuda ilerlenerek standart yapay iç kök rezorpsiyonu kaviteleri oluşturulmuştur.

Yapılan birçok çalışma incelendiğinde kırılma direnci testinde kullanılacak dişlerin kök kanalının ‘master apical file’ (MAF) numaraları ve şekillendirme yöntemlerinde farklılıklar bulunmaktadır. Kırılma direnci karşılaştırma çalışmalarında genellikle 40 MAF (Teixeira ve ark. 2004; Osiri ve ark. 2018; Almohaimede ve ark. 2020) belirlenmekle beraber 50 MAF (Apicella ve ark. 1999) ve 35 MAF (Karapınar Kazandağ ve ark. 2009) belirlenmiş çalışmalar da bulunmaktadır. Buna bağlı olarak literatüre bakıldığında farklı materyallerle doldurulan kök kanallarının kırılma dirençlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada apikal 40/.04 RaCe rotary sistem (FKG, Le Chaux-of-Fonds, İsviçre) kullanılarak şekillendirilmiştir (Çelikten ve ark. 2015). Diğer bir çalışmada biyoseramik ve epoksi rezin bazlı patlarla doldurulmuş kök kanallarının kırılma dirençleri karşılaştırılmış ve kullanılan tek köklü mandibular premolar dişlerde ProFile rotary eğe (Maillefer, Ballaigues, İsviçre) sistemleri kullanılarak 40/.06 apikal şekillendirme yapılmıştır (Almohaimede ve ark. 2020). Bu bilgiler ışığında çalışmamızda üst 1. kesici tek kök tek kanallı dişler için olabilecek MAF genişliği 40 olarak belirlenip Reciproc R40 kanal eğesi ile mekanik şekillendirme tamamlanmıştır.

Resiprokal ve rotasyonel hareket ile çalışan Nikel-Titanyum (NiTi) sistemlerin dentinde oluşturduğu mikroçatlaklara ilişkin çalışmalar bulunmaktadır (Aydın ve ark. 2015; Pop ve ark. 2014; Yılmaz 2020; De-Deus ve ark. 2014). NiTi sistemler, kanal şekillendirilmesi sırasında kullanım protokolündeki farklılıklar nedeniyle %0 ile %80 arasında mikroçatlak oluşturabilirler (Versiani ve ark. 2015; Yılmaz 2020). Rotasyonel sistemlerle, resiprokasyon ile çalışan sistemler arasında dentinde mikroçatlak oluşturma açısından fark bulamayan çalışmalara literatürde rastlanırken (Aydın ve ark. 2015; Pop ve ark. 2014; Yılmaz 2020), resiprokasyon NiTi sistemlerin tümünde şekillendirme sonucu mikroçatlak oluşumunu gösteren çalışma da bulunmaktadır (Helvacıoğlu Yiğit ve ark. 2015). Yine resiprokasyon ile çalışan döner alet sistemi ile şekillendirme yapıldığında şekillendirme öncesi ve sonrası mikroçatlak oluşumu açısından fark bulunmadığı mikro bilgisayarlı tomografi (Mikro-BT) ile alınan kesitlerce gözlemlenmiş, buna bağlı olarak mikroçatlak oluşumu ile şekillendirme arasında ilişki kurulamayacağı bir çalışmada bildirilmiştir (De-Deus ve ark. 2014). Bu bilgiler ışığında bizim çalışmamızda da resiprokal sistem tercih edilmiş, Reciproc R40 eğesinin dentinde mikroçatlağa neden olmasını en aza indirmek için, kanallar başlangıçta el ile şekillendirilmiştir.

Sodyum hipoklorit, kök kanal irigasyonu için kullanılan en etkili endodontik irigasyon solüsyonu olarak tanımlanmaktadır (Siqueira ve ark. 2000). İdeal antimikrobiyal özelliğe sahip olup etkisi geniş, maliyeti uygun sayılabilmektedir. Hidroksil iyonları ile bakteriyel lipit membranı ve DNA'sına zarar vererek oluşturdukları yüksek pH ile proteinleri denatüre eder (Darcey ve ark. 2016). Etilendiamin tetraasetik asit ise inorganik kalıntıları ortadan kaldıran şelasyon ajanıdır. Smear tabakası EDTA ile uzaklaştırılarak dentin ve kök kanal dolgusu bağlantısı daha ideal olarak sağlanmaktadır (Darcey ve ark. 2016). Literatürde benzer çalışmalara bakıldığında kanal irigasyonu için %2,5 NaOCl, %17 EDTA ve 5 ml distile su kullanılırken (Ulusoy ve Paltun 2017; Darak ve ark. 2020); %6 NaOCl (Tuna ve ark. 2011) ve %1,5 NaOCl (Elnaghy ve Elsaka 2016) ile kanal irigasyonu yapıldığı da görülebilir, çalışmalarda sıklıkla %5,25 NaOCl, %17 EDTA ve distile su kullanılmıştır (Karapınar Kazandağ ve ark. 2009; Da Silveira ve ark. 2014; Almohaimede ve ark. 2020). Bizim çalışmamızda da kanal irigasyonunda, kullanılan her kanal eğesi arasında 2 ml %5,25'lik NaOCl; son yıkamada ise smear tabakasını uzaklaştırılmak amacıyla 5 ml %5,25'lik NaOCl kullanılıp, distile su ile NaOCl uzaklaştırılması ardından 1 dakika boyunca %17'lik EDTA ve 5 ml distile su ile kanallar irige edilmiştir.

Kök kanalının şekillendirilmesi esnasında fazla diş dokusunun kaldırılması, kök kanal dolgusu yapılırken çok fazla basınç uygulanması, kökleri kırılmaya karşı dirençsiz hale getirebilmektedir (Belli ve ark. 2006). Lateral kondansasyon için kullanılan spreader kuvveti tedaviye eklendiğinde kök kırığı potansiyeli daha da artar (Almohaimede ve ark. 2020). Dişlerde meydana gelebilecek kırıklar klinik problemlere zemin hazırlar. Kök kırıkları, periodontal problemler ve diş çürüğünden sonra en çok diş kaybına yol açabilen neden olarak bildirilmiştir (Brady ve Maxwell 1981).

İç kök rezorpsiyonlu dişlerin kök kanallarının doldurulması hekimler için oldukça zorlu bir tedavi süreci olarak tanımlanabilmektedir. Literatüre bakıldığında iç kök rezorpsiyonuna sahip dişlerde kanal içi düzensizliklerin homojen dolgusunun sağlanması için sıcak güta-perka teknikleriyle kanal dolgusu gerçekleştirilebilirken; rezorpsiyon kavitesinin apikal kısmı güta-perka ile, rezorpsiyon kavitesi ise kalsiyum silikat içerikli materyaller ile doldurularak hibrit tedavi tekniği kullanılabileceği de bildirilmektedir (Goldberg ve ark. 2000; Hsien ve ark. 2003). Bu çalışmada rezorpsiyon kavitesinin apikal kısmı Reciproc R40 uyumlu güta-perka ile doldurulurken, rezorpsiyon alanı için farklı gruplarda 4 farklı kalsiyum silikat materyal kullanılmıştır.

Kırılma direncini karşılaştıran in vitro çalışmalara bakıldığında kırılma testi öncesinde bekletilme süreleri ile ilgili farklı uygulamalar mevcuttur. Bu uygulamalar; 2 gün (Ulusoy ve Paltun 2017), 1 hafta (Osiri ve ark. 2018; Darak ve ark. 2020), 2 hafta (Teixiera ve ark. 2004; Tuna ve ark. 2011), 4 hafta (Elnaghy ve Elsaka 2016) süre ile hazırlanan örneklerin etüvde bekletilmesidir. Bu çalışmada kök kanallarında oluşturulan yapay iç kök rezorpsiyon alanları kalsiyum silikat simanlarla doldurulmadan önce AH Plus ve güta-perka ile doldurulduktan sonra kök kanal dolgu materyalinin sertleşmesi için %100 nemli ortamda, 37°C’de etüvde 1 hafta bekletilmiştir. Ardından rezorpsiyon kavitesi distile su ile tekrar nemlendirilip paper point ile kurulandıktan sonra kalsiyum silikat simanlarla doldurulmuş ve simanların sertleşmesini sağlamak amacıyla 1 hafta tekrar etüvde bekletilmiştir. Kırılma direnci karşılaştırma deneyi 1 hafta bekleme süresi tamamlandıktan sonra yapılmıştır.

Kırılma direnci üzerine yapılan in vitro testlerde kemik ve periodontal ligament yapısının düzenek üzerinde yapay olarak taklit edilmesi önemlidir. Bu anatomik yapıların doğru taklidi stres dağılımını ve kırılma direncini etkileyebileceği gibi kırılma yerleri ve şekillerini de etkileyebilir (Soares ve ark. 2007). İn vitro testlerde köklerin gömüldüğü materyal çiğneme kuvvetini kemik kapasitesine yakın bir şekilde

karşılmalıdır. Literatürde akrilik reçine (İsidor ve ark. 1996; Berhr ve ark. 1999) ve polistiren reçine (Dias de Souza ve ark. 2001; 2002) köklerin gömülme materyali olarak kullanılmaktadır. Periodontal ligament taklidi için kullanılan materyaller farklılık gösterebilmektedir. İn vitro çalışmalarda genellikle elastomerik ölçü malzemeleri kullanılıp bunlar; polieter (Belli ve ark. 2006), polivinil siloksan (Ulusoy ve Paltun 2017), poliüretan (Dias de Souza ve ark. 2002), polistiren şeklindedir. Yapılan bir çalışmada farklı periodontal ligament ve kemik simülasyonu için kullanılan materyallerin kırılma direnci ve kırılma şekline olan etkisi karşılaştırılmış ve kırılma direnci çalışması akrilik reçine ve polistiren reçine için periodontal ligament simülasyonu olmadan yapıldığında örnekler kurondan kırılma gösterirken, periodontal simülasyon uygulanan örnekler daha çok kök kırığı göstermiştir (Soares ve ark. 2005). Bizim çalışmamızda kemik simülasyonunu sağlama amacıyla akrilik reçine seçilmiştir. Araştırmamızda klinik şartlara uygunluk sağlamak amacıyla periodontal ligament, elastisitesine en yakın malzeme olan polivinil siloksan A tipi silikon ile taklit edilmiştir.

Kırılma direncini karşılaştırmak için literatüre bakıldığında birçok çalışma bulunmaktadır. Yapılan bir çalışmada kırılma direnci karşılaştırılırken sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılmış (Smoljan ve ark. 2021); diğer bir çalışmada ise kırılma direnci fotoelastik yöntem ile karşılaştırılmıştır (Bosso ve ark. 2015). Kırılma direnci test edilmesi için en sık Universal test cihazı kullanılmaktadır (Di Fiore ve ark. 2016; Ulusoy ve Paltun 2017; Platino ve ark. 2017; Darak ve ark. 2020; Elnaghy ve Elsaka 2020; Soğukpınar ve Arıkan 2020). Bu çalışmada dişlerde kırılma direnci gerçekleşene kadar aşamalı kuvvet uygulayan ve kırılma kuvvetini yazılıma kaydebilen Universal test cihazı kullanılmıştır.

Doğal oklüzyonda olan dişlerde oluşan kırıklar; yüksek çiğneme kuvveti, travma ve kuvvetli ısırma sonucunda olabilmektedir. Universal test cihazında kırma kuvvetini uçlar; 30 derece açıyla (Platino ve ark. 2017), 45 derece açıyla (Darak ve ark. 2020), 90 derece açıyla (Almohaimede ve ark. 2020; McDonald ve ark. 1990) ve 135 derece açıyla (Nikhil ve ark. 2015) olacak şekilde iletebilmektedir. Üst kesici dişlerin ve alt kesicilerin uzun eksenlerinin oluşturduğu açının $135^{\circ} \pm 10$ olduğu bildirilmektedir (Gill ve Naini 2011 pp. 32-33; He ve ark. 2019). Bir çalışmada oklüzyon simülasyonunun gerçeği yansıtması için diş örnekleri akrilik blok kalıplarına dik olarak gömülmüştür (Elnaghy ve Elsaka 2020). Bu çalışmada da bu bilgiler ışığında 45 derece dik üçgen şeklinde hazırlanan akrilik bloklara, diş örnekleri paralalometre yardımıyla dik olarak

gömülmüş, Universal test cihazının kuvvet uygulayıcı ucu ise dişin uzun eksenine 135 derece açıyla yerleştirilmiştir.

Çalışmalarda Universal test cihazında 0,5-1 mm/dk hızla kuvvetin uygulandığı görülmektedir (Platino ve ark. 2017, Elnaghy ve Elsaka 2020). Bu kuvvetin iletimi için Universal test cihazı için farklı uçlar kullanılabilir. Bu uçlar silindir tip uç (Maia ve ark. 2023), kürek tip uç (Hatibovic Kofman ve ark. 2008), küresel tip uç (Güneşer ve ark. 2016), keski tip uç (Alzraikat ve ark. 2016) olarak mevcuttur. Bizim çalışmamızda 5 mm çapında küresel tip uç kullanılmıştır. Kuvvetin uygulanma hızı ise 1 mm/dk şeklindedir.

Kalsiyum silikat içerikli simanların; kök rezorpsiyonuna sahip dişlerde rezorpsiyon tamiri, immatür dişlerde apikal tıkama amacıyla kullanıldığı ve bu materyallerin uygulandığı dişlerin kırılmaya karşı direncini araştıran çeşitli çalışmalar mevcuttur (Ulusoy ve Paltun 2017; Di Fiore ve ark. 2016; Soğukpınar ve Arıkan 2020; Darak ve ark. 2020). İç kök rezorpsiyonuna sahip dişlerin, kök kanal dentini zayıfladığı için kırılmaya karşı dirençsiz hale gelebildiği bildirilmiştir (Ulusoy ve Paltun 2017). Kök rezorpsiyonlarının tedavisinde, rezorpsiyon onarımı için kalsiyum hidroksit kalsiyum silikat simanlar kullanıma girene kadar tercih edilen bir materyal olmuştur (Tronstad 1998). Ancak kalsiyum silikat simanlar sunduğu avantajlar ile dış ve iç kök rezorpsiyon onarımı için ilk tercih edilen materyal haline gelmeye başlamıştır (El-Ma'aita ve ark. 2014; Ulusoy ve Paltun 2017). Rezorpsiyonlar türüne bağlı olarak, farklı kalsiyum silikat simanlar kullanılarak onarılabilmektedirler (Debelian ve Trope 2016).

Literatüre bakıldığında iç kök rezorpsiyonuna sahip dişlerde MTA uygun bir onarım malzemesidir (Bozeman ve ark. 2006; Torabinejad ve ark. 1995; Camilleri 2020 pp. 4). Literatürde kırılma direnci dayanımı testlerinde, kalsiyum silikat simanlarla doldurulmuş dişlerin kırılmaya karşı gösterdikleri dirençlerde farklılıklar gözlemlenmiştir (Di Fiore ve ark. 2016; Ulusoy ve Paltun 2017; Darak ve ark. 2020).

Kırılma direnci dayanımı testinde oluşan bu farklılıkların; kullanılan materyallerde bulunan partiküllerin boyutlarındaki farklılık, radyoopaklaştırıcı olarak kullanılan ajanlardaki farklılık, karıştırma toz/likit oranlarındaki farklılıklardan kaynaklanabildiği gösterilmiştir (Camilleri ve ark. 2011; El-Ma'aita ve ark. 2014). Çalışmamızın bulguları incelendiğinde Biodentine, ProRoot MTA, NeoMTA 2 ve BioMTA+ arasında kırılmaya karşı gösterdikleri direnç için anlamlı bir farklılık

gözlemlenmemiştir. Ancak Biodentine grubu, rezorpsiyon kavitesi doldurulmamış olan negatif kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüksek kırılma direnci göstermiştir.

Literatürde kalsiyum silikat simanların, dentinin kırılmaya karşı direncini nasıl etkilediğini karşılaştıran birçok çalışmaya rastlanmaktadır (Butt ve ark. 2001; Andreasen JO ve ark. 2006; Hatibovic Kofman ve ark. 2008; Di Fiore ve ark. 2016; Darak ve ark. 2020). MTA ile tedavi edilen dişlerin kırılma direnci dayanımının başlangıçta düşük bulunduğu, ardından sürecin tersine döndüğü ve kırılma direncinin 2 ay ile 1 yıl arasında yüksek bulunduğu bildirilmiştir (Hatibovic Kofman ve ark. 2008). Kırılma direnci dayanımındaki bu artışın, MTA ve dentin arasında bir yıllık süre içinde biyolojik etkileşimin bir sonucu olarak, dentinin organik matriksinde meydana gelen bir değişiklik ile ilişkili olabileceği düşünülmektedir (Hatibovic Kofman ve ark. 2008). Dentinin mekanik özelliklerini temelde kollajen tip 1'den oluşan dentin matriksi belirler. Matriks metalloproteinaz (MMP)-2, 14 ve membran tip 1 (MT1), dentin kollajen matriks yıkımında rol oynar. Metalloproteinaz doku inhibitörü (TIMP)-2, MMP'nin aktif formunu inhibe eder. Kök kanalında kullanılan MTA'nın TIMP-2'nin aktivitesini etkileyebileceği tahmin edilmektedir. Bu doğrultuda yapılan çalışmalarda immunfloresan görüntüleme ile TIMP-2 MTA'da gözlenmektedir (Hatibovic Kofman ve ark. 2008). Bu nedenle MTA ile tedavi edilen dişlerde MMP-2 ve 14 ekspresyonu azalmıştır. Bu durum, MTA ile tamir edilen kök dentininin gösterdiği yüksek kırılma direncinin nedeni olabilmektedir (Hatibovic Kofman ve ark. 2008). Çalışmalar MTA'nın TIMP-2 ekspresyonunu indükleyen interlökin ve sitokin salgıladığını ortaya koymuştur (Koh ve ark. 1998). Bu çalışmada da bu etkiye benzer şekilde, iç kök rezorpsiyon tamirinde kullanılan MTA çeşitleri olan ProRoot MTA, NeoMTA 2 ve BioMTA+ materyalleri, anlamlı derecede olmasa da, iç kök rezorpsiyonu tamir materyali kullanılmayan negatif kontrol grubuna göre daha yüksek kırılma direnci göstermiştir.

Ayrıca dentin tübüllerindeki fibril benzeri yapılar konfokal mikroskop ve SEM ile saptanabilir. Bu yapılar mikromekanik bağlantı ile Biodentine materyalinin dentin tübüllerine yapışmasını sağlar. Biodentine dentin yapısı içinde, Biodentine tabakasının hemen altında mineral infiltrasyon bölgesi adı verilen bir arayüz bağlantı bölgesi oluşturmaktadır (Atmeh ve ark. 2012). Bu bağlantı Biodentine'in kırılma direncini artırıcı etkisinin bir nedeni olabilmektedir (Atmeh ve ark. 2012; Zhabuawala ve ark. 2016).

Darak ve ark. (2020) yapmış oldukları çalışmada simüle edilmiş kök ucu açık dişlerde, kırılma direncini karşılaştırmışlar ve çalışmada MTA ve Biodentine kullanmışlardır. Grupların ikisinde kök kanalı tamamen MTA ve Biodentine ile doldurulurken, diğer iki grupta sadece 5 mm'lik apikal kısımda tıkaç olarak kullanılmıştır. 5 mm'lik apikal alan için kullanılan Biodentine, MTA kullanılan gruba göre istatistiksel anlamlı farklılık göstermemiştir (Darak ve ark. 2020). Yine benzer bir çalışmada apikal tıkama için ProRoot MTA, MM-MTA, NeoMTA Plus ve Biodentine kullanılmış ve Biodentine farklı bekleme sürelerinde bile daha yüksek kırılma direnci gösterirken, 2 hafta bekleme süresinde diğer kalsiyum silikat siman içeren gruplarla anlamlı bir farklılık göstermemiştir (Soğukpınar ve Arıkan 2020). Yapılan diğer bir çalışmada simüle edilmiş kök ucu açık dişlerde kırılma direnci karşılaştırılmış ve apikal tıkama için MTA Angelus, DiaRoot-BioAggregate, Biodentine kullanılmış ancak kırılma dirençleri açısından anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (Bayram E ve Bayram HM 2016). Bu çalışmalar simüle edilmiş açık apeksli dişlerin kırılma dirençlerini karşılaştırsa da metodolojik olarak köklerin sınırlı bir alanında kalsiyum silikat siman kullanmaları sebebiyle bizim çalışmamızla sonuçları benzerlik göstermektedir (Bayram E ve Bayram HM 2016; Soğukpınar ve Arıkan 2020). Bu çalışmada tüm kalsiyum silikat içerikli simanların dişlerin kırılma direncini arttırıcı etkisi bakımından anlamlı farklılık göstermese de, kırılmaya karşı direnci arttıran en yüksek değer Biodentine kullanılan grupta görülmektedir. Çalışmamızdaki bulgular diğer benzer çalışmaların bulgularıyla paralellik göstermektedir (Bayram E ve Bayram HM 2016; Darak ve ark. 2020; Soğukpınar ve Arıkan 2020).

Ulusoy ve Paltun (2017) yapmış oldukları simüle edilmiş iç kök rezorpsiyonlu dişlerin kırılma direncini karşılaştırdıkları çalışmada kanalları hibrit teknikle doldurmuşlardır. Sadece rezorpsiyon alanını farklı yöntemlerle tamir etmişlerdir. Rezorpsiyon alanı tamir edilirken sıcak güta-perka Obtura 2 (Obtura, Fenton, ABD)-AH Plus Sealer, DiaRoot-BioAggregate, MTA Fillapex (Angelus, Londrina, Brezilya) ve Biodentine kullanmışlardır. Biodentine diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek kırılma direnci gösterirken; kırılma dayanımını 1025.5 ± 186.9 N olarak saptamışlardır. Bizim çalışmamızda Biodentine, diğer çalışma gruplarından anlamlı derecede yüksek kırılma direnci göstermemiştir. Ancak kırılma dayanımı $1075,21 \pm 227,43$ N olarak bulunmuş ve Ulusoy ve Paltun (2017)'nin bulgularıyla paralellik göstermiştir.

Yapılan diğer bir çalışmada yapay olarak oluşturulan iç kök rezorpsiyonuna sahip dişlerde Biodentine, MTA Plus (Avalon Biomed Inc, Bradenton, ABD) ve ProRoot MTA kullanılmış ancak gruplar arasında kırılma direnci açısından 1 hafta sonra anlamlı bir farklılık gözlemlenmemiştir. Biodentine grubu ise tüm gruplardan daha yüksek kırılma direnci göstermiştir (Aktemur Türker ve ark. 2018). Bu çalışmanın sonuçları bizim çalışmamız ile benzerlik göstermektedir. Bu bulgulara bağlı olarak Biodentine materyalinin, kısa süreli kırılma direnci karşılaştırma çalışmalarında daha yüksek kırılma direnci göstermesi Biodentine'in fleksiyon dayanımının dentin ile benzerliğinden kaynaklanabilmektedir (Dammache 2012, Soğukpınar ve Arıkan, 2020).

Bir çalışmada Biodentine materyali 28 gün sonrasında basınç dayanımının 304 Mpa'ya kadar artış gösterdiği, bu değer dentin basınç dayanımına (297 Mpa) benzediği bildirilmiştir (Butt ve ark. 2014). Bu çalışmada iç kök rezorpsiyon alanı tamirinde kullanılan Biodentine materyali, rezorpsiyon alanı tamir edilmeyen negatif kontrol grubuna göre anlamlı farklılık göstermiştir. Bu bulgu, Butt ve ark. (2014)'nın sonuçlarıyla benzerlik gösterir ve bizim çalışmamızda da Biodentine dentin basınç dayanımını arttırarak etki göstermiştir.

Çalışmamızda kullanılan MTA çeşitleri ile kontrol grupları arasında anlamlı farklılık bulunamazken; Biodentine'in kırılmaya karşı gösterdiği direnç, negatif kontrol grubundan anlamlı farklılık göstermektedir. Literatürde Biodentine ile kontrol grupları arasında, kırılma direncinde anlamlı farklılık bulunamayan çalışmalara (Di Fiore ve ark. 2016, Soğukpınar ve Arıkan, 2020) rastlanırken; Biodentine'in negatif kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüksek kırılma direnci gösterdiği çalışmalar da bulunmaktadır (Ulusoy ve Paltun 2017). Di Fiore ve ark. (2016)'nın yaptıkları çalışmada, köklerin apikal 5 mm'sinde kullanılan Biodentine materyalinin dişlerin kırılma direncine olan etkisini karşılaştırmışlardır. Biodentine, güta-perka ve negatif kontrol grubu arasında anlamlı farklılık bulunamazken en yüksek kırılma direncini Biodentine kullanılan dişler göstermiştir. Çalışmamızda Biodentine, güta-perka kullanılan pozitif kontrol grubu ile anlamlı farklılık göstermezken, negatif kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüksek kırılma direnci göstermiştir. Bizim çalışmamızda negatif kontrol grubu için yapay internal rezorpsiyon alanı oluşturulup, herhangi bir materyalle rezorpsiyon tamir edilmezken, Di Fiore ve ark. (2016)'nın çalışmasında dişler herhangi bir işlem görmemiştir. İki çalışma arasında oluşan bu farklılık, çalışmamızda dentin dokusunda kayba neden olan rezorpsiyon alanı oluşturma işleminden kaynaklanıyor olabilir.

Soğukpınar ve Arıkan (2020)'nin yapmış oldukları çalışmada farklı kalsiyum silikat simanların dişlerde kırılma direncine etkisini karşılaştırmışlardır. Çalışmada 2 hafta sonra Biodentine ve ProRoot MTA arasında kırılma direncine etki bakımından anlamlı farklılık bulunamamıştır. Ancak Biodentine, ProRoot MTA'ya göre daha yüksek kırılma direnci göstermiştir. Çalışmamızda; Biodentine grubu, ProRoot MTA'ya göre daha yüksek kırılma direnci göstermiştir. Bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir, bulgularımız Soğukpınar ve Arıkan (2020)'nin çalışmaları ile uyumluluk göstermektedir.

ProRoot MTA partikül boyutu $2,96 \pm 2,36 \mu\text{m}$ iken dentin tübül çapı $0,9-2,5 \mu\text{m}$ arasındadır. Bu fark ProRoot MTA'nın dentin tübüllerine tam nüfuz etmesini engeller (El-Ma'aite ve ark. 2014). Ancak Biodentine dentin yapısı içinde ortamda oluşturduğu kalsiyum iyonları sayesinde dentin tübüllerine daha iyi adezyon gösterir. Bu adezyon ile kök kanal dentini ile MTA'dan daha güçlü bir bağ oluşturduğu ortaya konmuştur (Atmeh ve ark. 2012, Guneser ve ark. 2013). Biodentine'in dentin tübüleriyle oluşturduğu bu adezyon, çalışmamızın bulgularından Biodentine'in yüksek kırılma direncinin nedenlerinden biri olabilir. Biodentine'in karıştırma sonrası dentinle benzer sıkışma dayanımı göstermesi de yüksek kırılma direncini açıklayan diğer nedenlerden biri olabilir (Damaschke 2012). Bu çalışmada Biodentine ve ProRoot MTA arasında istatistiksel anlamlı farklılık bulunmaması, Biodentine'in sertleştikten sonra ProRoot MTA ile benzer pH göstererek benzer dentin protein denatürasyonu yaratmasına bağlanabilir (Atmeh ve ark. 2012; Grech ve ark. 2013).

Çalışmamızda kullanılan NeoMTA 2 materyali güncel ve yeni olması sebebiyle literatüre bakıldığında kırılma dirençlerini karşılaştıran çalışma bulunamamıştır. NeoMTA 2, NeoMTA Plus materyali ile içerik olarak benzerlik gösterir. NeoMTA 2 NeoMTA Plus'ın modifiye edilmiş hali olup yalnızca NeoMTA Plus'a göre daha fazla tantalit oksit (radyopaklaştırıcı) içermektedir (Rodríguez-Lozano ve ark. 2022, Siboni ve ark. 2017).

NeoMTA Plus ve ProRoot MTA'nın kalsiyum iyon salınımı ve pH'larını gösteren çalışmalar literatürde mevcuttur (Siboni ve ark. 2017). NeoMTA Plus, Biodentine'e benzer ince granüllü yapıya sahiptir. Bu yapı sayesinde daha iyi dentin penetrasyonu göstererek, daha yüksek bağlanma dayanımı göstermektedir (Türker ve ark. 2016).

NeoMTA Plus'ın kalsiyum salınımı ve pH değeri yüksektir. Yüksek kalsiyum salınımı malzemenin biyoaktivitesini arttırarak endodontik ve periodontal doku rejenerasyonunu teşvik etse de, yüksek pH protein denatürasyonuna neden olarak kırılma direncinde azalmaya neden olur (Siboni ve ark. 2017). Ayrıca NeoMTA 2'nin NeoMTA Plus materyalinden daha fazla kalsiyum iyon salınımı yaptığı öne sürülmüştür (Siboni ve ark. 2017; Rodríguez-Lozano ve ark. 2022). Bu bulguların ışığında NeoMTA 2, ProRoot MTA ve NeoMTA Plus, Biodentine arasında kırılma dayanımı açısından istatistiksel anlamlı farklılık oluşturmaması beklenebilir. NeoMTA 2'nin daha yüksek kalsiyum salınımı ve yüksek pH göstererek kırılmaya karşı NeoMTA Plus'a göre daha az direnç gösterebileceği düşünülebilir.

NeoMTA Plus, Biodentine, ProRoot MTA'nın açık apeks simülasyonu yapılmış dişlerde kırılma direncinin karşılaştırdığı bir çalışmada; kırılma dirençleri materyaller sertleştikten sonraki 1. gün aralarında anlamlı farklılık bulunmazken; 30 gün sonra NeoMTA Plus, ProRoot MTA'ya göre anlamlı derecede düşük değer göstermiştir. Ancak tüm zamanlarda kırılma direnci, ProRoot MTA ve Biodentine için NeoMTA Plus'a göre daha yüksek değer göstermiştir (Urkmez ve Pınar Erdem 2020).

Bizim çalışmamızda NeoMTA 2 diğer kalsiyum silikat içerikli materyal gruplarıyla istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermezken; ProRoot MTA ve Biodentine'den daha düşük kırılma direnci göstermiştir. NeoMTA 2 içeriği NeoMTA Plus ile yalnızca içerdiği radyopaklaştırıcı madde açısından farklılık gösterdiğinden benzer kırılma direnci göstermiş olabilir (Alqahtani ve ark. 2022). Bizim çalışmamızın NeoMTA 2 için bulgularının tüm bu nedenlerle bu çalışmalara paralellik gösterdiği söylenebilir.

BioMTA+, güncel diş hekimliğinde piyasada yeni kullanılmaya başlanmıştır. Literatürde BioMTA+ ile ilgili kırılma direnci karşılaştırma çalışmasına rastlanmamıştır. Üretici firma materyalin küçük grenli hidroksiapatit içerdiğini bildirilmektedir. Bir çalışmada bu materyalin geleneksel MTA'dan daha fazla dayanıklılık göstereceği iddia edilmektedir (Bastawala ve ark. 2020) fakat bizim çalışmamızda BioMTA+ diğer kalsiyum silikat içerikli materyallerden kırılma direnci bakımında anlamlı farklılık göstermemiştir.

BioMTA+ radyopaklaştırıcı olarak bizmut oksit ve zirkonyum oksit içermektedir. Biodentine ise radyopaklaştırıcı ajan olarak sadece zirkonyum oksit içerir. Bir çalışmada bizmut oksit içerikli kalsiyum silikat içerikli materyallerin Portland

simanının gözenekliliğini arttırması sebebiyle kırılma direncini azalttığı iddia edilmektedir (Coomaraswamy ve ark. 2007). Bizim çalışmamızda da BioMTA+ istatistiksel olarak anlamlı olmasa da Biodentine'e göre daha düşük kırılma dayanımı göstermiştir. Bunun nedeni içeriğindeki bizmut oksit ilavesi olabilir. Yine Biodentine'in ProRoot MTA'ya göre yüksek kırılma direnci gösterme sebeplerinden biri de ProRoot MTA'nın bizmut oksit içeriğinden kaynaklanıyor olabilir.

Kırılma direncini karşılaştıran çalışmalarda, dişlerde oluşan kırık tiplerinin karşılaştırılması için farklı sınıflamalar yapılmıştır (Di Fiore ve ark. 2016; Ulusoy ve Paltun 2017). Çalışmalarda kırık hattının sonlandığı yer ve kırılma şekline bakarak kırık tipi sınıflandırılmıştır (Di Fiore ve ark. 2016; Ulusoy ve Paltun 2017). Çalışmamızda klinik olarak kök kırık tipini en doğru yansıtabileceği düşünülerek, kırık hattının köklerin akrilik bloğa gömüldüğü yerin altına ulaşp ulaşmamasına göre sınıflandırılmıştır. Akrilik rezin sert bir materyal olduğundan mekanik testlerde kırık tipini etkileyebilir (Tey ve Lui 2014). Bu nedenle kırık tipini klinik olarak en doğru şekilde yansıtabilmek için kök yüzeyi polivinilsiloksan ile kaplanmış, periodontal ligament taklidi oluşturulmuştur.

Köklerde oluşan kırık hattı, rezorpsiyon kavitesi doldurulmamış olan negatif kontrol grubu için ve kalsiyum silikat simanlarla tamir edilmiş çalışma grupları için rezorpsiyon alanlarının kırılma dentin duvarları sebebiyle genellikle köklerin kuronal kısmına yani suprakrestal olarak yerleşmiştir. Örneklerin çoğunda kırık hattı akrilik bloğun alt kısmına ulaşmamaktadır. Pozitif kontrol grubu rezorpsiyon kavitesi içermediğinden suprakrestal kırılma ve subkrestal kırılma gösterme sayısı birbirine benzer çıkmıştır. Literatüre bakıldığında bu çalışma ile benzer sonucu gösteren çalışmalara rastlanmaktadır (Di Fiore ve ark. 2016; Ulusoy ve Paltun 2017). Çalışmamızda kırık tipi gruplara göre anlamlı farklılık göstermemektedir.

Bu çalışma için yapay iç kök rezorpsiyonu, çekilmiş dişler üzerinde oluşturulmuştur. Böyle bir çalışmada iç kök rezorpsiyonuna sahip dişlerin toplanması mümkün olmayacağından, iç kök rezorpsiyonu yapay olarak oluşturulmuştur. Ayrıca bu çalışma in vitro koşullarda gerçekleştirildiğinden klinik koşulları tam olarak yansıtamayabilmektedir. Bu durum ve düzenli yapıda bir iç kök rezorpsiyonu üzerinden değerlendirilme yapılıyor olması çalışmamızın limitasyonları olarak kabul edilebilir. Ayrıca literatürde kırılma deneyi gerçekleştirilmeden farklı bekletme sürelerinden sonra kuvvet uygulanan birçok çalışma bulunmaktadır (EL-Ma'aita ve ark. 2014, Urkmez ve

Pınar Erdem 2020). Genellikle erken dönemde gruplar arasında ve kontrol grubuyla anlamlı farklılık gözlenmezken; ilerleyen zamanlarda gruplar arasında ve kontrol grubuyla anlamlı farklılıklar ortaya çıkabilmektedir. Bizim çalışmamızda 1 hafta bekleme süresi sonrası, yapay oluşturulmuş iç kök rezorpsiyonlu dişlerde kullanılan kalsiyum silikat materyallerin kırılma direnci karşılaştırıldığından, çalışmanın farklı bekleme sürelerinde tekrar edilmesi gelecekteki çalışmalar için önerilebilir.



6.SONUÇLAR

Bu çalışma ile endodontide sık kullanılan geleneksel kalsiyum silikat materyallerle güncel kalsiyum silikat materyaller kullanılarak yapay iç kök rezorpsiyon alanları tamir edilmiş ve kırılma dirençleri karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırma sonucunda;

1. Kırılma direncini karşılaştırdığımız çalışmamızın ilk bölümünde, kullanılan ProRoot MTA, Biodentine, BioMTA+ ve NeoMTA 2 arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. Ancak en yüksek kırılma direncini Biodentine grubu göstermektedir. Biodentine kırılma direnci $1075,21 \pm 227,43$ N şeklindedir.
2. Biodentine ile tamir edilen yapay oluşturulmuş iç kök rezorpsiyon kaviteli örnekler, kalsiyum silikat materyal kullanılmayan negatif kontrol grubu örneklerine göre anlamlı derecede yüksek kırılma direnci göstermektedir.
3. Çalışmamızın diğer bölümünde karşılaştırılan kırık tiplerine bakıldığında; negatif kontrol grubu, Biodentine, ProRoot MTA, BioMTA+ ve NeoMTA 2 genellikle suprakrestal kırılma gösterirken; pozitif kontrol grubunda suprakrestal ve subkrestal kırık tipi sayısı yakınlık göstermektedir.
4. Rezorpsiyon kavitesi oluşturulmuş olan gruplar, oluşturulmamış olan pozitif kontrol grubuna göre dentin dokusundaki kayıp sebebiyle genellikle suprakrestal kırılma gösterdiği düşünülmektedir.
5. Bu çalışma in vitro koşullarda olup klinik koşulları yansıtamamaktadır. Bu sebeple güncel kalsiyum silikat simanlarla ilgili klinik çalışmalara ihtiyaç vardır. Gelecekte planlanacak çalışmalarda kırılma direnci karşılaştırılırken süre faktörü de eklenebilir.

KAYNAKLAR

- Ahlberg, K., Bystedt, H., Eliasson, S., & Odenrick, L. (1983). Long-term evaluation of autotransplanted maxillary canines with completed root formation. *Acta odontologica Scandinavica*, 41(1), 23–31.
- Aktemur Türker, S., Uzunoğlu, E., Deniz Sungur, D., & Tek, V. (2018). Fracture Resistance of Teeth with Simulated Perforating Internal Resorption Cavities Repaired with Different Calcium Silicate-based Cements and Backfilling Materials. *Journal of Endodontics*, 44(5), 860–863.
- Alaçam, T. (2000). Pulpa ve Periapikal Doku Hastalıkları. Endodonti. *Barış Yayınları Ankara*, 71-102.
- Allen, A. L., & Gutmann, J. L. (1977). Internal root resorption after vital root resection. *Journal of Endodontics*, 3(11), 438–440.
- Almohaimede, A., Almanie, D., Alaathy, S., & Almadi, E. (2020). Fracture Resistance of Roots Filled With Bio-Ceramic and Epoxy Resin-Based Sealers: *In Vitro* Study. *European Endodontic Journal*, 5(2), 134–137.
- Al-Momani, Z., & Nixon, P. J. (2013). Internal and external root resorption: aetiology, diagnosis and treatment options. *Dental Update*, 40(2), 102–112.
- Alqahtani, A. S., Sulimany, A. M., Alayad, A. S., Alqahtani, A. S., & Bawazir, O. A. (2022). Evaluation of the Shear Bond Strength of Four Bioceramic Materials with Different Restorative Materials and Timings. *Materials*, 15(13), 46-68.
- Alzraikat, H., Taha, N. A., Qasrawi, D., & Burrow, M. F. (2016). Shear bond strength of a novel light cured calcium silicate based-cement to resin composite using different adhesive systems. *Dental Materials Journal*, 35(6), 881–887.
- American National Standards/American Dental Association. (2000). Dental water-based cements. *ANS/ADA*, 96.
- Andreasen, J. Andreasen, F. & Andersson L. (2007). ‘Textbook and colour atlas of traumatic injuries to the teeth. (4th ed). *Blackwell Munksgaard*.
- Andreasen, J.O. (1970). Luxation of permanent teeth due to trauma. A clinical and radiographic follow-up study of 189 injured teeth. *Scandinavian Journal of Dental Research*, 78(3), 273–286.
- Andreasen, F. M., & Andreasen, J. O. (1988). Resorption and mineralization processes following root fracture of permanent incisors. *Endodontics & Dental Traumatology*, 4(5), 202–214.
- Andreasen, J.O., & Andreasen, F. M. (1992). Root resorption following traumatic dental injuries. Proceedings of the Finnish Dental Society. *Suomen Hammaslaakariseuran toimituksia*, 88(1), 95–114.

- Andreasen, J.O., & Hjorting-Hansen, E. (1970). Replantation and autotransplantation of teeth. *Transactions of the International Conference on Oral Surgery*, 6, 430–433.
- Apicella, M. J., Loushine, R. J., West, L. A., & Runyan, D. A. (1999). A comparison of root fracture resistance using two root canal sealers. *International Endodontic Journal*, 32(5), 376–380.
- Arnez, M. M., Castelo, R., Ugarte, D., Almeida, L. P. A., Dotta, T. C., & Catirse, A. B. C. E. B. (2021). Microhardness and surface roughness of Biodentine exposed to mouthwashes. *Journal of Conservative Dentistry*, 24(4), 379–383.
- Asgary, S., Parirokh, M., Egbbal, MJ., & Brink, F. (2005). Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. *J Endod* 31, 101-103.
- Asgary, S. (2022). Management of an unrepairable root perforation due to inflammatory root resorption: A case report. *Journal of Dental Sciences*, 17(3), 1409–1410.
- Assif, D., & Gorfil, C. (1994). Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 71(6), 565-567.
- Atmeh, A. R., Chong, E. Z., Richard, G., Festy, F., & Watson, T. F. (2012). Dentin-cement interfacial interaction: calcium silicates and polyalkenoates. *Journal of Dental Research*, 91(5), 454–459.
- Aydin, U., Aksoy, F., Karataslioglu, E., & Yildirim, C. (2015). Effect of ethylenediaminetetraacetic acid gel on the incidence of dentinal cracks caused by three novel nickel–titanium systems. *Aust Endod J*, 41(3), 104-110.
- Bapna, P., Ali, A., Makandar, SD., Nik Abdul Ghani, NR., & Metgud, S. (2023). Comparative Evaluation of Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth Instrumented With K3XF Rotary Files Using Different Tapers. *Cureus*. 15(1), 342-347.
- Bastawala, D. S., Kapoor, S., & Nathani, P. (2020). A Comparison of Coronal Tooth Discoloration Elicited by Various Endodontic Reparative Materials MTA Plus, Bio MTA+, and Biodentine: An *Ex Vivo* Study. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 13(5), 463–467.
- Bayırlı, G. & Karapınar Kazandag, M. (2004). Kök kanallarının şekillendirilmesi ve doldurulmasında apikal sınır. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 38(3), 23-29.
- Bayrak, S., Tunç, E.S., Saroglu, I., & Egilmez, T. (2009). Shear bond strengths of different adhesive systems to white mineral trioxide aggregate. *Dental Materials Journal*, 28(1), 62-67.
- Bayram, E., & Bayram, H. M. (2016). Fracture resistance of immature teeth filled with mineral trioxide aggregate, bioaggregate, and biodentine. *European Journal of Dentistry*, 10(2), 220–224.

- Bell, T. (1830). The anatomy, physiology and diseases of teeth. Philadelphia, *Carey & Lee Publishing*, 171.
- Belli, S., Cobankara, F. K., Eraslan, O., Eskitascioglu, G., & Karbhari, V. (2006). The effect of fiber insertion on fracture resistance of endodontically treated molars with MOD cavity and reattached fractured lingual cusps. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*, 79(1), 35–41.
- Berman, L. H., & Hargreaves, K. M. (2020). Cohen's Pathways of the Pulp-E-Book: Elsevier Health Sciences.
- Bhuva, B., Barnes, J. J., & Patel, S. (2011). The use of limited cone beam computed tomography in the diagnosis and management of a case of perforating internal root resorption. *International Endodontic Journal*, 44(8), 777–786.
- Bille, M. L., Kvetny, M. J., & Kjaer, I. (2008). A possible association between early apical resorption of primary teeth and ectodermal characteristics of the permanent dentition. *European Journal of Orthodontics*, 30(4), 346–351.
- Bosso, K., Gonini Júnior, A., Guiraldo, R. D., Berger, S. B., & Lopes, M. B. (2015). Stress generated by customized glass fiber posts and other types by photoelastic analysis. *Brazilian Dental Journal*, 26(3), 222–227.
- Bozeman, T. B., Lemon, R. R., & Eleazer, P. D. (2006). Elemental analysis of crystal precipitate from gray and white MTA. *Journal of Endodontics*, 32(5), 425–428.
- Braly, B. V., & Maxwell, E. H. (1981). Potential for tooth fracture in restorative dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 45(4), 411–414.
- Buchanan, L. S. (1994). Obturation materials and techniques: fact and fiction. *Dentistry Today*, 13(8), 32–35.
- Burleson, A., Nusstein, J., Reader, A., & Beck, M. (2007). The in vivo evaluation of hand/rotary/ultrasound instrumentation in necrotic, human mandibular molars. *Journal of Endodontics*, 33(7), 782–787.
- Butt, N., Talwar, S., Chaudhry, S., Nawal, R. R., Yadav, S., & Bali, A. (2014). Comparison of physical and mechanical properties of mineral trioxide aggregate and Biodentine. *Indian Journal of Dental Research: official publication of Indian Society for Dental Research*, 25(6), 692–697.
- Cabrini, R. L., & Manfredi, E. E. (1957). Internal resorption of dentine; histopathologic control of eight cases after pulp amputation and capping with calcium hydroxide. *Oral Surgery, Oral Medicine, and Oral Pathology*, 10(1), 90–96.
- Camilleri, J., Laurent, P., & About, I. (2014). Hydration of biodentine, theracal lc, and a prototype tricalcium silicate-based dentin replacement material after pulp capping in entire tooth cultures. *Journal of Endodontics*, 40(11), 1846–1854.
- Camilleri, J., & Mallia B. (2011). Evaluation of the dimensional changes of mineral trioxide aggregate sealer. *Int Endod J*, 44(5), 416–424.

- Camilleri, J. (2007). Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal*, 40(6), 462-470.
- Camilleri, J. (2008). Characterization of hydration products of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal*, 41(5), 408-417.
- Camilleri, J. (2015). Staining Potential of Neo MTA Plus, MTA Plus, and Biodentine Used for Pulpotomy Procedures. *Journal of Endodontics*, 41(7), 1139–1145.
- Camilleri, J. (2020). ‘Classification of hydraulic cements used in Dentistry’. içinde Drukteinis, S., (Ed), *Bioceramic Materials in Clinical Endodontics*, Springer; 1-6.
- Cerkamed; BioMTA+ broşür. Erişim 06.2023. Retrieved from ://cerkamed.com/product/bio-mta-plus/
- Chadha, R., Taneja, S., Kumar, M., & Sharma, M. (2010). An in vitro comparative evaluation of fracture resistance of endodontically treated teeth obturated with different materials. *Contemporary Clinical Dentistry*, 1(2), 70–82.
- Chen, M. Y., Chen, K. L., Chen, C. A., Tayebaty, F., Rosenberg, P. A., & Lin, L. M. (2012). Responses of immature permanent teeth with infected necrotic pulp tissue and apical periodontitis/abscess to revascularization procedures. *International Endodontic Journal*, 45(3), 294–305.
- Chybowski, E. A., Glickman, G. N., Patel, Y., Fleury, A., Solomon, E., & He, J. (2018). Clinical Outcome of Non-Surgical Root Canal Treatment Using a Single-cone Technique with Endosequence Bioceramic Sealer: A Retrospective Analysis. *Journal of Endodontics*, 44(6), 941–945.
- Cohenca, N., Karni, S., & Rotstein, I. (2003). Transient apical breakdown following tooth luxation. *Dental traumatology: official publication of International Association for Dental Traumatology*, 19(5), 289–291.
- Coomaraswamy, K.S., Lumley, P. J., & Hofmann, M. P. (2007). Effect of bismuth oxide radioopacifier content on the material properties of an endodontic Portland cement-based (MTA-like) system. *J Endod*, 33(3), 295-298.
- Crona-Larsson, G., Bjarnason, S., & Norén, J. G. (1991). Effect of luxation injuries on permanent teeth. *Endodontics & Dental Traumatology*, 7(5), 199–206.
- Çakan, EF., Eren, MM., & Günel, Ş. (2018). Restoratif diş hekimliğinde biyoaktif materyaller. *Türkiye Klinikleri J Restor Dent-Special Topics* 24, 46- 52.
- Çalışkan, M. K., & Türkün, M. (1997). Prognosis of permanent teeth with internal resorption: a clinical review. *Endodontics & Dental Traumatology*, 13(2), 75–81.
- Çelikten, B., Uzuntas, C. F., & Gulsahi, K. (2015). Resistance to fracture of dental roots obturated with different materials. *BioMed Research International*, 15, 591-601.

- Çiçek, E., Yılmaz, N., Koçak, M.M., Sağlam, B.C., Koçak, S., & Bilgin, B. (2017). Effect of mineral trioxide aggregate apical plug thickness on fracture resistance of immature teeth. *Journal of Endodontics* 43, 1697–1700.
- Çiftçioğlu, E., Yücel, Ö., Işık, V., Keleş A, & Kayahan MB. (2022). Irrigant flow characteristics in the root canal with internal root resorption: a computational fluid dynamics evaluation. *Odontology*, 110(4), 769-776.
- Da Silveira, P. F., Vizzotto, M. B., Montagner, F., da Silveira, H. L., & Da Silveira, H. E. (2014). Development of a new in vitro methodology to simulate internal root resorption. *Journal of Endodontics*, 40(2), 211–216.
- Dammaschke, T. (2012). Biodentinee-an overview. *Septodont Case Studies Collection*, 3(7), 4-8.
- Darak, P., Likhitkar, M., Goenka, S., Kumar, A., Madale, P., & Kelode, A. (2020). Comparative evaluation of fracture resistance of simulated immature teeth and its effect on single visit apexification versus complete obturation using MTA and biodentinee. *Journal of Family Medicine and Primary Care*, 9(4), 2011–2015.
- Darcey, J., & Qualtrough, A. (2013). Resorption: part 1. Pathology, classification and aetiology. *British Dental Journal*, 214(9), 439–451.
- Darcey, J., Jawad, S., Taylor, C., Roudsari, R. V., & Hunter, M. (2016). Modern Endodontic Principles Part 4: Irrigation. *Dental Update*, 43(1), 81-85.
- Darvell, B., & Wu, R. (2011). “MTA”—an hydraulic silicate cement: review update and setting reaction. *Dental Materials*, 27(5), 407-422.
- Debelian, G., & Trope, M. (2016). The use of premixed bioceramic materials in endodontics. *G Ital Endod*, 30,70-76.
- De-Deus, G., Silva, E. J., Marins, J., Souza, E., Neves, A. A., & Belladonna, F. G. (2014). Lack of causal relationship between dentinal microcracks and root canal preparation withreciprocaton systems. *J Endod.* 40(9),1447-1450.
- Di Fiore, P. M., Reyes, A., Dorn, S. O., Cron, S. G., & Ontiveros, J. C. (2016). Evaluation of a calcium silicate-based cement as a root reinforcement material for endodontically treated maxillary anterior teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(1), 35–41.
- Dias de Souza, G. M., Pereira, G. D., Dias, C. T., & Paulillo, L. A. (2002). Fracture resistance of premolars with bonded class II amalgams. *Operative Dentistry*, 27(4), 349–353.
- Dias de Souza, G. M., Pereira, G. D., Dias, C. T., & Paulillo, L. A. (2001). Fracture resistance of teeth restored with the bonded amalgam technique. *Operative Dentistry*, 26(5), 511–515.

- Dummer, P. M., Kelly, T., Meghji, A., Sheikh, I., & Vanitchai, J. T. (1993). An in vitro study of the quality of root fillings in teeth obturated by lateral condensation of gutta-percha or Thermafil obturators. *Int Endod J*, 26, 99-105.
- Durack, C. & Patel, S. (2016). Root resorption. In: Patel, S., Harvey, S., Shemesh, H. & Durack, C. (Eds.) *Cone beam computed tomography in endodontics*, 1st edition. Berlin, Germany: *Quintessence Publishing Co., Ltd*, 119–131.
- Durack, C., Patel, S., Davies, J., Wilson, R., & Mannocci, F. (2011). Diagnostic accuracy of small volume cone beam computed tomography and intraoral periapical radiography for the detection of simulated external inflammatory root resorption. *International Endodontic Journal*, 44(2), 136–147.
- EL-Ma'aita, A. M., Qualtrough, A. J., & Watts, D. C. (2014). Resistance to vertical fracture of MTA-filled roots. *Dental traumatology: official publication of International Association for Dental Traumatology*, 30(1), 36–42.
- Elnaghy, A. M., & Elsaka, S. E. (2016). Fracture resistance of simulated immature teeth filled with Biodentine and white mineral trioxide aggregate - an in vitro study. *Dental traumatology: official publication of International Association for Dental Traumatology*, 32(2), 116–120.
- Eram, A., Zuber, M., Keni, L. G., Kalburgi, S., Naik, R., Bhandary, S., Amin, S., & Badruddin, I. A. (2020). Finite element analysis of immature teeth filled with MTA, Biodentine and Bioaggregate. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 190, 105-112.
- Ersev, H., Yilmaz, B., Pehlivanoglu, E., Ozcan-Caliskan, E., & Erisen, F. R., (2012). Resistance to Vertical Root Fracture of Endodontically Treated Teeth with MetaSEAL. *Journal of Endodontics*, 38(5), 653-656.
- Feiglin, B. (1986). Root resorption. *Australian dental journal*, 31(1), 12–22.
- Fernandes, M., de Ataide, I., & Wagle, R. (2013). Tooth resorption part I - pathogenesis and case series of internal resorption. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 16(1), 4–8.
- Flores, M. T., Andersson, L., Andreasen, J. O., Bakland, L. K., Malmgren, B., Barnett, F. (2007). Guidelines for the management of traumatic dental injuries. I. Fractures and luxations of permanent teeth. *Dental traumatology: official publication of International Association for Dental Traumatology*, 23(2), 66–71.
- Frank, A. L., & Weine, F. S. (1973). Nonsurgical therapy for the perforative defect of internal resorption. *Journal of the American Dental Association*, 87(4), 863–868.
- Fuss, Z., Tsisis, I., & Lin, S. (2003). Root resorption--diagnosis, classification and treatment choices based on stimulation factors. *Dental traumatology: official publication of International Association for Dental Traumatology*, 19(4), 175–182.

- Gabor, C., Tam, E., Shen, Y., & Haapasalo, M. (2012). Prevalence of internal inflammatory root resorption. *Journal of Endodontics*, 38(1), 24–27.
- Gartner, A. H., Mack, T., Somerlott, R. G., & Walsh, L. C. (1976). Differential diagnosis of internal and external root resorption. *Journal of Endodontics*, 2(11), 329–334.
- Gençoglu, N., Yildirim, T., Garip, Y., Karagenc, B., & Yilmaz, H. (2008). Effectiveness of different gutta-percha techniques when filling experimental internal resorptive cavities. *International Endodontic Journal*, 41(10), 836–842.
- Ghoneim, A. G., Lutfy, R. A., Sabet, N. E., & Fayyad, D. M. (2011). Resistance to fracture of roots obturated with novel canal-filling systems. *Journal of Endodontics*, 37(11), 1590–1592.
- Gill, D. S., & Naini, F. B., (2011) “Diagnosis and treatment planning,” içinde D. B. Newell (Ed), *Orthodontics: Principles and Practice*, John Wiley & Sons; 32-33.
- Giraud, T., Jeanneau, C., Rombouts, C., Bakhtiar, H., Laurent, P., & About, I. (2019). Pulp capping materials modulate the balance between inflammation and regeneration. *Dental Materials*, 35(1), 24-35.
- Goldberg, F., Massone, E. J., Esmoris, M., & Alfie, D. (2000). Comparison of different techniques for obturating experimental internal resorptive cavities. *Endodontics & Dental Traumatology*, 16(3), 116–121.
- Grech, L., Mallia, B., & Camilleri, J. (2013). Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 29(2), 20–28.
- Gu, L. S., Kim, J. R., Ling, J., Choi, K. K., Pashley, D.H., & Tay, F. R. (2009). Review of contemporary irrigant agitation techniques and devices. *J Endod*, 35(6), 791-804.
- Gulabivala, K., & Searson, L. J. (1995). Clinical diagnosis of internal resorption: an exception to the rule. *International Endodontic Journal*, 28(5), 255–260.
- Gunraj, M. N. (1999). Dental root resorption. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, 88(6), 647–653.
- Güneşer, M.B., Akbulut, M.B., & Eldeniz, A.U. (2013) Effect of various endodontic irrigants on the push-out bond strength of biodentine and conventional root perforation repair materials. *J Endod*, 39, 380-384.
- Haapasalo, M., & Endal, U. (2006). Internal inflammatory root resorption: the unknown resorption of the tooth. *Endodontic Topics*, 4(1), 60–79.
- Harokopakis, E. (2007). Physiologic root resorption in primary teeth: molecular and histological events. *Journal of Oral Science*, 49(1), 1–12.

- Hatibović-Kofman, Š., Raimundo, L., Zheng, L., Chong, L., Friedman, M., Andreasen, J. O. (2008). Fracture resistance and histological findings of immature teeth treated with mineral trioxide aggregate. *Dental Traumatology*, 24(3), 272–276.
- He, Y., Chen, Y.-C., Teng, W., Fok, A. S. L., & Chew, H. P. (2019). *Prosthetic Correction of Proclined Maxillary Incisors: A Biomechanical Analysis. Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 1–9.
- Heboyán, A., Avetisyan, A., Karobari, M. I., Marya, A., Khurshid, Z., Rokaya, D., Zafar, M. S., & Fernandes, G. V. O. (2022). Tooth root resorption: A review. *Science Progress*, 105(3), 368–375.
- Heino, T. J., Hentunen, T. A., & Väänänen, H. K. (2002). Osteocytes inhibit osteoclastic bone resorption through transforming growth factor-beta: enhancement by estrogen. *Journal of Cellular Biochemistry*, 85(1), 185–197.
- Helfer, A. R., Melnick, S., & Schilder, H. (1972). Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 34(4), 661–670.
- Helvacioğlu-Yigit, D., Aydemir, S., & Yilmaz, A. (2015). Evaluation of dentinal defect formation after root canal preparation with two reciprocating systems and hand instruments: an in vitro study. *Biotechnol Biotechnol Equip*, 29(2), 368–373.
- Holcomb, J. Q., Pitts, D. L., & Nicholls, J. I. (1987). Further investigation of spreader loads required to cause vertical root fracture during lateral condensation. *Journal of Endodontics*, 13(6), 277–284.
- Holt, D. M., Watts, J.D., Beeson, T. J., Kirkpatrick, T. C., & Rutledge, R. E. (2007). The anti-microbial effect against *Enterococcus faecalis* and the compressive strength of two types of mineral trioxide aggregate mixed with sterile water or 2% chlorhexidine liquid. *J Endod*, 33, 844–847.
- Hsien, H. C., Cheng, Y. A., Lee, Y. L., Lan, W. H., & Lin, C. P. (2003). Repair of perforating internal resorption with mineral trioxide aggregate: a case report. *Journal of endodontics*, 29(8), 538–539.
- Ingle, J. I. & Bakland, L.K. (2002). *Endodontics*, Fifth Edition, BC Decker Inc., Hamilton, London.
- International Organization for Standardization. Dentistry (2007). Water-based cements – part 1: powder/liquid acid-base cements. ISO:9917–1.
- Jacobovitz, M., & de Lima, R. K. (2008). Treatment of inflammatory internal root resorption with mineral trioxide aggregate: a case report. *International Endodontic Journal*, 41(10), 905–912.
- Jefferies, S. R. (2014). Bioactive and biomimetic restorative materials: a comprehensive review part I. *J Esthet Restor Dent* 26, 14–26.

- Jiang, Q., Huang, Y., Tu, X., Li, Z., He, Y., & Yang, X. (2018). Biomechanical Properties of First Maxillary Molars with Different Endodontic Cavities: A Finite Element Analysis. *Journal of Endodontics*, 44(8), 1283–1288.
- Karaaslan, H.B., & Tümen, E.C. (2022). Usage areas and properties of calcium silicate-based materials pediatric dentistry from past to present. İçinde; *Research & Reviews in health sciences*. 1. Baskı. 103-105
- Karapınar Kazandag, M., Sunay, H., Tanalp, J., & Bayirli, G. (2009). Fracture resistance of roots using different canal filling systems. *International endodontic journal*, 42(8), 705–710.
- Kaup, M., Schäfer, E. & Dammaschke, T. (2015) An *in vitro* study of different material properties of Biodentine compared to ProRoot MTA. *Head Face Med* 11,16-22.
- Kaval, M. E., Güneri, P., & Çalışkan, M. K. (2018). Regenerative endodontic treatment of perforated Öz internal root resorption: a case report. *International Endodontic Journal*, 51(1), 128–137.
- Khadar, S., Sapkale, K., Patil, P.G., Abrar, S., Ramugade, M., & Huda, F. (2022). Fracture resistance and stress distribution pattern of different posts-core systems in immature teeth: an in vitro study and 3D finite element analysis. *International Journal of Dentistry*, 1-9.
- Kishen, A. (2015). *Biomechanics of fractures in endodontically treated teeth*. *Endodontic Topics*, 33(1), 3–13.
- Kogan, P., He, J., Glickman, G. N., & Watanabe, I. (2006). The effects of various additives on setting properties of MTA. *Journal of Endodontics*, 32(6), 569–572.
- Koh, E. T., McDonald, F., Pitt Ford, T. R., & Torabinejad, M. (1998). Cellular response to Mineral Trioxide Aggregate. *Journal of Endodontics*, 24(8), 543–547.
- Krastl, G., Weiger, R., Filippi, A., Van Waes, H., Ebeleseder, K., Ree, M., Connert, T., Widbiller, M., Tjäderhane, L., Dummer, P. M. H., & Galler, K. (2021). Endodontic management of traumatized permanent teeth: a comprehensive review. *International Endodontic Journal*, 54(8), 1221–1245.
- Kurun Aksoy, M., Tulga Oz, F., & Orhan, K. (2017). Evaluation of calcium (Ca²⁺) and hydroxide (OH⁻) ion diffusion rates of indirect pulp capping materials. *The International Journal of Artificial Organs*, 40(11), 641–646.
- Lang, H., Korkmaz, Y., Schneider, K., & Raab, W. H. (2006). Impact of endodontic treatments on the rigidity of the root. *Journal of Dental Research*, 85(4), 364–368.
- Lau, Y. S., Wang, W., Sabokbar, A., Simpson, H., Nair, S., Henderson, B., Berendt, A., & Athanasou, N. A. (2006). Staphylococcus aureus capsular material promotes osteoclast formation. *Injury*, 37(2), 41–48.

- Laux, M., Abbott, P. V., Pajarola, G., & Nair, P. N. (2000). Apical inflammatory root resorption: a correlative radiographic and histological assessment. *International Endodontic Journal*, 33(6), 483–493.
- Levander, E., & Malmgren, O. (1988). Evaluation of the risk of root resorption during orthodontic treatment: a study of upper incisors. *European Journal of Orthodontics*, 10(1), 30–38.
- Lin, S., Schwarz-Arad, D., & Ashkenazi, M. (2013). Alveolar bone width preservation after decoronation of ankylosed anterior incisors. *Journal of Endodontics*, 39(12), 1542–1544.
- Lindskog, S., Blomlöf, L., & Hammarström, L. (1983). Repair of periodontal tissues in vivo and in vitro. *Journal of Clinical Periodontology*, 10(2), 188–205.
- Lyroudia, K. M., Dourou, V. I., Pantelidou, O. C., Labrianidis, T., & Pitas, I. K. (2002). Internal root resorption studied by radiography, stereomicroscope, scanning electron microscope and computerized 3D reconstructive method. *Dental traumatology: official publication of International Association for Dental Traumatology*, 18(3), 148–152.
- Maia, B. D. G. O., Santos, T. D. S. A., Carvalho, C. A. T., Verner, F. S., & Junqueira, R. B. (2023). Fracture resistance of weakened roots restored with relined or milled CAD-CAM glass fiber posts. *Dental Materials Journal*, 42(1), 92–98.
- Maniglia-Ferreira, C., Gurgel-Filho, E. D., Silva, J. B., Jr, Paula, R. C., Feitosa, J. P., Gomes, B. P., & Souza-Filho, F. J. (2007). Brazilian gutta-percha points. Part II: thermal properties. *Brazilian Oral Research*, 21(1), 29–34.
- Marques-da-Silva, B., Alberton, C. S., Tomazinho, F. S. F., Gabardo, M. C. L., Duarte, M. A. H., Vivan, R. R., & Baratto-Filho, F. (2020). Effectiveness of five instruments when removing calcium hydroxide paste from simulated internal root resorption cavities in extracted maxillary central incisors. *International Endodontic Journal*, 53(3), 366–375.
- Martins, J. N., Marques, D., Mata, A., & Caramês, J. (2014). Clinical efficacy of electronic apex locators: systematic review. *Journal of Endodontics*, 40(6), 759–777.
- Mavridou, A. M., Hauben, E., Wevers, M., Schepers, E., Bergmans, L., & Lambrechts, P. (2016). Understanding External Cervical Resorption in Vital Teeth. *Journal of Endodontics*, 42(12), 1737–1751.
- McDonald, A. V., King, P. A., & Setchell, D. J. (1990). In vitro study to compare impact fracture resistance of intact root-treated teeth. *International Endodontic Journal*, 23(6), 304–312.

- Meirinhos, J., Martins, J. N. R., Pereira, B., Baruwá, A., Gouveia, J., Quaresma, S. A., Monroe, A., & Ginja, A. (2020). Prevalence of apical periodontitis and its association with previous root canal treatment, root canal filling length and type of coronal restoration - a cross-sectional study. *International Endodontic Journal*, 53(4), 573–584.
- Mello, I., Michaud, P. L., Butt, Z. (2020). Fracture resistance of immature teeth submitted to different endodontic procedures and restorative protocols. *Journal of Endodontics*, 46, 1465–1469.
- Miloro, M., Ghali, G. F., Larsen, P., & Waite, P. (2004). *Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2nd ed. Hamilton: B.C. Decker.
- Mitchell, P. J., Pitt Ford, T. R., Torabinejad, M., & McDonald, F. (1999). Osteoblast biocompatibility of mineral trioxide aggregate. *Biomaterials*, 20(2), 167–173.
- Moshaverinia, A., Brantley, W. A., Chee, W. W., Rohpour, N., Ansari, S., Zheng, F. (2010). Measure of microhardness, fracture toughness and flexural strength of N-vi-nylcaprolactam (NVC)-containing glass-ionomer dental cements. *Dent Mater*, 26, 1137–1143.
- Mummery, J. H. (1920). The pathology of "pink spots" on teeth. *Br Dent J*, 41, 300–305.
- Munch, J. (1937). Zur genes. Klink und therapie der sogenante internen granulome, *Dtsch. Zahn. Mund. Kieferheilkol.* 4, 424.
- Nageh, M., Ibrahim, L.A., AbuNaeem, F.M. ve ark. (2022). Management of internal inflammatory root resorption using injectable platelet-rich fibrin revascularization technique: a clinical study with cone-beam computed tomography evaluation. *Clin Oral Invest* 26, 1505–1516.
- Nair, V.V., Chopra, K., Shah, S., Madhuri, G., Singh, N., & Raut, V. (2021). Biodentine-a unique dentine substitute. *J Adv Med Dent*, 9(6), 206–210.
- Nair, P. N., Henry, S., Cano, V., & Vera, J. (2005). Microbial status of apical root canal system of human mandibular first molars with primary apical periodontitis after "one-visit" endodontic treatment. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, 99(2), 231–252.
- Ne, R., Witherspoon, D. E., & Gutmann, J. L. (1999). Tooth resorption. *Quintessence International*, 30(1), 9–25.
- Ng, Y. L., Mann, V., & Gulabivala, K. (2011). A prospective study of the factors affecting outcomes of nonsurgical root canal treatment: part 1: periapical health. *International Endodontic Journal*, 44(7), 583–609.
- Nikhil, V., Jha, P., & Aggarwal, A. (2015). Comparative evaluation of fracture resistance of simulated immature teeth restored with glass fiber posts, intracanal composite resin, and experimental dentine posts. *The Scientific World Journal*, 1, 1–4.

- Nilssen, R., & Magnusson, B. C. (1979). Enzyme histochemistry of induced heterotropic bone formation in guinea-pigs. *Archives of Oral Biology*, 24(10-11), 833–841.
- Nilsson, E., Bonte, E., Bayet, F., & Lasfargues, J. J. (2013). Management of internal root resorption on permanent teeth. *International Journal of Dentistry*, 1-8.
- Nowicka, A., Lipski, M., Parafiniuk, M., Sporniak-Tutak, K., Lichota, D., Kosierkiewicz, A. ve ark. (2013). Response of human dental pulp capped with biodentine and mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 39(6), 743-47.
- NuSmile NeoMTA 2 broşür Erişim 06.2022. <https://nusmile.com/pages/nusmile-neoputty2>.
- Osiri, S., Banomyong, D., Sattabanasuk, V., & Yanpiset, K. (2018). Root Reinforcement after Obturation with Calcium Silicate-based Sealer and Modified Gutta-percha Cone. *Journal of Endodontics*, 44(12), 1843–1848.
- Parirokh, M., & Torabinejad, M. (2010). Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--Part III: Clinical applications, drawbacks, and mechanism of action. *Journal of Endodontics*, 36(3), 400–413.
- Patel, S., Dawood, A., Ford, T. P., & Whaites, E. (2007). The potential applications of cone beam 122 computed tomography in the management of endodontic problems. *International Endodontic Journal*, 40(10), 818-830.
- Patel, S., & Ford, T. P. (2007). Is the resorption external or internal?. *Dental Update*, 34(4), 218–229.
- Patel, S., & Saberi, N. (2018). The ins and outs of root resorption. *British Dental Journal*, 224(9), 691–699.
- Patel, S., Dawood, A., Wilson, R., Horner, K., & Mannocci, F. (2009). The detection and management of root resorption lesions using intraoral radiography and cone beam computed tomography - an in vivo investigation. *International Endodontic Journal*, 42(9), 831–838.
- Patel, S., Foschi, F., Mannocci, F., & Patel, K. (2018). External cervical resorption: a three-dimensional classification. *International Endodontic Journal*, 51(2), 206–214.
- Patel, S., Kanagasingam, S., & Pitt Ford, T. (2009). External cervical resorption: a review. *Journal of Endodontics*, 35(5), 616–625.
- Patel, S., Ricucci, D., Durak, C., & Tay, F. (2010). Internal root resorption: a review. *Journal of Endodontics*, 36(7), 1107–1121.
- Patel, S., Saberi, N., Pimental, T., & Teng, P. H. (2022). Present status and future directions: Root resorption. *International Endodontic Journal*, 55(4), 892–921.

- Pecora, N., Yaman P., Dennison, J., & Herrero A (2002). Comparison of shear bond strength relative to two testing devices. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 88, 511–515.
- Petersson, K., Wennberg, A. & Olsson, B. (1986). Radiographic and clinical estimation of endodontic treatment need. . *Endod Dent Traumatol*, 2(2), 62-74.
- Pop, I., Manoharan, A., Zanini, F., Tromba, G., Patel, S., & Foschi, F. (2014). Synchrotron light-based ICT to analyse the presence of dentinal microcracks post-rotary and reciprocating NiTi instrumentation. *Clin Oral Investig*, 19(1),11-6.
- Plotino, G., Grande, N. M., Isufi, A., Ioppolo, P., Pedullà, E., Bedini, R. & Testarelli, L. (2017). Fracture Strength of Endodontically Treated Teeth with Different Access Cavity Designs. *Journal of Endodontics*, 43(6), 995–1000.
- Rajasekharan, S., Martens, L. C., Cauwels, R. G., & Verbeeck, R. M. (2014). Biodentine™ material characteristics and clinical applications: a review of the literature. *European archives of paediatric dentistry: official journal of the European Academy of Paediatric Dentistry*, 15(3), 147–158.
- Reeh, E. S., Douglas, W. H., & Messer, H. H. (1989). Stiffness of endodontically-treated teeth related to restoration technique. *Journal of Dental Research*, 68(11), 1540–1544.
- Reeh, E. S., Messer, H. H., & Douglas, W. H. (1989). Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *Journal of Endodontics*, 15(11), 512–516.
- Reyes-Carmona, J. F., Felipe, M. S., Felipe, W. T. (2009). Biomineralization ability and interaction of mineral trioxide aggregate and white Portland cement with dentin in a phosphate-containing fluid. *J Endod*, 35, 731–736.
- Ricucci, D. (1998). Apical limit of root canal instrumentation and obturation, part 1. Literature review. *International Endodontic Journal*, 31(6), 384–393.
- Rodríguez-Lozano, F. J., Lozano, A., López-García, S., García-Bernal, D., Sanz, J. L., Guerrero-Gironés, J., Llena, C., Forner, L., & Melo, M. (2022). Biomineralization potential and biological properties of a new tantalum oxide (Ta₂O₅)-containing calcium silicate cement. *Clinical Oral Investigations*, 26(2), 1427–1441.
- Sağsen, B., Ustün, Y., Pala, K., & Demirbuğa, S. (2012). Resistance to fracture of roots filled with different sealers. *Dental Materials Journal*, 31(4), 528–532.
- Sak, M., Radecka, M., Karpiński, T., Wędrychowicz-Welman, A., & Szkaradkiewicz, A. (2016). Tooth root resorption: etiopathogenesis and classification. *MicroMedicine*, 4(1), 21–31.
- Sakaguchi, R. L. (2012). Fundamentals of materials science içinde R.L. Sakaguchi (ed) *Craig's Restorative Dental Materials*. 13th ed, Elsevier Mosby, 35-43.

- Santos, A. D., Araujo, E. B., Yukimitu, K., Barbosa, J. C., & Moraes, J. C. (2018). Setting time and thermal expansion of two endodontic cements. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, 106, 77–79.
- Schilder, H. (1967). Filling root canals in three dimensions. *Dent Clin North*, 11, 723–744.
- Schilder, H. (1974). Cleaning and shaping the root canal. *Dental Clinics of North America*, 18(2), 269–296.
- Septodont; Biodentine broşür. Erişim 06.2023. Retrieved from <https://www.septodontusa.com/product/dentin-restoration-biodentine/>
- Shemesh, H., Bier, C. A., Wu, M. K., Tanomaru-Filho, M., & Wesselink, P. R. (2009). The effects of canal preparation and filling on the incidence of dentinal defects. *Int Endod J*, 42(3), 208–13.
- Shemesh, H., Roeleveld, A. C., Wesselink, P. R., Wu, M. K. (2011). Damage to root dentin during retreatment procedures. *Journal of Endodontics*, 37, 63–66.
- Shen, Y., Peng, B., Yang, Y., Ma, J., & Haapasalo, M. (2015). What do different tests tell about the mechanical and biological properties of bioceramic materials? *Endodontic Topics*, 32(1), 47–85.
- Siboni, F., Taddei, P., Prati, C., & Gandolfi, M. G. (2017). Properties of NeoMTA Plus and MTA Plus cements for endodontics. *International Endodontic Journal*, 83–94.
- Silveira, F. F., Nunes, E., Soares, J. A., Ferreira, C. L., & Rotstein, I. (2009). Double 'pink tooth' associated with extensive internal root resorption after orthodontic treatment: a case report. *Dental traumatology official publication of International Association for Dental Traumatology*, 25(3), 43–47.
- Siqueira, J. F., Guimarães-Pinto, T., & Rôças, I. N. (2007). Effects of chemomechanical preparation with 2.5% sodium hypochlorite and intracanal medication with calcium hydroxide on cultivable bacteria in infected root canals. *Journal of Endodontics*, 33(7), 800–805.
- Siqueira, J. F., Rôças, I. N., Favieri, A., & Lima, K. C. (2000). Chemomechanical reduction of the bacterial population in the root canal after instrumentation and irrigation with 1%, 2.5%, and 5.25% sodium hypochlorite. *Journal of Endodontics*, 26(6), 331–334.
- Smoljan, M., Hussein, M. O., Guentsch, A., & Ibrahim, M. (2021). Influence of Progressive Versus Minimal Canal Preparations on the Fracture Resistance of Mandibular Molars: A 3-Dimensional Finite Element Analysis. *Journal of Endodontics*, 47(6), 932–938.
- Soares, A. J., Souza, G. A., Pereira, A. C., Vargas-Neto, J., Zaia, A. A., & Silva, E. J. (2015). Frequency of root resorption following trauma to permanent teeth. *Journal of Oral Science*, 57(2), 73–78.

- Soares, C. J., Pizi, E. C., Fonseca, R. B., & Martins, L. R. (2005). Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Brazilian Oral Research*, 19(1), 11–16.
- Soares, C.J., Santana, F. R., Silva, N. R., Preira, J. C., & Pereira, C.A. (2007). Influence of the Endodontic Treatment on Mechanical Properties of Root Dentin. *Journal of Endodontics*, 33(5), 603–606.
- Soğukpınar, A., & Arikan, V. (2020). Comparative evaluation of four endodontic biomaterials and calcium hydroxide regarding their effect on fracture resistance of simulated immature teeth. *European Journal of Paediatric Dentistry*, 21(1), 23–28.
- Speziani, C., Rivollier, A., Gallois, A., Coury, F., Mazzorana, M., Azocar, O., Flacher, M., Bella, C., Tebib, J., Jurdic, P., Rabourdin-Combe, C., & Delprat, C. (2007). Murine dendritic cell transdifferentiation into osteoclasts is differentially regulated by innate and adaptive cytokines. *European Journal of Immunology*, 37(3), 747–757.
- Sungur, D. D., Altundasar, E., Uzunoglu, E., & Yilmaz, Z. (2016). Influence of different final irrigation regimens and various endodontic filling materials on vertical root fracture resistance. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 19(2), 267–271.
- Tanalp, J., Karapınar-Kazandağ, M., Dölekoğlu, S., & Kayahan, M. B. (2013). Comparison of the radiopacities of different root-end filling and repair materials. *The Scientific World Journal*, 594–600.
- Tanse, A. (2008). Vertical root fractures of endodontically treated teeth. In Ingle JI, Baklans LK editors: *Ingle's Endodontics*, pp:676.
- Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2007). Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. *Journal of Endodontics*, 33(4), 391–398.
- Teixeira, F. B., Teixeira, E. C. N., Thompson, J. Y., & Trope, M. (2004). Fracture resistance of roots endodontically treated with a new resin filling material. *The Journal of the American Dental Association*, 135(5), 646–652.
- Tek, V., & Türker, S. A. (2019). A micro-computed tomography evaluation of voids using calcium silicate-based materials in teeth with simulated internal root resorption. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 45(1), 5–14.
- Tey, K.C., & Lui, J. L. (2014). The effect of glass fiber-reinforced epoxy resin dowel diameter on the fracture resistance of endodontically treated teeth. *Journal of Prosthodontics*, 23, 572–581.
- Thoma, K. (1935). Central osteoclastic resorption of dentine and complete repair with osteodentine in the permanent tooth of an adult. *Dent Items Interest*, 57, 28–35.
- Thomas, P., Krishna Pillai, R., Pushparajan Ramakrishnan, B., & Palani, J. (2014). An insight into internal resorption. *ISRN Dentistry*, 759–766.

- Tomson, R. M., Polycarpou, N., & Tomson, P. L. (2014). Contemporary obturation of the root canal system. *British Dental Journal*, 216(6), 315–322.
- Torabinejad, M., & Chivian, N. (1999). Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 25(3), 197–205.
- Torabinejad, M., Hong, C. U., McDonald, F., Pitt Ford, T. R. (1995). Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod*, 21, 349–353.
- Tronstad, L. (1988). Root resorption etiology, terminology and clinical manifestations. *Endodontics & Dental Traumatology*, 4(6), 241–252.
- Trope, M. (2002). Root Resorption due to dental trauma. *Endodontic Topics*, 1(1), 79–100.
- Tuna, E. B., Dinçol, M. E., Gençay, K., & Aktören, O. (2011). Fracture resistance of immature teeth filled with BioAggregate, mineral trioxide aggregate and calcium hydroxide. *Dental traumatology: official publication of International Association for Dental Traumatology*, 27(3), 174–178.
- Türkün, M., & Cengiz, T. (1997). The effects of sodium hypochlorite and calcium hydroxide on tissue dissolution and root canal cleanliness. *International Endodontic Journal*, 30(5), 335–342.
- Tyrovola, J. B., Spyropoulos, M. N., Makou, M., & Perrea, D. (2008). Root resorption and the OPG/RANKL/RANK system: a mini review. *Journal of Oral Science*, 50(4), 367–376.
- Uchiyama, M., Nakamichi, Y., Nakamura, M., Kinugawa, S., Yamada, H., Udagawa, N., & Miyazawa, H. (2009). Dental pulp and periodontal ligament cells support osteoclastic differentiation. *Journal of Dental Research*, 88(7), 609–614.
- Udagawa, N., Takahashi, N., Akatsu, T., Tanaka, H., Sasaki, T., Nishihara, T., Koga, T., Martin, T. J., & Suda, T. (1990). Origin of osteoclasts: mature monocytes and macrophages are capable of differentiating into osteoclasts under a suitable microenvironment prepared by bone marrow-derived stromal cells. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 87(18), 7260–7264.
- Ulusoy, Ö. İ., & Paltun, Y. N. (2017). Fracture resistance of roots with simulated internal resorption defects and obturated using different hybrid techniques. *Journal of Dental Sciences*, 12(2), 121–125.
- Umashetty, G., Hoshing, U., Patil, S., & Ajgaonkar, N. (2015). Management of Inflammatory Internal Root Resorption with Biodentine and Thermoplasticised Gutta-Percha. *Case Reports in Dentistry*, 452–463.
- Urkmez, E. Ş., & Pinar Erdem, A. (2020). Bioactivity evaluation of calcium silicate-based endodontic materials used for apexification. *Australian endodontic journal: the journal of the Australian Society of Endodontology Inc*, 46(1), 60–67.

- Uzunoğlu, E., Yılmaz, Z., Erdogan, O., & Görduysus, M. (2016). Final Irrigation Regimens Affect Fracture Resistance Values of Root-filled Teeth. *J Endod.*, 42(3), 493-495.
- Uzunoğlu-Özyürek, E., Küçükkaya Eren, S., & Karahan, S. (2018). Effect of root canal sealers on the fracture resistance of endodontically treated teeth: a systematic review of in vitro studies. *Clinical Oral Investigations*, 22(7), 2475–2485.
- Valles, M., Mercadé, M., Duran-Sindreu, F., Bourdelande, J. L., & Roig, M. (2013). Influence of light and oxygen on the color stability of five calcium silicate-based materials. *Journal of Endodontics*, 39(4), 525–528.
- Versiani, M. A., Souza, E., & De-Deus, G. (2015). Critical appraisal of studies on dentinal radicular microcracks in endodontics: Methodological issues, contemporary concepts, and future perspectives. *Endod Topics*, 33, 87-156.
- Walton, R. E., & Torabinejad, M. (1989). *Principles and Practice of Endodontics*. Philadelphia: WB Saunders Company.
- Wang, Z. (2015). Bioceramic materials in endodontics. *Endodontic Topics*, 32(1), 3-30.
- Wedenberg, C., & Lindskog, S. (1985). Experimental internal resorption in monkey teeth. *Endodontics & Dental Traumatology*, 1(6), 221–227.
- Wedenberg, C., & Lindskog, S. (1987). Evidence for a resorption inhibitor in dentin. *Scandinavian journal of dental research*, 95(3), 205–211.
- Wedenberg, C., & Zetterqvist, L. (1987). Internal resorption in human teeth--a histological, scanning electron microscopic, and enzyme histochemical study. *Journal of Endodontics*, 13(6), 255–259.
- Weiskopf, J., Gehre, G., & Graichen, K. H. (1961) Ein Beitrag zur Behandlung von Luxationen und Wurzelfrakturen im Frontzahnggebiet. *Stoma (Heidelberg)* 14, 100.
- Xiao, M., Qian, H., Lv, J., & Wang, P. (2022). Advances in the Study of the Mechanisms of Physiological Root Resorption in Deciduous Teeth. *Frontiers in pediatrics*, 10, 826-833.
- Yamaoka, M., Furusawa, K., Ikeda, M., & Hasegawa, T. (1999). Root resorption of mandibular second molar teeth associated with the presence of the third molars. *Australian Dental Journal*, 44(2), 112–116
- Yasin, R., Al-Jundi, S., & Khader, Y. (2021). Effect of mineral trioxide aggregate and biodentine™ on fracture resistance of immature teeth dentine over time: in vitro study. *European archives of paediatric dentistry: official journal of the European Academy of Paediatric Dentistry*, 22(4), 603–609.
- Yılmaz, A. (2020). Nikel Titanyum alet sistemlerinin dentinde mikro çatlak oluşumu üzerine etkisi. In *Endodontide Döner Alet Sistemleri-Hangi Sistem, Nerede, Neden?*. Türkiye Klinikleri, 29-35.

- Young, G. R., Parashos, P., & Messer, H. H. (2007). The principles of techniques for cleaning root canals. *Australian Dental Journal*, 52(1), 52–63.
- Zhabuawala, M. S., Nadig, R. R., Pai, V. S., & Gowda, Y. (2016). Comparison of fracture resistance of simulated immature teeth with an open apex using Biodentine and composite resin: An in vitro study. *Journal of the Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 34(4), 377–382.
- Zamin, C., Silva-Sousa, Y. T., Souza-Gabriel, A. E., Messias, D. F., & Sousa-Neto, M. D. (2012). Fracture susceptibility of endodontically treated teeth. *Dental traumatology: official publication of International Association for Dental Traumatology*, 28(4), 282–286.
- Zogheib, C., Sfeir, G., Plotino, G., Deus, G., Daou, M., & Khalil, I. (2018). Impact of Minimal Root Canal Taper on the Fracture Resistance of Endodontically Treated Bicuspid. *J Int Soc Prev Community Dent*, 8(2), 179-183.

HAM VERİLER

FORMLAR

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

FARKLI KALSİYUM SİLİKAT İÇEREN MATERYALLERLE TAMİR EDİLEN YAPAY OLUŞTURULMUŞ İÇ KÖK REZORPSİYONLU DİŞLERİN KIRILMA DİRENÇLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

ORJİNALLİK RAPORU

% 12	% 11	% 2	% 2
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	% 6
2	docs.neu.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
3	acikerisim.akdeniz.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	% 1
4	www.seruvenyayinevi.com İnternet Kaynağı	<% 1
5	dergipark.org.tr İnternet Kaynağı	<% 1
6	openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
7	Submitted to Koc University Öğrenci Ödevi	<% 1
8	nek.istanbul.edu.tr:4444 İnternet Kaynağı	<% 1

docplayer.biz.tr