



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ



ULTRASONİK AKTİVASYON VE MANUEL TEKNİKLE
UYGULANAN DÖRT FARKLI KÖK KANAL PATININ
DENTİNE BAĞLANMA DAYANIMLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI

Gizem AYNUR

ENDODONTİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Aylin KALAYCI

ANKARA
2023

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ**

**ULTRASONİK AKTİVASYON VE MANUEL TEKNİKLE
UYGULANAN DÖRT FARKLI KÖK KANAL PATININ
DENTİNE BAĞLANMA DAYANIMLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

Gizem AYNUR

**ENDODONTİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Aylin KALAYCI**

**ANKARA
2023**

ETİK BEYAN

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı'na

Uzmanlık tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Ultrasonik Aktivasyon ve Manuel Teknikle Uygulanan Dört Farklı Kök Kanal Patının Dentine Bağlanma Dayanımlarının Karşılaştırılması” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan deneysel çalışma/araştırma tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler, yorumlar bana aittir. Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Öğrencinin Adı Soyadı: Gizem Aynur

Tarih: 06.11.2023

İmza:

KABUL VE ONAY

ANKARA ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ENDODONTİ UZMANLIK PROGRAMI

Çerçevesinde yürütölmüş olan “**Ultrasonik Aktivasyon ve Manuel Teknikle Uygulanan Dört Farklı Kök Kanal Patının Dentine Bağlanma Dayanımlarının Karşılaştırılması**” konulu çalışma aşağıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 06.11.2023

Prof. Dr. Berna ASLAN

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Faköltesi

Endodonti Anabilim Dalı

Jüri Başkanı

Prof. Dr. Aylin KALAYCI

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Faköltesi

Endodonti Anabilim Dalı.

Üye

Prof. Dr. Kamran GÜLŞAHI

Başkent Üniversitesi

Diş Hekimliği Faköltesi

Endodonti Anabilim Dalı

Üye

İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	ii
Kabul ve Onay	iii
İçindekiler	iv
Önsöz	vi
Simgeler ve Kısaltmalar	vii
Şekiller	ix
Çizelgeler	x
1. GİRİŞ	1
1.1. Kök Kanal Dolgusu	1
1.2. Kök Kanal Dolgu Materyalleri	2
1.3. Kök Kanal Dolgu Patları	3
1.3.1. Çinko Oksit Öjenol İçerikli Kök Kanal Patları	4
1.3.2. Polimer Yapısında Kök Kanal Patları	5
1.3.2.1. Epoksi Rezin Esaslı Kök Kanal Patları	5
1.3.2.2. Metakrilat Rezin Esaslı Kök Kanal Patları	6
1.3.2.3. Polivinil (Poliketon) Polimer İçerikli Kök Kanal Patları	7
1.3.2.4. Silikon Polimer İçerikli Kök Kanal Patları	7
1.3.3. Kalsiyum Hidroksit Esaslı Kök Kanal Patları	8
1.3.4. Kalsiyum Silikat İçerikli (Biyoseramik Esaslı) Kök Kanal Patları	8
1.3.5. Cam İyonomer Esaslı Kök Kanal Patları	14
1.4. Çalışmamızda Kullanılan Kök Kanal Patları	15
1.4.1. FKG TotalFill BC (FKG, La Chaux-de-Fonds, Switzerland)	15
1.4.2. VDW.1Seal (VDW, Dentsply Sirona, Munich, Germany)	15
1.4.3. AH Plus Bioceramic (AHPB; Dentsply Sirona, Charlotte, NC)	16
1.4.4. AH Plus (AHP, Dentsply Sirona)	17
1.5. Kök Kanal Dolgu Yöntemleri	18
1.5.1. Soğuk Lateral Kompaksiyon Tekniği	18

1.5.2. Basit Tek Kon Tekniği	18
1.5.3. Sıcak Vertikal Kompaksiyon Tekniği	18
1.5.4. Devamlı Isıyla Obturasyon Tekniği	19
1.5.5. Termoplastik Güta-Perka Enjeksiyon Tekniği	19
1.5.6. Termomekanik Kompaksiyon Tekniği	19
1.6. Kök Kanal Dolgusunda Kullanılan Aktivasyon Teknikleri	20
1.6.1. Lentülo Spiral	20
1.6.2. EZ-Fill Cihazı	21
1.6.3. Manuel Dinamik Aktivasyon	21
1.6.4. Sonik Aktivasyon	21
1.6.5. Pasif Ultrasonik İrrigasyon (Aktivasyon)	22
1.7. Bağlanma Dayanımı	23
1.7.1. İtme Bağlanma Dayanımı Testi (Push-out Bond Strength Test)	24
1.8. Konu ile İlgili Çalışmalar	26
2. GEREÇ VE YÖNTEM	30
2.1. Örneklerin Seçilmesi	30
2.2. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi ve Doldurulması	31
2.3. Örneklerin Hazırlanması ve Bağlanma Dayanımı (Push-out) Testi	37
2.4. İstatistiksel Analiz	41
3. BULGULAR	42
4. TARTIŞMA	55
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	65
ÖZET	67
SUMMARY	68
KAYNAKLAR	69
ÖZGEÇMİŞ	82

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübesiyle beni yönlendiren, tez çalışmamın her aşamasında sabır ve özenle bana yardımcı olarak yol gösteren, değerli hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Aylin KALAYCI'ya,

Uzmanlık eğitimim süresince bilimsel ve mesleki tecrübelerinden faydalandığım Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Uzmanlık eğitimim süresince beraber çalışmaktan mutluluk duyduğum, her konuda bana destek veren ve yanımda olan değerli eş kıdemlilerim Uzm. Dt. Çağla Nur DELİBAŞI, Dt. Berkuk SAYAR, Dt. Ömer Faruk TOPKARA'ya ve kıymetli arkadaşım Dt. Hamdi Alperen YALÇIN'a,

Lisans eğitimimden bu yana hayatımda olan ve benden desteğini esirgemeyen, gösterdiği sevgi ve hoşgörüyle her zaman yanımda olan değerli dostum Dt. Merve YÖNEY'e,

Hayatım boyunca her zaman bana güvenen, sevgi ve desteklerini daima hissettiğim, bu günlere gelmemde çok büyük emekleri olan kıymetli aileme,

Sonsuz teşekkürler...

SİMGELER VE KISALTMALAR

%:	Yüzde
<:	Küçüktür
>:	Büyüktür
°C:	Santigrat derece
µm:	Mikrometre
ark.:	Arkadaşları
Ca(OH) ₂ :	Kalsiyum Hidroksit
dk:	Dakika
ISO:	Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (International Standards Organization)
mm:	Milimetre
MTA:	Mineral trioxide aggregate
NaOCl:	Sodyum hipoklorit
pH:	Asitlik Birimi
Ni-Ti:	Nikel Titanyum
PUI:	Pasif ultrasonik irrigasyon
UDMA:	Üretan dimetakrilat
Ca ⁺² :	Kalsiyum iyonu
CO ₃ ²⁻ :	Karbonat iyonu
OH ⁻ :	Hidroksil iyonu
kHz:	Kilohertz
Hz:	Hertz

MPa:	Megapaskal
No:	Numara
N:	Newton
mm ² :	Milimetrekaare
min:	Minimum
maks:	Maksimum
ort:	Ortalama
a:	Kruskal Wallis H testi
SS:	Standart sapma
SPSS:	Statistical Package for the Social Science

ŞEKİLLER

Şekil 1.1. İtme bağlanma dayanımı (push-out bond strength) test düzeneği	25
Şekil 2.1. Preparasyon öncesi kron bölgeleri kesilmiş dişler	31
Şekil 2.2. FKG RACE EVO döner eğe sistemi	32
Şekil 2.3. Çalışmamızda kullanılan Eighteeth UltraMint Pro ultrasonik cihazı	32
Şekil 2.4. Çalışmamızda kullanılan AH Plus Bioceramic kök kanal patı	33
Şekil 2.5. Çalışmamızda kullanılan VDW.1Seal kök kanal patı	34
Şekil 2.6. Çalışmamızda kullanılan FKG TotalFill BC kök kanal patı	35
Şekil 2.7. Çalışmamızda kullanılan AH Plus kök kanal patı	36
Şekil 2.8. Örneklerden kesitler alınmasını sağlayan mikrocut cihazı (Metkon Micracut 201)	38
Şekil 2.9. Dişlerin koronal, orta ve apikal bölgelerinden alınan kesitler	39
Şekil 2.10. Kesitlere itme bağlanma dayanımı (push-out bond strength) testi	40

ÇİZELGELER

Çizelge 3.1. Koronal bölgede ultrasonik aktivasyon yapılmayan gruplara ait bağlanma dayanımı değerleri	43
Çizelge 3.2. Ultrasonik aktivasyon yapılmayan gruplarda koronal bölgeden alınan kesitlerin ikili karşılaştırılması	43
Çizelge 3.3. Orta bölgede ultrasonik aktivasyon yapılmayan gruplara ait bağlanma dayanımı değerleri	44
Çizelge 3.4. Ultrasonik aktivasyon yapılmayan gruplarda orta bölgeden alınan kesitlerin ikili karşılaştırılması	44
Çizelge 3.5. Apikal bölgede ultrasonik aktivasyon yapılmayan gruplara ait bağlanma dayanımı değerleri	45
Çizelge 3.6. Ultrasonik aktivasyon yapılmayan gruplarda apikal bölgeden alınan kesitlerin ikili karşılaştırılması	46
Çizelge 3.7. Koronal bölgede ultrasonik aktivasyon yapılan gruplara ait bağlanma dayanımı değerleri	47
Çizelge 3.8. Ultrasonik aktivasyon yapılan gruplarda koronal bölgeden alınan kesitlerin ikili karşılaştırılması	47
Çizelge 3.9. Orta bölgede ultrasonik aktivasyon yapılan gruplara ait bağlanma dayanımı değerleri	48
Çizelge 3.10. Ultrasonik aktivasyon yapılan gruplarda orta bölgeden alınan kesitlerin ikili karşılaştırılması	48
Çizelge 3.11. Apikal bölgede ultrasonik aktivasyon yapılan gruplara ait bağlanma dayanımı değerleri	49
Çizelge 3.12. Ultrasonik aktivasyon yapılan gruplarda apikal bölgeden alınan kesitlerin ikili karşılaştırılması	50
Çizelge 3.13. Koronal bölgede ultrasonik aktivasyon yapılan ve yapılmayan grupların bağlanma dayanımı değerleri	50
Çizelge 3.14. Ultrasonik aktivasyon yapılan ve yapılmayan gruplarda koronal bölgeden alınan kesitlerin ikili karşılaştırılması	51
Çizelge 3.15. Orta bölgede ultrasonik aktivasyon yapılan ve yapılmayan grupların bağlanma dayanımı değerleri	52

Çizelge 3.16. Ultrasonik aktivasyon yapılan ve yapılmayan gruplarda orta bölgeden alınan kesitlerin ikili karşılaştırılması	52
Çizelge 3.17. Apikal bölgede ultrasonik aktivasyon yapılan ve yapılmayan grupların bağlanma dayanımı değerleri	53
Çizelge 3.18. Ultrasonik aktivasyon yapılan ve yapılmayan gruplarda apikal bölgeden alınan kesitlerin ikili karşılaştırılması	54



1. GİRİŞ

Kök kanal tedavisinin temel amacı, kök kanal sistemindeki mikrobiyal enfeksiyonu elimine etmek veya önlemektir. Rezorpsiyonlar veya endodontik komplikasyonlar gibi bazı özel durumlarda başarıyı etkileyen farklı değişkenler mevcut olsa da, kök kanal tedavisinin başarısı genellikle enfeksiyon kontrolüne bağlıdır (Haapasalo ve ark., 2005). Kök kanallarının dezenfeksiyonunu ve radiküler boşluğun obturasyon kalitesini büyük oranda temizleme ve şekillendirme prosedürleri belirler (Tomson ve ark., 2014).

Kök kanal boşluğunun iyi bir şekilde doldurulması ile periapikal doku sıvılarının kanala geçmesi engellenerek koronal ve apikal bölgelerden kaynaklanabilecek sızıntı ve bakteriyel kontaminasyon önlenabilir (Ray ve Trope, 1995).

1.1. Kök Kanal Dolgusu

Kök kanal dolgusu ile periradiküler dokuları oral kavitede bulunan mikroorganizmalardan koruyacak bir bariyer oluşturarak enfeksiyon kontrolü sağlanabilir. İyi yapılmış bir kanal dolgusu üç ana hedefe hizmet etmektedir (Trope ve ark., 1999):

1. Koronal sızıntıyı önleyerek mikroorganizmaların kanal sistemine girişini engellemek.
2. Periapikal veya periodontal sıvıların kök kanallarına girişini önleyerek mikroorganizmaların beslenmesini engellemek.
3. Kök kanallarının preparasyon ve dezenfeksiyon aşamalarından sonra kök kanallarında mevcut olan mikroorganizmaların çoğalmasını ve hayatta kalmasını önlemek.

Üç boyutlu kök kanal dolgusu, kök kanal sisteminde var olan tüm düzensizliklerin tamamen doldurulmasının önemini belirten bir kavramdır (Tomson ve ark., 2014). Kök kanal sisteminin doldurulması endodontik tedavinin en önemli aşamalarından birini oluşturur ve başarıyı önemli ölçüde etkiler (Whitworth, 2005). Kök kanalı hermetik olarak kapatılamadığında, doku sıvıları veya tükürük bileşenleri kök kanalının içerisine sızıntı oluşturabilir, preparasyon ve dezenfeksiyon ile uzaklaştırılamayan rezidüel bakteriler için bir beslenme ortamı yaratarak yeniden enfeksiyonlara sebep olabilirler (Haapasalo ve ark., 2003;Dumani ve ark., 2016).

Kök kanal tedavisinin başarısız olmasının sebeplerinden biri de güta perka, pat ve dentin arayüzündeki boşluk ve gözeneklerin varlığıdır (Prasad ve ark., 2018). Kök kanal dolgusunda boşlukların görülme sıklığı kanal sisteminin anatomik yapısı, kanal preparasyonunun kalitesi, kanal patının kıvamı ve hacmi, kullanılan teknikler ve operatörün uzmanlığı gibi birçok faktörden etkilenebilir (Keleş ve ark., 2014).

1.2. Kök Kanal Dolgu Materyalleri

Kök kanal sisteminin doldurulmasında, kök kanal patlarıyla birlikte; katı (gümüş konlar) ve sentetik polimer yapısında yarı katı (güta perka ve türevleri; resilon) dolgu materyalleri kullanılmaktadır.

Güta perka en sık kullanılan, altın standart olarak kabul gören bir kök kanal dolgu materyalidir (Vishwanath ve Rao, 2019). Güta perka konları ilk defa 1867’de Bowman tarafından kök kanal dolgu materyali olarak kullanılmıştır (Khatavkar ve Hegde, 2010).

Güta perka ; çinko oksit (%65), güta perka (%20), metal sülfat (%10) mum veya rezin gibi plastize edici maddeler (%5) içermektedir (Friedman ve ark., 1977).

Güta perkanın, kök kanalına ve diğer güta perka konlarına adezyon sağlayamamasından dolayı kanal patıyla birlikte uygulanması gerekmektedir (Grossman ve ark., 1988).

1.3. Kök Kanal Dolgu Patları

Kök kanal dolgusu, güta perka gibi bir kor materyali ve kök kanal patıyla birlikte uygulanır. Kök kanal patları kor materyali ile birlikte kullanıldığında kök kanal tedavisinde pozitif bir etki oluşturmaktadır (Ørstavik ve ark., 1987). Kanal patlarının görevleri:

- Kor materyali ve kök yüzeyi arasındaki boşluğu tıkmak
- Kompleks kanal anatomisine sahip dişlerdeki düzensizlikleri (lateral kanallar ve tübüller gibi) doldurmak
- Kanal içinde oluşturduğu kayganlaştırıcı (lubrikant) özelliği ile güta perkanın kanal boşluğunda istenilen yere ulaşmasını sağlamak
- Kanal içerisinde antibakteriyel etki göstermek

Grossman ideal bir kök kanal patının sahip olması gereken özellikleri şu şekilde tanımlamıştır (Grossman ve ark., 1988).

- Kanal duvarları ve dolgu materyali arasında yeterli adezyon oluşturabilmeli
- Radyografide görülebilmesi için radyopak olmalı
- Boyutsal olarak stabil olmalı, sertleşirken büzülmemeli
- Diş yapısını boyamamalı
- Bakterisidal veya bakteriyostatik olmalı
- Doku sıvılarında çözünmemeli
- Yavaş sertleşmeli
- Periapikal dokuları tahriş etmemeli
- Sertleştiğinde hermetik bir kapaticılık sağlamalı

- Kök kanal dolgusunu yenilemek gerektiğinde, kanaldan kolaylıkla uzaklaştırılabilmeli

Kök kanal patları kimyasal yapılarındaki ana bileşene göre gruplandırılmaktadır. Buna göre kök kanal patlarını 5 ana grup altında toplamak mümkündür (Berman ve Hargreaves, 2020).

1) Çinko oksit içerikli patlar

- a) Çinko oksit öjenol içerikliler
- b) Antibakteriyel etkinliği arttırılmış çinko oksit öjenol patları
 - i. Paraformaldehit içerenler
 - ii. Paraformaldehit içermeyenler
- c) Öjenolsüz çinko oksit içerikli patlar

2) Polimer yapısında kök kanal patları

- a) Epoksi rezin esaslı patlar
- b) Metakrilat rezin esaslı patlar
- c) Polivinil (Poliketon) polimer içerikli patlar
- d) Silikon polimer içerikli patlar

3) Kalsiyum hidroksit esaslı patlar

4) Tri/Di kalsiyum silikat içerikli patlar

5) Cam iyonomer içerikli patlar

1.3.1. Çinko Oksit Öjenol İçerikli Kök Kanal Patları

Çinko oksit öjenol içerikli patlar uzun süredir kök kanal tedavisinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Ana bileşen olarak çinko oksit içermesine rağmen ilave diğer komponentlerle farklılaşan çok sayıda pat formülasyonu ve markası vardır. Dentin adezyonunu artırmak için Rosin veya Canada balsamı, antimikrobiyal ve fiksatif etki için paraformaldehit, antiseptik etki için germisitler ve enflamasyonu azaltmak için kortikosteroid eklenen türleri bulunmaktadır (Hauman ve Love, 2003).

Çinko oksit öjenol içeren patların en önemli avantajlarından biri antimikrobiyal aktiviteye sahip olmalarıdır. Bu patlar periradiküler dokulara taşıtığında rezorbe olabilirler. Sertleşme süresi yavaştır, sertleşirken büzülür, çözünebilir ve diş yapısında renkleşmeye neden olabilirler. Çinko oksit öjenol içeren patların sızıntıya neden olarak toksik etki oluşturduğu ve sinir hücrelerinde iletimi azalttığı bildirilmiştir (Peters, 1986; Van der Burgt ve ark., 1986; Barkhordar, 1989; Augsburger ve Peters, 1990; Kazemi ve ark., 1993; Allan ve ark., 2001; Geurtsen, 2001)

Bu patlara örnek olarak; Wach patı, Rickert's patı, Procosol, Grossman patı, Kerr kök kanal patı, Tubli-seal, Roth 501 ve 801 patı, Estazone, Merpasone ve Propylor verilebilir. N2 patları, Endomethasone ve Spad, paraformaldehit ilavesi ile geliştirilmiştir. Karsinojenik, mutojenik ve toksik etkilerinden dolayı bu patlar artık kullanılmamaktadır (Hauman ve Love, 2003).

1.3.2. Polimer Yapısında Kök Kanal Patları

Polimer yapıdaki patlar, toz/likit veya çift pat sistemi şeklinde kullanılır. Radyoopasite, adezyon, apikal örtücülük yeteneği, akıcılık gibi fizikokimyasal özellikleri yüksek olan patlardır. Bu gruptaki patlar epoksi rezin, metakrilat rezin, poliketon ve silikon içerikliler olmak üzere 4 gruba ayrılabilir (Barthel ve ark., 1994).

1.3.2.1. Epoksi Rezin Esaslı Kök Kanal Patları

Schröder tarafından tanıtılan (Schroeder, 1981) epoksi rezin esaslı patlar, geliştirilmiş formülleriyle endodontide sıklıkla kullanılmaktadır (Torabinejad ve ark., 1979; Wennberg, 1980). Bu patlar epoksi rezin içerisindeki epoksi molekülleriyle dentindeki kollajenin amino asit molekülleri arasında kovalent bağ oluşturarak, dentinle sıkı bir bağlantı gerçekleştirirler (Fisher ve ark., 2007). Sitotoksik özellikleri sertleşme tamamlandığında azalmaktadır. Sitotoksosite ve antimikrobiyal özellikleri

arasındaki korelasyon sebebiyle sertleştğinde antimikrobiyal özellikleri de azalmaktadır (Brezhnev ve ark., 2019).

Metakrilat rezin esaslı patlarda bulunan UDMA (üretan dimetakrilat) molekülü nedeniyle sertleşme sırasında polimerizasyon büzülmesi gözlenirken (Hammad ve ark., 2008), epoksi rezin esaslı patlar çok daha iyi boyutsal stabilite özelliği göstermektedir (Zhou ve ark., 2013). Epoksi rezin esaslı patların doku sıvılarından ve nemden daha az etkilendikleri (Schroeder, 1981) ve çözünürlük değerlerinin oldukça düşük olduğu bildirilmiştir (Duarte ve ark., 2010; Flores ve ark., 2011).

Piyada bulunun epoksi rezin esaslı patlar arasında AH 26 (De Trey, Dentsply, Konstanz, Almanya), AH Plus (De Trey, Dentsply), Adseal (Meta, Biomed, Cheongju, Güney Kore), Acroseal (Specialites-Septodont, Saint Maur-desFosses, Fransa), Radic Sealer (KM, Seoul, Güney Kore) ve MM-Seal (Micro-Mega, Besancon, Cedex, Fransa) bulunmaktadır.

1.3.2.2. Metakrilat Rezin Esaslı Kök Kanal Patları

Günümüze kadar 4 farklı nesil metakrilat rezin içerikli pat üretilmiştir. İlk nesil patların kullanımı, hidroksietil metakrilat içermesi, ciddi enflamatuvar reaksiyon ve sızıntıya neden olması ve su emerek genleşmesi nedeniyle bırakılmıştır (Langeland ve ark., 1981). İkinci nesil hidrofilik metakrilat esaslı patlar, smear tabakasının kaldırılmasından sonra lateral kanallara ve dentin tübüllerine difüze olması ve retansiyon sağlaması amacıyla geliştirilmiştir (Souza ve ark., 2009). Asit ve bond uygulanmadan dentine bağlanıp, nemli ortamda kullanılabilirler. Üçüncü nesil metakrilat esaslı patlar, kendinden asitli primer ile birlikte hem ışıkla hem de kimyasal olarak sertleşen rezin kompozit içermektedir. Bu sistemde smear tabakası korunmakta, dentin yüzeyine uygulanan asidik primer smear tabakasından geçerek dentin üst tabakasını demineralize etmektedir. Monomerlerin dentin yüzeyine penetre olması ile dentin kollajeni ve rezin arasında meydana gelen hibrit tabaka sayesinde oluşturulan mikromekanik kilitlenme ile bağlantı sağlandığı bildirilmektedir (Teixeira ve ark.,

2004). Dördüncü nesil metakrilat esaslı patlarda asit, primer ve patın aynı anda kullanılabileceği tek aşamalı bir sistem geliştirilmiştir (Berman ve Hargreaves, 2020).

Bu gruba dahil olan kök kanal patlarına örnek olarak; EndoREZ (Ultradent, South Jordan, UT, ABD), Epiphany (Pentron Clinical Technologies, Wallingford, CT), MetaSEAL (Parkell Inc, Farmington, NY, ABD), SuperBond RC Sealer (Sun Medical Co., Shiga, Japonya) verilebilir.

1.3.2.3. Polivinil (Poliketon) Polimer İçerikli Kök Kanal Patları

Çinko oksit ve bizmut fosfat içeren poliketon bir bileşime sahip olan Diaket bu gruba örnek olarak verilebilir. Sertleşme reaksiyonu sonucunda çinko oksit tozu ile diketon arasında rezin destekli şelat bağları oluşmaktadır. Sertleşirken hacim kaybına uğramadığı, sertleşme zamanlarının kısa olduğu, kan, nem ve doku sıvılarından etkilenmeyen bir materyal olduğu bildirilmiştir (Ørstavik, 2005).

1.3.2.4. Silikon Polimer İçerikli Kök Kanal Patları

Lee Endofill (Lee Pharmaceuticals, California, ABD) silikon polimer içerikli bir kök kanal patıdır. Güta perka konu ile birlikte veya tek başına uygulanabilir ve enjekte edilebilir formdadır. Pat, apikal taşkınlık durumlarında rezorbe olmaz. Ancak periapikal dokularda enflamasyona yol açabilecek bir reaksiyonu da tetiklemez. Kök kanalından izole edilen mikroorganizmalara karşı antibakteriyel değildir (Görduysus ve ark., 1998).

RoekoSeal (Roeko Dental Products, Langenau, Almanya) ve GuttaFlow (Coltène/Whaledent AG, Altstatten, İsviçre) bu gruba örnek olarak verilebilir. GuttaFlow BioSeal (Coltène, Langenau, Almanya), doku rejenerasyonunu uyarma ve iyileştirme potansiyeline sahip kalsiyum silikat partikülleri ile birleştirilerek kullanıma sunulmuş yeni bir materyaldir (Ferreira ve ark., 2020).

1.3.3. Kalsiyum Hidroksit Esaslı Kök Kanal Patları

Kalsiyum hidroksit, antimikrobiyal etkilidir ve osteojenik-sementojenik potansiyele sahiptir. Kök kanal patlarına kalsiyum hidroksit ilavesinde amaç; kalsiyum ve hidroksil iyonlarının ayrışıp çevre dokulara nüfuz ederek sağladığı yüksek pH ile oluşturduğu antibakteriyel etkiden ve rejenerasyon kabiliyetinden faydalanmaktır (Kaur ve ark., 2015). Terapötik etki göstermesi için kalsiyum hidroksitin Ca^{+2} ve OH^- iyonlarına ayrılması; kalsiyum hidroksit salınması için de kök kanal dolgu patının çözünmesi gereklidir (Tagger ve ark., 1988). İdeal bir kök kanal patının çözünürlüğünün yüksek olmaması istenmektedir. Çözünürlük uzun dönemde kök kanal dolgusu içinde sızıntıya yol açabilecek boşluk oluşumunu da beraberinde getirmektedir. Kalsiyum hidroksit esaslı patlar, kök kanalından taşırıldığında rezorbe olsa da periapikal dokularda kronik enflamatuvar reaksiyona yol açmaktadırlar (Soares ve ark., 1990; Shashirekha ve ark., 2018).

Sealapex (Kerr, Romulus MI, ABD), CRCS (Calcibiotic Root Canal Sealer; Hygenic, Akron, ABD) ve Apexit (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kalsiyum hidroksit esaslı patlara örnek olarak verilebilir.

1.3.4. Kalsiyum Silikat İçerikli (Biyoseramik Esaslı) Kök Kanal Patları

Biyoseramikler; doku dostu, toksik özellik göstermeyen, uygulandıkları bölgede boyutsal ve kimyasal olarak stabilizasyon gösteren materyallerdir. Biyoseramik teknolojisinde meydana gelen gelişmelerle birlikte bu materyaller tıp ve diş hekimliğinde de kullanılmaya başlamıştır (Wang, 2015).

Biyoseramik esaslı materyaller, çevre dokularla olan etkileşimleri üzerinden biyoaktif ve biyoinert olmak üzere ikiye ayrılır. Cam seramik, kalsiyum silikat ve kalsiyum fosfat gibi biyoaktif materyaller, uygulandıkları sahalarda durağan çevre dokusunun büyümesini tetiklerken; zirkonya ve alumina gibi biyoinert materyaller

evre dokularda fiziksel ya da biyolojik bir yanıt oluşturmazlar (Best ve ark., 2008; Al-Haddad ve Che Ab Aziz, 2016).

Biyoseramik esaslı materyallerin endodontide kullanılmaya başlanması, 1990’larda Torabinejad ve White tarafından geliştirilen “Mineral Trioxide Aggregate (MTA)” ile gerçekleşmiştir. MTA temel olarak Portland imentosu ve radyoopaklaştırıcı bizmut oksitin karıştırılması ile elde edilmiştir. Portland imentosu yapı endüstrisinde kullanılan hidrolik bir materyaldir. Kütlece en az üçte iki oranında kalsiyum silikatlardan ($3\text{CaO} \cdot \text{SiO}_2$ ve $2 \text{CaO} \cdot \text{SiO}_2$) oluşur; geri kalanı ise alüminyum ve demir gibi eser elementlerdir. Pek çok dental prosedürün nemli ortamda gerçekleştirildiği göz önüne alınarak Portland imentosunun endodontik materyal olarak kullanım fikri doğmuştur (Camilleri, 2017).

Portland imentosunun dental olarak ilk kez kullanımına ilişkin bilgiler 1878’de Dr. Witte’ye ait vaka raporlarında karşımıza çıkmaktadır. Portland imentosunu su, karbolik asit (fenol) ve kreozot ile karıştıran Dr. Witte bu karışımı altın dolguların altına yerleştirmiştir (Witte, 1878).

Birinci nesil materyaller, Portland imentosu ile bizmut oksitin basit karışımından ibarettir. Ancak materyal içeriğinde özellikle maliyeti azaltmak için kullanılan arsenik, krom, kurşun gibi eser elementler ve alüminyumun varlığı, bizmut oksitin stabilizasyon problemleri, malzemenin manipülasyonu ve yerleştirilmesinde yaşanan sıkıntılar gibi birtakım sorunları beraberinde getirmiştir. Alüminyum iyon salınımı, osteoblastlar için toksiktir. Kemik mineralizasyonunu inhibe eder, renal distrofi, demans ve alzheimeri tetikler; alyuvarlar, paratiroid bezi ve kromozomlar üzerinde toksik etki gösterirler (Jafari ve ark., 2017). Belirtilen klinik endişeler sonucunda bu eser elementlerden ve alüminyumdan arındırılmış trikalsiyum silikatı esas alan ikinci nesil materyaller geliştirilmiştir.

MTA bu grubun ilk rneği olması sebebiyle, trikalsiyum silikat içerikli tüm kanal patları için önemli bir isim haline gelmiştir. İkinci nesil materyaller ile birlikte “biyoseramik” ifadesi terminolojiye girmiştir. Biyoseramik ifadesi ile; materyalin

saflığı, inert davranışı ve biyouyumluluğuna vurgu yapılır. Seramikler esas olarak ısıya dayanıklı, non-metalik inorganik materyallerdir. Korozyona dirençli, kırılğan, düşük yoğunluklu ve sert yapıları ile bilinirler. Biyoseramikler, canlı vücudunda kullanıma uygun, biyouyumlu, hasar görmüş sert dokuların fonksiyonel restorasyonunda kullanılan, seramiklerin bir alt grubunu temsil eden materyallerdir (Washio ve ark., 2019).

Bazı kaynaklarda “biyoseramik” ifadesinin bilimsel açıdan tam olarak karşılığının bulunmadığı; biyoseramik ve biyosilikat gibi spesifik olmayan terminolojinin kullanılmasının tri/di kalsiyum silikat esaslı materyallerin isimlendirilmesinde kafa karışıklığı yarattığı ifade edilmektedir. Bu nedenle henüz standart olarak kabul edilen bir isimlendirme ve sınıflandırma mevcut değildir (Ha ve ark., 2017).

Biyoseramik esaslı materyaller endodontide sert ve pulpal doku rejenerasyonunda kuafaj materyali, apikal cerrahi işlemlerinde retrograd dolgu maddesi, apeksifikasyon işlemlerinde apikal bariyer, perforasyon vakalarında tamir materyali ve kök kanal dolgusunda kanal patı olarak geniş bir kullanım alanına sahiptir (Zafar ve ark., 2020).

Biyoseramik esaslı materyallerin kök kanal patı olarak kullanılmasının iki büyük avantajı vardır. İlki; biyouyumlu olması, ikincisi ise, içerisindeki kalsiyum fosfat sayesinde biyomimetik remineralizasyon sonucu diş ve kemik yapısında bulunan apatit benzeri kimyasal kompozisyon oluşturması ve kök kanal patı ile kök dentin bağlanımını arttırmasıdır (Prati ve Gandolfi, 2015; Al-Haddad ve Che Ab Aziz, 2016).

Biyoseramik esaslı kök kanal patlarının temel avantajları:

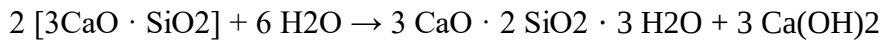
1. Biyoseramik esaslı kök kanal patları hidrofilik yapıda olduklarından dolayı kök kanal boşluğu ve dentin tübüllerinde mevcut olan nemden ve kan kontaminasyonundan etkilenmezler (Prati ve Gandolfi, 2015; Trope ve ark., 2015).

2. Uygulama sonrası büzülme göstermez ve vücut sıvılarında çözünmezler. Çalışmalar biyoseramik esaslı patların az da olsa genleşme (yaklaşık % 0,2-6) gösterdiğini ortaya koymaktadır (Prati ve Gandolfi, 2015).

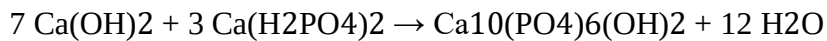
3. Hidratasyon sırasında yüksek alkalen pH'a (pH 12) sahiptirler. Bu durum antimikrobiyal etkinliğe katkı sağlar (Trope ve ark., 2015; Raghavendra ve ark., 2017).

4. Özellikle nano partikül kaplı güta perka kullanımında kor materyaline üstün bir adezyon göstererek boşluksuz bir yapı oluştururlar (Trope ve ark., 2015).

Bu grup kök kanal patları su veya su içeren likitlerde karıştırıldıklarında hidratasyon reaksiyonu gerçekleşir. Reaksiyon sonucunda kalsiyum silikat hidrat jel ve kalsiyum hidroksit oluşur. Gerçekleşen hidratasyon reaksiyonu:



Daha sonra kalsiyum hidroksit, fosfat iyonları ile reaksiyona girerek çökelir. Bu reaksiyon sonucunda hidroksiapatit ve su oluşur. Hidratasyon reaksiyonunun ardından presipitasyon reaksiyonu gerçekleşir:



Oluşan su, kalsiyum silikat ile reaksiyona girerek jel benzeri kalsiyum silikat hidrat oluşturur. Ortamdaki su mevcudiyeti hidratasyon reaksiyonunun kontrolünde ve

sertleşme süresinde kilit rol oynar (Atmeh ve ark., 2012). Poröz yapıdaki kalsiyum silikat hidrat jel, 1-6 saat içerisinde katı ve sağlam bir ağ oluşumu ile sertleşmeye başlar. Bu hidratasyon ve sertleşme reaksiyonu uzun sürede tamamlanır (Prati ve Gandolfi, 2015).

Günümüzde piyasada pek çok hidrolik biyoseramik materyal mevcuttur. Ana bileşen genellikle tri/di kalsiyum silikat seramik tozudur. Ancak ek olarak trikalsiyum alüminat, kalsiyum sülfat, kalsiyum karbonat, kalsiyum fosfat ve çeşitli radyoopaklaştırıcı materyaller de bulunmaktadır. Kullanılan likit ise su, su bazlı ya da organik likitler olabilmektedir. Çalışma süresi 3 dakika ile 3 saat arasında değişkenlik göstermektedir. Bu yeni nesil materyallerin isimlendirilmesinde ve sınıflandırılmasında henüz bir standardizasyon mevcut değildir.

Jafari F ve Jafari S (2017) biyoseramik esaslı kök kanal patlarını iki ana gruba ayırmıştır:

1. Kalsiyum Silikat Esaslı Kök Kanal Patları

- 1.1. Mineral Trioxide Aggregate (MTA) esaslı olanlar

- 1.2. Mineral Trioxide Aggregate (MTA) esaslı olmayanlar

2. Kalsiyum Fosfat Esaslı Kök Kanal Patları

Al-Haddad ve Ab Aziz (2016) biyoseramik esaslı kök kanal patlarını ana bileşenlerine göre 3 gruba ayırmışlardır:

1. Kalsiyum Silikat Esaslı Patlar

2. MTA Esaslı Patlar

3. Kalsiyum Fosfat Esaslı Patlar

Donnermeyer ve ark. (2019); piyasadaki tüm ticari ürünlerin içeriksel olarak farklılık göstermesi ve geliştirilmeye açık olmaları sebebiyle aralarındaki en büyük ayrıştırıcı özelliğin sertleşme süresince ihtiyaç duydukları su kaynağı olduğunu ifade ederek kök kanal patlarını su kaynağına göre iki grup altında incelemişlerdir:

1. Tek bileşenli premixed kalsiyum silikatlar: dışarıdan su takviyesine ihtiyaç duyarlar.

2. İki bileşenli kalsiyum silikatlar; internal su desteği mevcut olduğundan dolayı dış su takviyesine ihtiyaç duymazlar.

Raghavendra ve ark. (2017) biyoseramik esaslı kök kanal patlarını şu şekilde sınıflandırmışlardır:

1. Kalsiyum Silikat Esaslı Patlar: Endo CPM Sealer (EGO SRL, Buenos Aires, Arjantin), BioRoot RCS (Septodont, Fransa), TechBiosealer (Profident, Kielce, Polonya)

2. Kalsiyum Fosfat/ Trikalsiyum Fosfat/ Hidroksiapatit esaslı patlar

3. Kalsiyum Silikat ve Kalsiyum Fosfat karışımı patlar: iRoot BP Plus, iRoot FS (Innovative Bioceramix Inc., Vancouver, Kanada), EndoSequence BC Sealer (Brasseler, Savannah, GA, USA)/FKG Total Fill BC, Bioaggregate (Innovative Bioceramix Inc., Vancouver, Kanada), Tech Biosealer.

Konvansiyonel biyoseramik esaslı kök kanal patları; ilk karıştırıldıklarında gösterdikleri yüksek sitotoksosite, uygulamadaki güçlükler, uzun sertleşme süresi, sertleşme sırasında suya ihtiyaç duyulması, sertleşme sırasında çok yüksek pH değerlerine ulaşılması gibi bazı klinik dezavantajlara sahiptir.

Kalsiyum silikatın farklı matrikslere gömüldüğü ve böylece farklı materyal gruplarının avantajlarından faydalanmayı hedefleyen yeni nesil hibrit kök kanal patları

da piyasada yerini almaya başlamıştır. Matriks olarak silikon kullanılan GuttaFlow BioSeal (Coltène Whaledent, Langenau, Almanya); matriks olarak kalsiyum salisilat kullanılan MTA Fillapex (Angelus, Londrina, Brezilya) bu hibrit patlara örnek olarak gösterilebilir. Bu yeni nesil patlar için kabul gören bir sınıflandırma henüz mevcut değildir.

1.3.5. Cam İyonomer Esaslı Kök Kanal Patları

Cam iyonomer simanların en büyük avantajı dentine kimyasal olarak bağlanabilmeleridir. Bu özellik sızdırmazlık ve yüksek kırılma dayanımı anlamına gelmektedir. Cam iyonomer simanlar 1970'lerin başında geliştirilmiş olup (Wilson ve Kent, 1972) endodontide ilk olarak Pitt-Ford tarafından kullanılmıştır (Pitt Ford, 1979). Cam iyonomer içeriğinde alümino silikat cam ve poliakrilik asit bulunur. Dentin ve mineye kimyasal olarak bağlanırlar (Zmener ve Dominguez, 1983; Roggendorf ve ark., 2007). Esas adezyonu sağlayan; cam iyonomer simanın poliakrilat iyonlarının, hidroksiapatit kristalleri içindeki fosfat iyonlarının yerine geçerek dentine tutunmasıdır. Fiziksel bağlanma ise patın dentin yüzeyindeki düzensizliklere mikromekanik olarak tutunmasıyla gerçekleşmektedir (Koch ve ark., 1994; Cobankara ve ark., 2002). Cam iyonomer esaslı kanal patları sertleşirken büzülmetedirler (Kanchanasita ve ark., 1995). Sertleşme esnasında meydana gelen nem kontaminasyonu bağlantıyı olumsuz yönde etkiler ve sızıntıya neden olur (Carvalho-Júnior ve ark., 2003). Flor salınımı yapmakta olan bu patların kanaldan sökölmeleleri zordur (Mitra ve Kedrowski, 1994; Chung ve ark., 2001).

Bu gruptaki kök kanal patlarına örnek olarak; Ketac Endo (ESPE, Seefeld, Almanya), Endion (VOCO, Cuxhaven, Almanya), Vitrabond (3M Dental Products Company, St. Paul, MN, ABD) ve Activ GP (Brasseler, Savannah, GA, ABD) verilebilir.

1.4. Çalışmamızda Kullanılan Kök Kanal Dolgu Patları

1.4.1. FKG TotalFill BC (FKG, La Chaux-de-Fonds, Switzerland)

İlk olarak Kanada’da piyasaya sunulan ve piyasadaki ilk kalsiyum silikat içerikli kök kanal patı olan iRoot SP (Innovative BioCeramix, Vancouver, Kanada), Endosequence BC (BUSA, Savannah, ABD) ismiyle ABD’de kullanıma girmiş ve sonrasında TotalFill BC (FKG, La Chaux-de-Fonds, İsviçre) adıyla Avrupa’da piyasaya sürülmüştür (Ree ve Schwartz, 2015; Trope ve ark., 2015). İçeriği; kalsiyum fosfat, trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, zirkonyum oksit, tantalum oksit ve dolduruculardan oluşur. Şırınga içerisinde kanala yerleştirilebilecek halde bulunmakta ve tek kullanımlık uçlar yardımıyla kanal içerisine iletilmektedir. Hidrofilik bir kanal patı olmasından dolayı kök kanalı ve dentin tübülleriindeki nem varlığı sertleşme için gereklidir (Loushine ve ark., 2011; Debelian ve Trope, 2016).

Bu patın, sertleştikten sonraki pH değeri 12 ve üzerindedir. Yüksek pH değeri ile kalsiyum hidroksite benzer antimikrobiyal özellik gösterir, biyouyumlu ve biyoaktiftir (Xuereb ve ark., 2015; Donnermeyer ve ark., 2019; Lee ve ark., 2019). Kök kanallarında büzülme göstermediği, aksine bir miktar genişleme gösterdiği ve akıcılık özelliğinin de iyi olmasıyla başarılı bir kanal dolgusu sağladığı bildirilmiştir (Ghoneim ve ark., 2011; Al-Haddad ve Che Ab Aziz, 2016; Boyadzhieva ve ark., 2017).

1.4.2. VDW.1Seal (VDW, Dentsply Sirona, Munich, Germany)

VDW.1Seal kök kanal patı, kalsiyum silikat esaslı bir pattır. İçeriğinde bulunan trikalsiyum silikat doku sıvılarıyla etkileşime geçerek kalsiyum ve hidroksil iyonlarının salınmasını sağlar. Bu iyonlar hidroksiapatit oluşumunu destekleyerek doku iyileşmesine yardımcı olur. Yüksek pH (≥ 12) seviyesi sayesinde güçlü antimikrobiyal etki göstermektedir.

Bu pat enjektör içerisinde hazır olarak gelir ve 24 gauge'lik enjektör uç yardımıyla uygulanır. Ürünün kimyasal bileşimi üretici firma tarafından zirkonyum dioksit, trikalsiyum silikat, dimetil sülfoksit, lityum karbonat ve kıvamlaştırıcı maddeler olarak sıralanmıştır. Yine üretici firma tarafından açıklanan fiziksel ve kimyasal özellikleri ise şu şekildedir; 2-4 saat sertleşme süresi, 17 mm üzerinde akıcılık, 3 mm veya daha kalın alüminyum ile eşdeğer radyoopasite, 50 µm'nin altında film kalınlığı ve %3'ün altında çözünürlük.

Çevre dokulara taşıdığına genellikle iyi tolere edilmektedir. Ancak daha büyük miktarlarda materyalin mandibular kanala, maksiller sinüse veya nazal kaviteye doldurulması durumunda materyalin derhal çıkarılması endikedir. Kök kanalı ortamından emdiği nem yoluyla sertleşir. Çözünürlüğü azdır ve donma aşaması tamamlandıktan sonra büzülme veya genleşme göstermez (VDW, 2022).

1.4.3. AH Plus Bioceramic (AHPB, Dentsply Sirona, Charlotte, NC)

AH Plus Bioceramic, önceden hazırlanmış şırınga içerisinde gelen, ön karıştırma gerektirmeyen ve kök kanalı ortamından emdiği nem yoluyla sertleşen ISO 6876 standardına uygun kök kanal dolgu maddesidir.

Dolgu maddesi, tek başına veya güta perka konlar, enjekte edilmiş güta perka materyali veya kor taşıyıcı ana konlar ile birlikte kullanılabilir. Yüksek pH (≥ 12) seviyesi sayesinde güçlü antimikrobiyal etki göstermektedir. Hidroksiapatit oluşumunu arttırarak doku iyileşmesini destekler.

Üretici firma tarafından açıklanan fiziksel ve kimyasal özellikleri ise; 2-4 saat sertleşme süresi, 17 mm üzerinde akıcılık, 3 mm veya daha kalın alüminyum ile eşdeğer radyoopasite, 50 µm'nin altında film kalınlığı ve %3'ün altında çözünürlük şeklindedir.

İçeriğinde bizmut oksit bulunmadığından dolayı dişte renkleşmeye sebep olmaz. EndoSequence BC Sealer'a göre daha düşük çözünürlüğü ve film kalınlığına sahiptir (Sirona, 2022).

1.4.4. AH Plus (AHP, Dentsply Sirona)

Schröder tarafından 1950'lerde geliştirilen AH 26 (De Trey, Dentsply) kanal patının sertleşirken formaldehit açığa çıkardığı bildirilmiştir (Spångberg ve ark., 1993). AH 26 gümüş içeriğinden dolayı renkleşmeye neden olduğundan dolayı bu pat modifiye edilerek AH Plus patı üretime sunulmuştur (Ioannidis ve ark., 2013). AH Plus iki tüp halinde bulunur ve tüplerdeki içeriklerin eşit miktarda homojen bir kıvamda karıştırılması ile hazırlanmaktadır. Sertleşme süresi 8 saattir. AH Plus sertleşme süresinin yeterli olması, polimerizasyon büzülmesi ve çözünürlüğünün düşük olması gibi üstün fizikokimyasal özellikleri ve dentinle sıkı bir bağlantı sağlaması sebebiyle günümüzde altın standart olarak kabul edilmektedir (Ersahan ve Aydın, 2010; Zhou ve ark., 2013; Silva ve ark., 2019).

Dentine bağlanma dayanımı ve dişlerin kırılma direnci üzerine yapılan çalışmalarda birçok kanal patına kıyasla daha iyi sonuçlar göstermektedir (Fisher ve ark., 2007; Rahimi ve ark., 2009; Uzunoğlu-Özyürek ve ark., 2018). Çinko oksit öjenol esaslı patlar ve AH 26'ya göre daha az sitotoksik olmasına rağmen AH Plus'ın sertleşmeden önce kalsiyum silikat esaslı ve silikon esaslı patlara göre daha sitotoksik olduğu bildirilmiştir (Komabayashi ve ark., 2020). Birçok olumlu özelliğe sahip olan bu patın osteojenik potansiyeli (Kim ve ark., 2013) ve biyoaktif özellikleri bulunmamaktadır (Borges ve ark., 2012).

1.5. Kök Kanal Dolgu Yöntemleri

İdeal bir kök kanal dolgusu için kanalların üç boyutlu olarak ve sızdırmaz bir şekilde doldurulması gereklidir. Bu sayede kök kanalları enfeksiyon riskinden korunmuş olur. Kök kanallarının başarılı bir şekilde doldurulması için pek çok teknik mevcuttur.

1.5.1 Soğuk Lateral Kompaksiyon Tekniği

Soğuk lateral kompaksiyon tekniği, klinik pratiğinde sıklıkla kullanılmakta ve günümüzde hala altın standart olarak gösterilmektedir (Peng ve ark., 2007). Kök kanal sistemindeki düzensizliklerin doldurulmasında, ısı ile uygulanan tekniklere göre yetersiz kaldığı görülmüştür (Wu ve Wesselink, 2001).

1.5.2. Basit Tek Kon Tekniği

Geçmişte tek kon tekniği, kök kanalının preparasyonu tamamlandıktan sonra tek bir güta perka, gümüş veya titanyum konlar ile yapılmıştır. Geçmişten günümüze gelişen ve üretilen nikel-titanyum döner aletler ile oluşturulan boşluğa uyacak güta perka konlar üretilmeye başlanmıştır. Üretilen farklı taperlara sahip güta perkalar tek kon yönteminde kullanılmaktadır (Kaplan ve ark., 2019). Biyoseramik esaslı kök kanal patlarını üreten firmalar, bu patların tek kon tekniğiyle beraber uygulanmasını önermişlerdir .

1.5.3. Sıcak Vertikal Kompaksiyon Tekniği

Sıcak vertikal kompaksiyon yöntemi; Schilder tarafından kök kanal boşluğunun üç boyutlu olarak tamamen doldurulması için geliştirilmiştir (Schilder, 2006). Sıcak vertikal kompaksiyon yöntemiyle; kanal düzensizliklerini, aksesuar

kanalları homojen bir şekilde doldurmak mümkündür. Fakat bu yöntemle kök kırığı oluşması ve apikal dokulara kanal dolgusunun taşması riski yüksektir (DuLac ve ark., 1999; Wu ve ark., 2001).

1.5.4. Devamlı Isıyla Obturasyon Tekniği

Buchanan tarafından geliştirilen devamlı ısıyla obturasyon tekniği, soğuk lateral ve sıcak vertikal kondenzasyon tekniklerinin bir kombinasyonu olarak hizmet etmektedir. Teknik, güta perkanın apikal taşkınlığını önlemek için lateral kondenzasyonun apikal bölgeye iyi oturmuş ana konunun avantajından yararlanmaktadır ve ayrıca kök kanal sistemini sızdırmaz şekilde tıkamak için sıcak vertikal kondenzasyonun faydalarını kullanmaktadır (Buchanan, 1994).

1.5.5. Termoplastik Güta-Perka Enjeksiyon Yöntemi

Bu teknikte güta perka kök kanalının dışında ısıtılıp eritilmekte ve özel bir cihaz yardımıyla kök kanalına enjekte edilebilmektedir. Kök kanallarındaki düzensizliklerin ve özellikle iç rezorpsiyon alanlarının doldurulmasında etkili bir teknik olarak ön plana çıkmaktadır (Berman ve Hargreaves, 2020).

1.5.6. Termomekanik Kompaksiyon Tekniği

Bu teknikte McSpadden (1980) tarafından tanıtılan Mc Spadden kompaktörü kullanılmaktadır. Bu yöntemde kök kanalları çok hızlı bir biçimde doldurulabilmekte ve yeterli kompaksiyon sağlanamadığı fark edildiğinde kompaksiyona kalınan yerden devam edilebilmektedir (Berman ve Hargreaves, 2020). Özellikle internal rezorbsiyon vakalarında başarılı bir dolgu sağlamaktadır (Saunders, 1989).

1.6. Kök Kanal Dolgusunda Kullanılan Aktivasyon Teknikleri

Kök kanal dolgusunda, doldurulmamış alanların ve boşlukların azaltılması ve kanal patının dentin tübüllerine daha etkili bir şekilde nüfuz etmesini teşvik etmek amacıyla kanal patlarının aktive edilmesi fikri gündeme gelmiştir. Bu amaçla; apikal kök çapı ile uyumlu ana güta perka konlar, kağıt konlar, el eğeleri ya da spreaderlar yardımıyla kök kanalına taşınan patlara manuel dinamik aktivasyon uygulanması veya lentülo spiral ya da EZ-Fill cihazı ile patın aktivasyonu önerilmiştir (Jeffrey ve ark., 1986; Hall ve ark., 1996). Yakın zamanda yapılan çalışmalarda ise kanal patlarının farklı materyaller kullanılarak geliştirilen ve değişen frekanslarda çalıştırılmak üzere kullanıma sunulan sonik veya ultrasonik uçlar yardımıyla aktivasyonu önerilmektedir (Stamos ve ark., 1995; Alcalde ve ark., 2017).

Kök kanal patının penetrasyon yüzdesi ve derinliği endodontik tedavinin sonucunu veya başarı oranını etkileyebilir. Dentin tübüllerine içine penetre olabilen patlar bir tıkaç görevi üstlenerek mekanik bir kilitlenme sağlar ve dolgu malzemesinin tutuculuğunu artırarak zaman içinde gelişebilecek mikrosızıntıyı azaltabilir (Nikhil ve ark., 2015). Ayrıca; aktive edildiğinde patın mikrobiyal etkinliğinin arttığı (Alcalde ve ark., 2017) ve bunun da muhtemelen patın dentin tübüllerine penetrasyonunu artırabilen akustik mikro-akış enerjisinin iletimi ile sağlandığı belirtilmektedir (Guimarães ve ark., 2014; Nikhil ve ark., 2015). Kök kanal dolgusunda kullanılan aktivasyon teknikleri;

1.6.1. Lentülo Spiral

Dental mikromotora yerleştirilerek veya elle kullanılabilen esnek, gevşek şekilde sarılmış telden yapılan bu döner alet, kanal içi medikamanları veya kök kanal patlarını kök kanalına yerleştirmek için kullanılır (Eleazer ve ark., 2012). Lentülo spiralın yay kısmının, patı kanal merkezinden uzaklaşacak şekilde dağıttığı bildirilmiştir (Nikhil ve ark., 2015).

1.6.2. EZ-Fill Cihazı

Çift yönlü spiralleriyle patın kök kanalına yerleştirilmesi için tasarlanmış bir alettir. Alet üzerindeki koronal yivli spiraller apikal yönde hareket ederek patı apikal olarak taşır, apikal uçtaki ters spiraller ise kanal dışına gevşetme yönünde döner. Patın aynı anda apikal ve koronal olarak taşınması sayesinde oluşturulan iki zıt yönlü akış birleştiğinde, patın kanal duvarlarını daha iyi kapladığı ve mevcut lateral kanalları veya diğer kanal içi düzensizlikleri daha etkili bir şekilde kapatabileceği düşünülmektedir (Mod ve ark., 2016).

1.6.3. Manuel Dinamik Aktivasyon

Araştırmacılar, genişletilmiş kök kanalına iyi uyum sağlayan bir güta perka ana kon, el eğesi ya da fırçanın kanal içinde 2-3 mm'lik kısa vuruşlarla hafifçe aşağı yukarı hareket ettirilmesi ile etkili bir hidrodinamik etki üretilebileceğini ve bu sayede kanaldaki herhangi bir irrigasyon solüsyonu veya patın yer değiştirmesini önemli ölçüde artırabileceğini göstermişlerdir (Huang ve ark., 2008; Machtou, 2015).

Kök kanalına iyi yerleşen bir güta perka konun, kanal içine doğru itme hareketleri sırasında daha yüksek bir intrakanal basınç değişikliği oluşturulabildiği ve bu sayede irrigasyon solüsyonunun, kanal yüzeyindeki dokunulmamış alanlara daha etkili bir şekilde ulaşabilmesine olanak tanıdığı bildirilmiştir (Gu ve ark., 2009).

1.6.4. Sonik Aktivasyon

Endodontide sonik aktivasyonun kullanımı ilk kez 1985 yılında önerilmiştir (Tronstad ve ark., 1985). Sonik sistemlerin oluşturduğu titreşim sıklığı (1-6 kHz) ultrasonik sistemlere göre daha düşüktür ve daha küçük kayma gerilimleri oluştururlar. Sonik enerji ayrıca önemli ölçüde daha yüksek genlik veya daha büyük ileri-geri uç hareketi oluşturur (Gu ve ark., 2009).

Güncel bir sonik aktivasyon cihazı olarak tanıtılan EDDY, esnek polimer yapılı, kesmeyen bir poliamid uca sahiptir. Üretici firma, 5000-6000 Hz'e kadar oluşturabildiği vibrasyon sayesinde üç boyutlu bir hareket yaratarak, kavitasyon ve akustik akışı tetikleyebildiğini ve bu konuda oldukça iyi sonuçlar veren pasif ultrasonik aktivasyona alternatif olabileceğini savunmaktadır. Poliamid ucun kullanılabilmesi için minimum preparasyon boyutu 25.06 olmalıdır. EDDY hava ile çalışan kavitronlara uyumlandırılarak da çalıştırılabilir. Çok yönlü bir cihaz olarak piyasaya sunulan EDDY irrigasyon solüsyonu aktivasyonunun yanı sıra kök kanal patının kanala yerleştirilmesi/aktivasyonu ve kalsiyum hidroksitin kanala yerleştirilmesi ve uzaklaştırılmasında da kullanılabilmektedir (VDW, 2015).

1.6.5. Pasif Ultrasonik İrrigasyon (Aktivasyon)

Pasif ultrasonik irrigasyon terimi ilk kez 1980'de eş zamanlı enstrümantasyon olmadan yapılan irrigasyonu tanımlamak için kullanılmıştır. PUI, kanal enstrümantasyonu sonrasında uygulanır. PUI sırasında, akustik akış ve kavitasyon olarak tanımlanan iki fiziksel olayı tetikleyen ultrasonik dalgalar vasıtasıyla, bir eğeden veya düz titreşimli bir telden akustik bir enerji iletilir. Akustik akış, sıvının titreşimli ege etrafında dairesel veya girdap şeklinde hızlı bir hareketi olarak tanımlanabilir. Kavitasyon ise hava kabarcıklarının oluşturulması veya bir sıvıda önceden var olan kabarcıkların genişlemesi, büzülmesi ve/veya patlaması olarak tanımlanır.

Pasif ultrasonik aktivasyon, irrigasyon solüsyonlarının aktivasyonu kadar, kök kanal patı aktivasyonu için de kullanılabilen bir yöntemdir. Kavitasyon ve akustik akışı tetiklemesi sebebiyle patın tübül penetrasyonunu arttırdığı yönünde görüş bildiren birçok çalışma (Guimarães ve ark., 2014; Arslan ve ark., 2016; Alcalde ve ark., 2017; Chadgal ve ark., 2018; Kim ve ark., 2018) mevcut olmasına rağmen, yeterince etkin olmadığını belirten çalışmalar da mevcuttur (Kahn ve ark., 1997; Dash ve ark., 2017).

1.7. Bağlanma Dayanımı

Kök kanal tedavisinin uzun dönem başarısında sızdırmazlık en önemli etkenler arasındadır. Bu nedenle, son zamanlarda endodontide adezyonu iyi olan kök kanal patları tercih edilmektedir. Bu patlar, kök dentinine bağlanarak adezyon oluşturmaktadır. Yapılan çalışmalarda, dentine bağlantının sağlanması için smear tabakasının kaldırılması ve dentinin demineralize edilerek kollajen matriksin açığa çıkarılması gerektiği bildirilmiştir (Schwartz, 2006).

Kök kanallarının anatomik olarak ince ve uzun yapıda olması bağlanma konusunda dezavantaj yaratır. Kavite preparasyonlarında, bağlanmanın değerlendirilmesinde bağlanan yüzeylerin bağlanmayan yüzeylere oranı ölçülür ve buna konfigürasyon faktörü (C faktörü) denir. C faktörü arttığında polimerizasyon büzülmesi ve stres artar, bu da bağlanmayı olumsuz etkiler. Kök kanallarında C faktörü 100/1 oranına kadar yükselmektedir (Carvalho ve ark., 1996). Bundan dolayı kanal dolgu materyalinin dentin duvarlarına bağlantısı, sızdırmazlık ve gelen kuvvetlere karşı direnç açısından önem taşımaktadır.

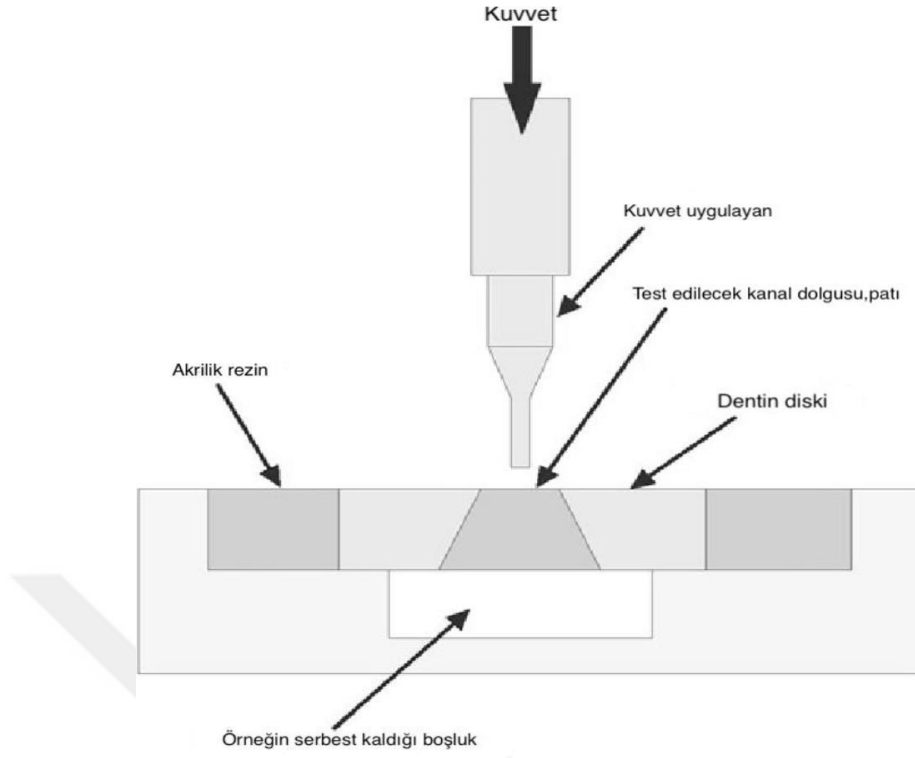
Kök kanal duvarı ile kanal dolgu kor materyali arasındaki bağlantı, kök kanal patı ile sağlanır. Bu bağlantının güçlü ve uzun süreli olması, mikroorganizmaların yeniden üremesini ve koronal veya apikal sızıntı nedeniyle tekrarlayan kök kanal enfeksiyonunun önlenmesini sağlar (Wu ve ark., 2000). Kök kanal dolgu materyallerinin bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde kullanılan mekanik bağlanma testleri şu şekilde sıralanabilir (Akbulut ve Belli, 2017) :

1. Makaslama bağlanma dayanımı testi (Shear bond strength test)
2. Gerilim bağlanma dayanımı testi (Tensile bond strength test)
3. Çekme bağlanma dayanımı testi (Pull-out bond strength test)
4. İtme bağlanma dayanımı testi (Push-out bond strength test)

1.7.1. İtme Bağlanma Dayanımı Testi (Push-out Bond Strength Test)

İtme bağlanma testinde amaç; kök kanal patı, kor materyali veya kanal içine yerleştirilmiş postların kanal duvarına ne kadar bağlandığını ve bağlanmanın gücünü değerlendirmektir (Jainaen ve ark., 2007). Test uygulanırken universal test makinesine monte edilmiş bir itici uç aracılığıyla sabitlenmiş örnek üzerine yük uygulanır. Kullanılacak itici uç boyutunun, dolgu çapından biraz daha küçük ayarlanması tavsiye edilir. Bu oranın dolgu materyalinin çapından 0,85 kat daha küçük olması, ancak dolgu materyalini delemek kadar da küçük olmaması gerektiği bildirilmiştir (Chen ve ark., 2013).

Örnek üzerine uygulanacak kuvvet, kök kanalında meydana gelen gerçek kuvvetlere benzer olacak şekilde dentin tübüllerine dik olarak uygulanır (Sousa-Neto ve ark., 2005). Test cihazı ile kanal dolgu materyalini yerinden çıkarmak için uygulanan maksimum kuvvet Newton (N) cinsinden kaydedilir. Daha sonra bu değer bağlanma dayanımını ifade etmek için megapaskal (MPa)' a çevrilir. İtme bağlanma dayanımı testi, kök kanal patlarının bağlanma değerleri düşük olduğunda bile değerlendirilmesine imkan verir (Ungor ve ark., 2006).



Şekil 1.1. İtme bağlanma dayanımı (push-out bond strength) test düzeneği

1.8. Konu ile İlgili Çalışmalar

Guimarães ve ark. (2014) yaptıkları bir çalışmada maksiller kanin dişlerini prepare ettikten sonra, rezin içerikli dört farklı kök kanal patını ultrasonik olarak aktive ederek ve aktive etmeden lateral kondenzasyon tekniği ile kanallara uygulamışlardır. Dişlerin koronal, orta ve apikal bölgelerinden birer adet kesit elde etmişlerdir. Bu kesitleri konfokal lazer taramalı mikroskop altında gözlemleyerek, kanal patlarının dentin tübüllerine penetrasyonunu incelemişlerdir. Elde edilen sonuçları istatistiksel olarak değerlendirmişlerdir.

Çakıcı ve ark. (2016) yaptıkları bir çalışmada, tek köklü mandibular premolar dişleri prepare ettikten sonra rezin içerikli üç farklı kök kanal patını ultrasonik olarak aktive ederek kanallara uygulamışlardır. Lateral kondenzasyon tekniği ile kanal dolgusunu tamamladıktan sonra dişlerin koronal, orta ve apikal bölgelerinden birer adet kesit elde etmişlerdir. Bu kesitlere itme bağlanma dayanımı testi (push-out bond strength) uygulayarak sonuçları istatistiksel olarak değerlendirmişlerdir.

Hegde ve ark. (2017) çalışmalarında tek köklü dişleri prepare ettikten sonra kalsiyum silikat ve rezin içerikli iki farklı kök kanal patını ultrasonik olarak aktive ederek ve aktive etmeden lateral kondenzasyon tekniği ile kanallara uygulamışlardır. Dişlerin apikal 3 mm'lik kısımlarından kesitler elde etmiş ve bu kesitleri, kök kanal patlarının dentin tübüllerine penetrasyon derinliğini ve yüzdesini ölçmek için konfokal lazer taramalı mikroskop yardımıyla incelemişlerdir. Sonuçları istatistiksel olarak değerlendirmişlerdir.

Chadgal ve ark. (2018) yaptıkları bir çalışmada tek köklü mandibular premolar dişleri prepare ettikten sonra, kalsiyum silikat içerikli bir patı ultrasonik olarak aktive ederek ve aktive etmeden tek kon tekniği ile kanallara uygulamışlardır. Dişlerin koronal ve apikal bölgelerinden 2 mm kalınlığında kesitler elde etmiş ve aldıkları kesitleri konfokal lazer taramalı mikroskop yardımıyla inceleyerek, kök kanal patının dentin tübüllerine penetrasyonunu incelemişlerdir. Sonuçları istatistiksel olarak değerlendirmişlerdir.

Donnermeyer ve ark. (2018) yaptıkları bir çalışmada tek köklü mandibular premolar dişleri prepare ederek, FKG TotalFill BC'nin de içinde olduğu üç farklı kalsiyum silikat içerikli kanal patını ultrasonik olarak aktive etmeden tek kon tekniği ile kanallara uygulamışlardır. Dişlerin orta bölgelerinden dörder adet 1 mm kalınlığında kesitler elde etmiş ve bu kesitlere itme bağlanma dayanımı testi uygulamışlardır. Sonuçları istatistiksel olarak değerlendirmişlerdir.

Nagy ve ark. (2018) çalışmalarında tek köklü dişleri prepare ettikten sonra, rezin içerikli AH Plus ve kalsiyum silikat içerikli FKG TotalFill BC patlarını ultrasonik olarak aktive ederek ve aktive etmeden tek kon tekniği ile kanallara uygulamışlardır. Kök kanal dolgusunu tamamladıktan sonra, dişlerin koronal, orta ve apikal bölgelerinden kesitler elde etmişler ve bu kesitlere itme bağlanma dayanımı testi (push-out bond strength) uygulamışlardır. Sonuçları istatistiksel olarak analiz etmişlerdir.

Prasad ve ark. (2018) yaptıkları bir çalışmada tek köklü dişleri prepare ettikten sonra, rezin içerikli üç farklı kök kanal patını ultrasonik olarak aktive ederek ve aktive etmeden lateral kondenzasyon tekniği ile kanallara uygulamışlardır. Kök kanal dolgusunu tamamladıktan sonra dişlerin koronal, orta ve apikal bölgelerinden birer adet kesit elde etmişlerdir. Elde edilen kesitleri, kök kanal patlarının dentin tübüllerine penetrasyonunu ölçmek için konfokal lazer taramalı mikroskop yardımıyla inceleyip, verileri istatistiksel olarak değerlendirmişlerdir.

Wiesse ve ark. (2018) yaptıkları çalışmada maksiller kanin dişlerini prepare ederek, rezin içerikli iki farklı kök kanal patını ultrasonik olarak aktive ederek ve aktive etmeden lateral kondenzasyon tekniği ile kanallara uygulamışlardır. Kök kanal dolgusunu tamamladıktan sonra dişlerin koronal, orta ve apikal bölgelerinden 1 mm kalınlığında kesitler elde ederek bu kesitlere itme bağlanma dayanımı testi (push-out bond strength) uygulamışlar ve sonuçları istatistiksel olarak değerlendirmişlerdir.

Al-Hiyasat ve ark. (2019) yaptıkları bir çalışmada maksiller birinci premolar dişlerin palatinal köklerini prepare ederek, kalsiyum silikat içerikli FKG TotalFill BC

ve rezin içerikli AH Plus patlarını ultrasonik olarak aktive etmeden farklı kanal dolgu teknikleriyle kanallara uygulamışlardır. Kök kanal dolgusunu tamamladıktan sonra palatinal köklerin koronal, orta ve apikal bölgelerinden 1.5 mm kalınlığında kesitler elde etmişlerdir. Bu kesitlere itme bağlanma dayanımı testi uygulayarak sonuçları istatistiksel olarak değerlendirmişlerdir.

De Bem ve ark. (2020) yaptıkları bir çalışmada tek köklü dişleri prepare ettikten sonra üç adet rezin içerikli ve iki adet kalsiyum silikat içerikli patı ultrasonik olarak aktive ederek ve aktive etmeden lateral kondenzasyon tekniği ile kanallara uygulamışlardır. Dişlerin koronal, orta ve apikal bölgelerinden 1 mm kalınlığında ikişer adet kesit elde etmişler ve bu kesitlere itme bağlanma dayanımı (push-out bond strenght) testi uygulayarak sonuçları istatistiksel olarak değerlendirmişlerdir.

Tanita ve ark. (2021) yaptıkları bir çalışmada tek köklü mandibular premolar dişleri prepare etmiş ve kalsiyum silikat içerikli iki farklı kök kanal patını ultrasonik olarak aktive ederek ve aktive etmeden tek kon tekniği ile kanallara uygulamışlardır. Kök kanal dolgusunu tamamladıktan sonra dişlerin orta bölgelerinden 2 mm kalınlığında kesitler elde ederek bu kesitlere itme bağlanma dayanımı testi (push-out bond strength) uygulamışlar ve sonuçları istatistiksel olarak değerlendirmişlerdir.

Padoin ve ark. (2022) yaptıkları bir çalışmada sığırların mandibular kesici dişlerini prepare etmişlerdir. Daha sonra iki adet rezin içerikli ve bir adet kalsiyum silikat içerikli kök kanal patını ultrasonik olarak aktive ederek ve aktive etmeden lateral kondenzasyon tekniği ile kanallara uygulamışlardır. Dişlerin koronal, orta ve apikal bölgelerinden 1.5 mm kalınlığında kesitler elde ederek bu kesitlere itme bağlanma dayanımı testi (push-out bond strength) uygulamışlardır. Sonuçları istatistiksel olarak analiz etmişlerdir.

Usta ve ark. (2022) yaptıkları çalışmada tek köklü dişleri prepare etmiş ve iki farklı rezin içerikli kök kanal patını ultrasonik olarak aktive ederek ve aktive etmeden lateral kondenzasyon tekniği ile kanallara uygulamışlardır. Kök kanal dolgusunu tamamladıktan sonra her dişin koronal, orta ve apikal bölgelerinden 2 mm kalınlığında

kesitler elde edip bu kesitlere itme bağlanma dayanımı testi (push-out bond strength) uygulamışlardır. Sonuçları istatistiksel olarak değerlendirmişlerdir.

Carneiro ve ark. (2023) maksiller molar dişlerin distobukkal köklerini prepare ettikten sonra, üç farklı kalsiyum silikat içerikli ve bir adet rezin içerikli kök kanal patını ultrasonik olarak aktive ederek ve aktive etmeden tek kon tekniği ile kanallara uygulamışlardır. Dişlerin koronal, orta ve apikal bölgelerinden kesitler elde ederek bu kesitlere itme bağlanma dayanımı (push-out bond strength) testi uygulamışlar ve sonuçları istatistiksel olarak değerlendirmişlerdir.

Keleş ve ark. (2023) araştırmalarında tek köklü dişleri prepare ettikten sonra, kalsiyum silikat içerikli bir kök kanal patını ultrasonik olarak aktive ederek ve aktive etmeden tek kon tekniği ile kanallara uygulamışlardır. Dişlerin orta bölgelerinden 1 mm kalınlığında kesitler elde ederek bu kesitleri konfokal lazer taramalı mikroskop ile incelemiş ve kök kanal patının dentin tübüllerine penetrasyon derinliğini ölçmüşlerdir. Verileri istatistiksel olarak değerlendirmişlerdir.

Çalışmamızın amacı; mandibular premolar dişleri kemomekanik olarak prepare ettikten sonra, bir adet rezin içerikli ve üç farklı kalsiyum silikat içerikli kök kanal patlarını ultrasonik olarak aktive ederek ve aktive etmeden tek kon tekniği ile kanallara uyguladıktan sonra; koronal, orta ve apikal bölgelerden alınan 1 mm kalınlığındaki kesitlere itme bağlanma dayanımı (push-out bond strength) testi uygulayarak sonuçları istatistiksel olarak değerlendirmektir.

2.GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 13.02.2023 tarihinde 04/01 karar numarası ile onay almış olup, örnek hazırlama ve deney aşamaları Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda yürütülmüştür.

Çalışmamızda dört farklı kök kanal patı ultrasonik olarak aktive edilerek ve aktive edilmeden kanallara uygulanmış ve ultrasonik aktivasyonun patların dentine bağlanma dayanımına etkileri değerlendirilmiştir.

2.1. Örneklerin Seçilmesi

Çalışmamızda ; Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Ana Bilim Dalı'nda kök gelişimini tamamlamış, çürüksüz, periodontal, protetik veya ortodontik nedenlerle çekilmiş dişler seçildi. Üzerinde herhangi bir restoratif işlem olmayan, kronunda ve köklerinde kırık, çatlak bulunmayan, apeksleri kapanmış, benzer uzunluktaki (± 2 mm) 80 adet tek köklü mandibular premolar dişler kullanıldı. Örnekler her grupta 10 adet diş olacak şekilde randomize olarak 8 gruba ayrıldı. Dişlerin üzerindeki diş taşları ve yumuşak dokular bir periodontal küret yardımı ile uzaklaştırıldı. Dişler deney aşamasına kadar oda ısısında, %0.1 timol içeren distile su içerisinde saklandı. Kök boyu standardizasyonunu sağlamak için dişler, kalan kök uzunluğu 13 mm olacak şekilde elmas frezlerle su soğutması altında horizontal olarak kronlarından ayrıldı. Apikal foramen açıklığı 15 no'lu K tipi eğe ile kontrol edildi. Çalışma boyları apikal foramenlerden 1 mm kısa olacak şekilde tespit edildi. Daha sonra dişler, apikal foramenleri uçta olacak şekilde soğuk akrilik içine yerleştirilerek sabitlendi.



Şekil 2.1. Preparasyon öncesi kron bölgeleri kesilmiş dişler

2.2. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi ve Doldurulması

Kök kanal şekillendirmesi, 15 numaralı K tipi eğenin çalışma boyuna ulaşmasından sonra üreticinin tavsiye ettiği tork ve devir ayarları seçilerek kullanılan Eighteeth E-extreme Endo Motor (Eighteeth, Changzhou, Çin) kullanılarak yapıldı. Şekillendirme sırasında kök kanalları, FKG RACE EVO (FKG Dentaire SA, La Chaux de Fonds, Switzerland) sistemiyle sırasıyla 15/0.04, 25/0.04, 30/0.06 ve 35/0.06 eğeleri kullanılarak prepare edildi. Tüm gruplarda her alet değişimi esnasında kök kanalları 2 ml %5'lik NaOCl ile irrigate edildi ve apikal açıklık 10 numaralı K tipi eğeler ile sürekli kontrol edildi. Son irrigasyon protokolü olarak kanallar 2 ml %5'lik NaOCl ile irrigate edildikten sonra 5 ml %17 EDTA ve 5 ml distile su ile irrigasyon bitirildi. Kök kanalları kâğıt konlarla kurutulduktan sonra dört farklı kök kanal patı kanallara uygulandı. Ultrasonik aktivasyon içeren ve içermeyen gruplarda, 35/0.06 güta perka ile kök kanal dolgusu tamamlandı. Ultrasonik aktivasyon cihazı olarak Eighteeth UltraMint Pro Ultrasonic Scaler (Eighteeth, Changzhou, Çin) cihazı kullanıldı. Fazla güta perkalar sıcak aletle kesilerek uzaklaştırıldı.



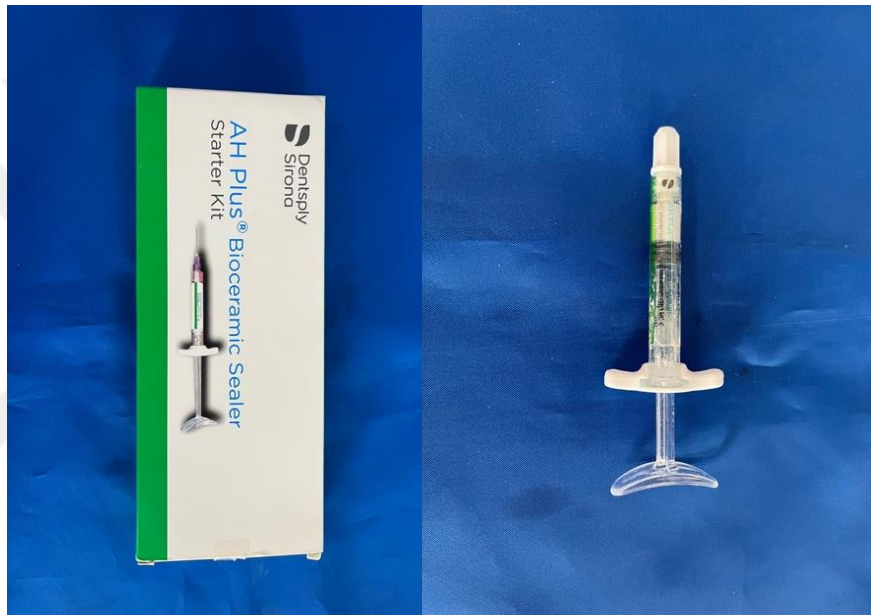
Şekil 2.2. FKG RACE EVO döner eğe sistemi



Şekil 2.3. Çalışmamızda kullanılan UltraMint Pro ultrasonik cihazı

Grup 1: AH Plus Bioceramic Grubu

1. grupta 10 adet kök kanalına, AH Plus Bioceramic patı uygulama ucu kök kanalının orta üçlüsüne kadar ilerletilerek, kanal patı kanal ağzından görünür oluncaya kadar enjekte edildikten sonra 35/0.06 güta perka konu kanala yerleştirilerek kök kanalının dolgusu tamamlandı ve artık güta perka sıcak bir el aleti kullanılarak uzaklaştırıldı ve kondanase edildi.



Şekil 2.4. Çalışmamızda kullanılan AH Plus Bioceramic kök kanal patı

Grup 2: VDW.1Seal Grubu

2. grupta 10 adet kök kanalına, VDW.1Seal kök kanal patı uygulama ucu yardımıyla kanal patı kanal ağzından görünür oluncaya kadar kök kanalına enjekte edildi. Daha sonra 35/0.06 güta perka konu kanala yerleştirilerek kök kanalının dolgusu tamamlandı ve artık güta perka sıcak bir el aleti kullanılarak uzaklaştırıldı ve kondanase edildi.



Şekil 2.5. Çalışmamızda kullanılan VDW.1Seal kök kanal patı

Grup 3: FKG TotalFill BC Grubu

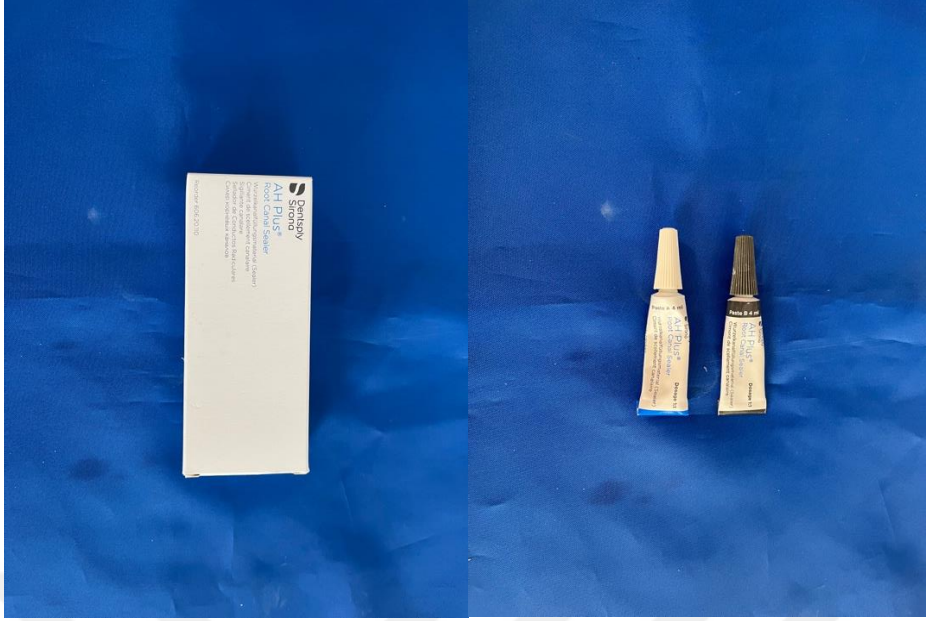
3. grupta 10 adet kök kanalına, FKG TotalFill BC kök kanal patı uygulama ucu kök kanalının orta üçlüsüne kadar ilerletilerek kök kanal patı kanal ağzından görünür oluncaya kadar enjekte edilerek 35/0.06 güta perka konu kanala uygulanarak kök kanalının dolgusu tamamlandı. Artık güta perka sıcak bir el aleti kullanılarak uzaklaştırılarak kondanase edildi.



Şekil 2.6. Çalışmamızda kullanılan FKG TotalFill BC kök kanal patı

Grup 4: AH Plus Grubu

AH Plus kök kanal patı 1:1 oranında karıştırma kağıdının üzerinde homojen bir kıvam elde edilinceye kadar karıştırıldı. Daha sonra 10 adet kök kanalına lentülo yardımıyla uygulandı. Kök kanal patı ve 35/0.06 güta perka ile kök kanal dolgusu tamamlandı. Güta perka sıcak bir el aletiyle uzaklaştırılarak kondanse edildi.



Şekil 2.7. Çalışmamızda kullanılan AH Plus kök kanal patı

Grup 5: AH Plus Bioceramic+Ultrasonik Aktivasyon Grubu

5. grupta 10 adet kök kanalına, AH Plus Bioceramic patı uygulama ucu, kök kanalının orta üçlüsüne kadar ilerletilerek pat kanal ağzından görünür oluncaya kadar enjekte edildi. Kök kanalları, çalışma boyundan 2 mm kısa olacak şekilde bukkolingual ve mesiodistal yönde olmak üzere 20 saniye boyunca ultrasonik uçlarla aktive edildi ve 35/0.06 güta perka ile kök kanal dolgusu tamamlandı. Son olarak güta perka sıcak bir el aletiyle uzaklaştırılarak kondanse edildi.

Grup 6: VDW.1Seal+Ultrasonik Aktivasyon Grubu

6. grupta 10 adet kök kanalına, VDW.1Seal kök kanal patı uygulama ucu yardımıyla, kanal ağzından görünür oluncaya kadar kök kanalına enjekte edildi. Kök kanalları, çalışma boyundan 2 mm kısa olacak şekilde bukkolingual ve mesiodistal yönde olmak üzere 20 saniye boyunca ultrasonik uçlarla aktive edildi. Kök kanal patı ve 35/0.06 güta perka ile kök kanal dolgusu tamamlanarak güta perka sıcak bir el aletiyle uzaklaştırılarak kondanse edildi.

Grup 7: FKG TotalFill BC+Ultrasonik Aktivasyon Grubu

7. grupta 10 adet kök kanalına, FKG TotalFill BC patı uygulama ucu kök kanalının orta üçlüsüne kadar ilerletilerek pat kanal ağzından görünür oluncaya kadar enjekte edildi. Kök kanalları, çalışma boyundan 2 mm kısa olacak şekilde bukkolingual ve mesiodistal yönde olmak üzere 20 saniye boyunca ultrasonik uçlarla aktive edildi. Kök kanal patı ve 35/0.06 güta perka ile kök kanal dolgusu tamamlandı. Daha sonra güta perka sıcak bir el aletiyle uzaklaştırılarak kondanase edildi.

Grup 8: AH Plus+Ultrasonik Aktivasyon Grubu

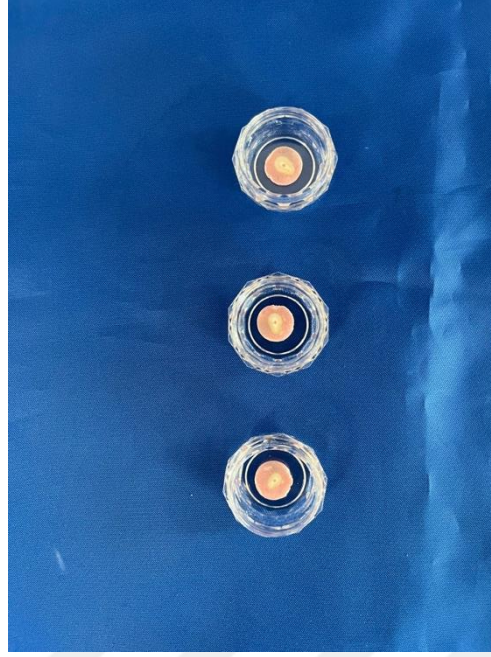
Bu grupta AH Plus kök kanal patı 1:1 oranında karıştırma kağıdının üzerinde homojen bir kıvam elde edilinceye kadar karıştırılarak lentülo yardımıyla 10 adet kök kanalına uygulandı. Kök kanalları, çalışma boyundan 2 mm kısa olacak şekilde bukkolingual ve mesiodistal yönde olmak üzere 20 saniye boyunca ultrasonik uçlarla aktive edildi. Kök kanal patı ve 35/0.06 güta perka ile kök kanal dolgusu tamamlandı ve güta perka sıcak bir el aletiyle uzaklaştırılarak kondanase edildi.

2.3. Örneklerin Hazırlanması ve Bağlanma Dayanımı (Push-out) Testi

Kök kanal dolgusu tamamlandıktan sonra dişler kök kanal patlarının sertleşmesi için 2 hafta 37° C' de %100 nemli ortamda etüvde bekletildi. Her örneğin apikalden itibaren 2-3 mm, 5-6 mm ve 8-9 mm aralıkları işaretlendi. İşaretlenen kısımlar düşük hızdaki mikrocüt cihazı (Metkon Micracut 201) kullanılarak su soğutması altında 0,3 mm kalınlığındaki elmas disk ile kökün uzun aksına dik olacak şekilde kesildi. Her kök için yaklaşık $1 \pm 0,1$ mm kalınlığında ve 2, 5, 8 mm derinliğinde üç adet horizontal kesit (apikal, orta, koronal) olmak üzere toplamda 240 kesit elde edildi. Her bir kesit 0,001 mm hassasiyete sahip olan dijital bir kumpas kullanılarak kontrol edildi ve kesitler ilgili dişe ve dişin bölgelerine göre numaralandırıldı.



Şekil 2.8. Örneklerden kesitler alınmasını sağlayan mikrocut cihazı (Metkon Micracut 201)



Şekil 2.9. Dişlerin koronal, orta ve apikal bölgelerinden alınan kesitler

Hazırlanan örneklerin itme bağlanma dayanımı (push-out bond strength) değerleri, evrensel test cihazı olan Instron (Lloyd LRX; Lloyd Instruments Ltd, Fareham, UK) kullanılarak test edildi. Kök kanal dolgusuna boyut olarak uyumlu olacak şekilde üç farklı boyutta uç (0,3; 0,5 ve 0,8 mm) kullanıldı. Bu uçlar deney esnasında dentin duvarlarına temas etmeyecek, sadece kök kanal dolgusuna temas edecek şekilde pozisyonlandırıldı. Hazırlanan düzenek ile kök kanal dolgusu ve dentin arasındaki bağlantıda kopma gerçekleşene kadar 1 mm/dk sabit hız ile kuvvet uygulandı. Bu aşamada kök kesitlerinin apikalden koronale doğru artan açısı nedeniyle, kuvvetin kanal dolgusunun apikal yüzünden koronal yüzüne doğru uygulanması sağlandı.



Şekil 2.10. Kesitlere itme bağlanma dayanımı testi (push-out bond strength) uygulanması

Nexygen veri analiz programı (Lloyd LRX, Fareham, UK) kullanılarak kopma kuvvetleri Newton (N) cinsinden kaydedildi ve aşağıdaki formüle göre megapaskala (MPa) çevrilerek bağlanma dayanımı hesaplandı (Leal ve ark., 2015):

Bağlanma dayanımı (MPa) = Maksimum yük (N) / Kök kanal dolgusunun bağlanma alanı (mm²)

Her kesit için bağlanma alanı şu formül kullanılarak hesaplandı:

Kök kanal dolgusunun bağlanma alanı= $\pi(R+r)[h^2 + (R-r)^2]^{1/2}$ (R, kesitlerde kanalın koronal yarıçapını, r ise apikal yarıçapını, h ise kesitin kalınlığını temsil etmektedir (pi değeri 3,14 olarak kullanılmıştır).

2.4. İstatiksel Analiz

Çalışmamızda; farklı kök kanal patlarının ultrasonik olarak aktive edilmesinin, kök kanal patlarının dentine bağlanma dayanımına etkilerini karşılaştırmak ve istatistiksel olarak değerlendirmek amacıyla gerekli örnek sayısını bulmak için istatistiksel analiz yapılmıştır. Analiz yapılırken kök kanal patlarına ultrasonik aktivasyon uygulanmasının, kök kanal patının dentine bağlanma dayanımına etkisinin incelendiği bir çalışmadan (De Bem ve ark., 2020) yola çıkılmıştır. Çalışmamızda %95 güç ve %5 hata payında veri elde edebilmek için gerekli örneklem sayısı, her bir grup için $n=10$ olmak üzere toplamda 80 örnek olarak belirlenmiştir. Örneklem hesaplamaları G* Power (Franz Faul, Universität Kiel, Kiel, Germany) paket programında yapılmıştır.

Verilerin analizinde SPSS 11.5 programından faydalanıldı. Tanımlayıcı olarak nicel değişkenler için ortalama $\pm$ standart sapma ve ortanca (minimum-maksimum) kullanıldı. Gruplar arasında fark olup olmadığına, normal dağılım varsayımları sağlanmadığı için Mann-Whitney U testi ve Kruskal Wallis H testi kullanılarak bakıldı. Dört grup arasındaki farklılığın hangi ikili gruplardan kaynaklandığına bakmak için Bonferroni düzeltilmeli Mann-Whitney U testi kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi 0,05 olarak alındı.

3. BULGULAR

Dört farklı kök kanal patı ile ultrasonik aktivasyon yapılarak ve aktivasyon yapılmadan kök kanal dolgusu yapılan 80 adet örneğin kullanıldığı çalışmamızda; her örneğin koronal, orta ve apikal bölgelerinden birer adet kesit elde edilmiştir. Bu kesitlere, bağlanma dayanımını ölçmek amacıyla itme bağlanma dayanımı (push-out bond strength) testi uygulandıktan sonra elde edilen veriler istatistiksel olarak incelenmiştir. Buna göre;

Çizelge 3.1.'de ultrasonik aktivasyon yapılmayan gruplarda koronal bölgede bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında, bazı gruplararası istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p=0,023$). En yüksek bağlanma dayanımı ortalaması FKG TotalFill BC grubunda bulunurken, en düşük bağlanma dayanımı ortalaması ise AH Plus Bioceramic grubunda bulundu. Dört grup arasındaki farklılığın hangi ikili gruplardan kaynaklandığına bakmak için Bonferroni düzeltmeli Mann-Whitney U testi kullanıldı, FKG TotalFill BC-VDW.1Seal ve FKG TotalFill BC-AH Plus Bioceramic ikili grupları arasında farklar anlamlı bulundu (sırasıyla $p=0,047$ ve $p=0,050$). AH Plus Bioceramic-VDW.1Seal, AH Plus Bioceramic-AH Plus, VDW.1Seal-AH Plus, ve FKG TotalFill BC-AH Plus gruplararası ise anlamlı fark bulunmadı (sırasıyla $p=1,000$, $p=1,000$, $p=1,000$ ve $p=0,908$).

Çizelge 3.1. Koronal bölgede ultrasonik aktivasyon yapılmayan gruplara ait bağlanma dayanımı değerleri

Grup	Bağlanma Dayanımı (MPa)		p değeri
	Ort.±SS	Ortanca (Min-Maks)	
AH Plus Bioceramic	1,22±1,04	0,77 (0,11-2,94)	0,023 ^a
VDW.1Seal	1,30±1,49	0,97 (0,11-5,15)	
FKG TotalFill BC	4,08±2,94	3,45 (0,06-9,71)	
AH Plus	1,82±1,16	1,87 (0,43-3,89)	

Ort:Ortalama, SS:Standart Sapma, Min:Minimum, Maks:Maksimum, a:Kruskal Wallis H testi

Çizelge 3.2. Ultrasonik aktivasyon yapılmayan gruplarda koronal bölgeden alınan kesitlerin ikili karşılaştırılması

	AH Plus Bioceramic	VDW 1.Seal	FKG TotalFill	AH Plus
AH Plus Bioceramic	-	Fark yok	Fark var	Fark yok
VDW.1Seal	Fark yok	-	Fark var	Fark yok
FKG TotalFill BC	Fark var	Fark var	-	Fark yok
AH Plus	Fark yok	Fark yok	Fark yok	-

Çizelge 3.3.'de ultrasonik aktivasyon yapılmayan gruplarda orta bölgede bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında bazı gruplararası anlamlı fark bulundu ($p=0,004$). En yüksek bağlanma dayanımı ortalaması FKG TotalFill BC grubunda bulunurken, en düşük bağlanma dayanımı ortalaması ise AH Plus grubunda bulundu. Dört grup arasındaki farklılığın hangi ikili gruplardan kaynaklandığına bakmak için Bonferroni düzeltmeli Mann-Whitney U testi kullanıldı, FKG TotalFill BC-AH Plus Bioceramic ve FKG TotalFill BC-AH Plus ikili gruplararası farklar

istatistiksel olarak anlamlı bulundu (sırasıyla $p=0,021$ ve $p=0,042$). AH Plus Bioceramic-VDW.1Seal, AH Plus Bioceramic-AH Plus, VDW.1Seal-FKG TotalFill BC ve VDW.1Seal-AH Plus için gruplararası farklar ise anlamlı bulunmadı (sırasıyla $p=0,112$, $p=1,000$, $p=1,000$ ve $p=0,202$).

Çizelge 3.3. Orta bölgede ultrasonik aktivasyon yapılmayan gruplara ait bağlanma dayanımı değerleri

Grup	Bağlanma Dayanımı (MPa)		p değeri
	Ort.±SS	Ortanca (Min-Maks)	
AH Plus Bioceramic	2,46±4,17	1,04 (0,04-14,22)	0,004 ^a
VDW.1Seal	4,10±2,63	3,72 (0,29-9,10)	
FKG TotalFill BC	4,46±2,21	4,54 (1,11-7,79)	
AH Plus	1,67±1,00	1,37 (0,42-3,35)	

Ort:Ortalama, SS:Standart Sapma, Min:Minimum, Maks:Maksimum, a:Kruskal Wallis H testi

Çizelge 3.4. Ultrasonik aktivasyon yapılmayan gruplarda orta bölgeden alınan kesitlerin ikili karşılaştırılması

	AH Plus Bioceramic	VDW.1Seal	FKG TotalFill BC	AH Plus
AH Plus Bioceramic	-	Fark yok	Fark var	Fark yok
VDW.1Seal	Fark yok	-	Fark yok	Fark yok
FKG TotalFill BC	Fark var	Fark yok	-	Fark var
AH Plus	Fark yok	Fark yok	Fark var	-

Çizelge 3.5.'te ultrasonik aktivasyon yapılmayan gruplarda apikal bölgede bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında bazı gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p=0,016$). En yüksek bağlanma dayanımı ortalaması FKG TotalFill BC grubunda bulunurken, en düşük bağlanma dayanımı ortalaması ise VDW.1Seal grubunda bulundu. Dört grup arasındaki farklılığın hangi ikili gruplardan kaynaklandığına bakmak için Bonferroni düzeltmeli Mann-Whitney U testi kullanıldı ancak hiçbir ikili karşılaştırma istatistiksel olarak anlamlı değildi. AH Plus Bioceramic-VDW.1Seal, AH Plus Bioceramic-FKG TotalFill BC, AH Plus Bioceramic-AH Plus, VDW.1Seal-FKG TotalFill BC, VDW.1Seal-AH Plus ve FKG TotalFill BC-AH Plus ve ikili karşılaştırmaları için p değerleri sırasıyla $p=0,268$, $p=1,000$, $p=0,167$, $p=0,073$, $p=0,124$ ve $p=1,000$ olarak bulundu.

Çizelge 3.5. Apikal bölgede ultrasonik aktivasyon yapılmayan gruplara ait bağlanma dayanımı değerleri

Grup	Bağlanma Dayanımı (MPa)		p değeri
	Ort.±SS	Ortanca (Min-Maks)	
AH Plus Bioceramic	3,54±2,99	2,28 (0,79-9,37)	0,016 ^a
VDW.1Seal	1,27±0,94	1,10 (0,31-3,06)	
FKG TotalFill BC	5,00±3,52	5,24 (0,42-10,75)	
AH Plus	1,44±1,95	0,59 (0,32-6,63)	

Ort:Ortalama, SS:Standart Sapma, Min:Minimum, Maks:Maksimum, a:Kruskal Wallis H testi

Çizelge 3.6. Ultrasonik aktivasyon yapılmayan gruplarda apikal bölgeden alınan kesitlerin ikili karşılaştırılması

	AH Plus Bioceramic	VDW 1.Seal	FKG TotalFill	AH Plus
AH Plus Bioceramic	-	Fark yok	Fark yok	Fark yok
VDW.1Seal	Fark yok	-	Fark yok	Fark yok
FKG TotalFill BC	Fark yok	Fark yok	-	Fark yok
AH Plus	Fark yok	Fark yok	Fark yok	-

Çizelge 3.7.'de ultrasonik aktivasyon yapılan gruplarda koronal bölgede bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında hiçbir grupta istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p=0,209$). En yüksek bağlanma dayanımı ortalaması FKG TotalFill BC grubunda bulunurken, en düşük bağlanma dayanımı ortalaması ise AH Plus Bioceramic grubunda bulundu. Dört grup arasındaki fark anlamlı değildi ve ikili gruplar arası farklara Bonferroni düzeltilmeli Mann-Whitney U testi ile bakıldı ve hiçbir ikili karşılaştırma istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. AH Plus Bioceramic-VDW.1Seal, AH Plus Bioceramic-FKG TotalFill BC, AH Plus Bioceramic-AH Plus, VDW.1Seal-FKG TotalFill BC, VDW.1Seal-AH Plus ve FKG TotalFill BC-AH Plus ikili karşılaştırmaları için p değerleri sırasıyla $p=0,534$, $p=0,738$, $p=0,450$, $p=1,000$, $p=1,000$ ve $p=1,000$ olarak bulundu.

Çizelge 3.7. Koronal bölgede ultrasonik aktivasyon yapılan gruplara ait bağlanma dayanımı değerleri

Grup	Bağlanma Dayanımı (MPa)		p değeri
	Ort.±SS	Ortanca (Min-Maks)	
AH Plus Bioceramic	1,17±1,15	0,78 (0,19-3,12)	0,209 ^a
VDW.1Seal	2,67±2,46	1,48 (0,37-6,73)	
FKG TotalFill BC	3,52±4,60	1,79 (0,25-13,99)	
AH Plus	2,11±1,23	2,14 (0,35-4,56)	

Ort:Ortalama, SS:Standart Sapma, Min:Minimum, Maks:Maksimum, a:Kruskal Wallis H testi

Çizelge 3.8. Ultrasonik aktivasyon yapılan gruplarda koronal bölgeden alınan kesitlerin ikili karşılaştırılması

	AH Plus Bioceramic	VDW 1.Seal	FKG TotalFill	AH Plus
AH Plus Bioceramic	-	Fark yok	Fark yok	Fark yok
VDW.1Seal	Fark yok	-	Fark yok	Fark yok
FKG TotalFill BC	Fark yok	Fark yok	-	Fark yok
AH Plus	Fark yok	Fark yok	Fark yok	-

Çizelge 3.9.'da ultrasonik aktivasyon yapılan gruplarda orta bölgede bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında bazı gruplararası anlamlı fark bulundu ($p=0,036$). En yüksek bağlanma dayanımı ortalaması FKG TotalFill BC grubunda bulunurken, en düşük bağlanma dayanımı ortalaması ise VDW.1Seal grubunda bulundu. Dört grup arasındaki farklılığın hangi ikili gruplardan kaynaklandığına bakmak için Bonferroni düzeltilmeli Mann-Whitney U testi kullanıldı ve sadece FKG

TotalFill BC-VDW.1Seal ikili grubunda istatistiksel olarak fark anlamlı bulundu ($p=0,031$). AH Plus Bioceramic-VDW.1Seal, AH Plus Bioceramic-FKG TotalFill BC, AH Plus Bioceramic-AH Plus, VDW.1Seal-AH Plus ve FKG TotalFill BC-AH Plus gruplararası farklar ise istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı (sırasıyla $p=1,000$, $p=0,202$, $p=1,000$, $p=1,000$, ve $p=0,415$).

Çizelge 3.9. Orta bölgede ultrasonik aktivasyon yapılan gruplara ait bağlanma dayanımı değerleri

Grup	Bağlanma Dayanımı (MPa)		p değeri
	Ort.±SS	Ortanca (Min-Maks)	
AH Plus Bioceramic	2,86±3,31	1,04 (0,21-9,08)	0,036 ^a
VDW.1Seal	1,84±2,80	0,81 (0,27-9,33)	
FKG TotalFill BC	5,16±3,56	4,35 (0,57-11,52)	
AH Plus	1,87±0,95	1,80 (0,70-3,34)	

Ort:Ortalama, SS:Standart Sapma, Min:Minimum, Maks:Maksimum, a:Kruskal Wallis H testi

Çizelge 3.10. Ultrasonik aktivasyon yapılan gruplarda orta bölgeden alınan kesitlerin ikili karşılaştırılması

	AH Plus Bioceramic	VDW 1.Seal	FKG TotalFill	AH Plus
AH Plus Bioceramic	-	Fark yok	Fark yok	Fark yok
VDW.1Seal	Fark yok	-	Fark var	Fark yok
FKG TotalFill BC	Fark yok	Fark var	-	Fark yok
AH Plus	Fark yok	Fark yok	Fark yok	-

Çizelge 3.11.'de ultrasonik aktivasyon yapılan gruplarda apikal bölgede bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında bazı gruplar arasında anlamlı farklılıklar bulundu ($p=0,038$). En yüksek bağlanma dayanımı ortalaması FKG TotalFill BC grubunda bulunurken, en düşük bağlanma dayanımı ortalaması ise AH Plus Bioceramic grubunda bulundu. Dört grup arasındaki farklılığın hangi ikili gruplardan kaynaklandığına bakmak için Bonferroni düzeltilmeli Mann-Whitney U testi kullanıldı ancak hiçbir ikili karşılaştırma istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. AH Plus Bioceramic-VDW.1Seal, AH Plus Bioceramic-FKG TotalFill BC, AH Plus Bioceramic-AH Plus, VDW.1Seal-FKG TotalFill BC, VDW.1Seal-AH Plus ve FKG TotalFill BC-AH Plus ikili karşılaştırmaları için p değerleri sırasıyla $p=1,000$, $p=0,056$, $p=1,000$, $p=0,151$, $p=1,000$, $p=0,167$, ve olarak bulundu.

Çizelge 3.11. Apikal bölgede ultrasonik aktivasyon yapılan gruplara ait bağlanma dayanımı değerleri

Grup	Bağlanma Dayanımı (MPa)		p değeri
	Ort.±SS	Ortanca (Min-Maks)	
AH Plus Bioceramic	3,34±1,97	2,47 (1,29-6,82)	0,038 ^a
VDW.1Seal	3,70±2,20	3,14 (1,38-7,52)	
FKG TotalFill BC	7,94±4,10	7,14 (1,71-13,88)	
AH Plus	4,00±2,45	3,80 (1,21-9,65)	

Ort:Ortalama, SS:Standart Sapma, Min:Minimum, Maks:Maksimum, a:Kruskal Wallis H testi

Çizelge 3.12. Ultrasonik aktivasyon yapılan gruplarda apikal bölgeden alınan kesitlerin ikili karşılaştırılması

	AH Plus Bioceramic	VDW.1Seal	FKG TotalFill BC	AH Plus
AH Plus Bioceramic	-	Fark yok	Fark yok	Fark yok
VDW.1Seal	Fark yok	-	Fark yok	Fark yok
FKG TotalFill BC	Fark yok	Fark yok	-	Fark yok
AH Plus	Fark yok	Fark yok	Fark yok	-

Çizelge 3.13.'te koronal bölgede bağlanma dayanımını değerlendirmek için ultrasonik aktivasyon yapılan ve yapılmayan gruplararası karşılaştırmalarda hiçbir grupta istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$). AH Plus Bioceramic, FKG TotalFill BC'ye ait bağlanma dayanımı ortalamaları ultrasonik aktivasyon yapılmayan grupta matemeaitksel olarak daha yüksek iken, VDW.1Seal ve AH Plus'a ait ortalamalar ise ultrasonik aktivasyon yapılan grupta daha yüksekti.

Çizelge 3.13. Koronal bölgede ultrasonik aktivasyon yapılan ve yapılmayan grupların bağlanma dayanımı değerleri

Gruplar		Bağlanma Dayanımı (MPa)		p değeri
		Ultrasonik Aktivasyon Yapılmayan	Ultrasonik Aktivasyon Yapılan	
AH Plus Bioceramic	Ort.±SS	1,22±1,04	1,17±1,15	0,912 ^a
	Ortanca (Min-Maks)	0,77 (0,11-2,94)	0,78 (0,19-3,12)	
VDW.1Seal	Ort.±SS	1,30±1,49	2,67±2,46	0,143 ^a
	Ortanca (Min-Maks)	0,97 (0,11-5,15)	1,48 (0,37-6,73)	
FKG TotalFill BC	Ort.±SS	4,08±2,94	3,52±4,60	0,315 ^a
	Ortanca (Min-Maks)	3,45 (0,06-9,71)	1,79 (0,25-13,99)	
AH Plus	Ort.±SS	1,82±1,16	2,11±1,23	0,739 ^a
	Ortanca (Min-Maks)	1,87 (0,43-3,89)	2,14 (0,35-4,56)	

Ort:Ortalama, SS:Standart Sapma, Min:Minimum, Maks:Maksimum, a:Mann-Whitney U testi

Çizelge 3.14. Ultrasonik aktivasyon yapılan ve yapılmayan gruplarda koronal bölgeden alınan kesitlerin ikili karşılaştırılması

	Ultrasonik Aktivasyon Yapılan/Yapılmayan
AH Plus Bioceramic	Fark yok
VDW.1Seal	Fark yok
FKG TotalFill BC	Fark yok
AH Plus	Fark yok

Çizelge 3.15.'te orta bölgede ultrasonik aktivasyon yapılan ve yapılmayan gruplar arası karşılaştırmalarda sadece VDW.1Seal için istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p=0,035$). AH Plus Bioceramic, FKG TotalFill BC ve AH Plus'a ait bağlanma dayanımı ortalamaları ultrasonik aktivasyon yapılan grupta daha yüksek iken, VDW.1Seal'a ait ortalama ise ultrasonik aktivasyon yapılmayan grupta daha yüksekti.

Çizelge 3.15. Orta bölgede ultrasonik aktivasyon yapılan ve yapılmayan grupların bağlanma dayanımı değerleri

Gruplar		Bağlanma Dayanımı (MPa)		p değeri
		Ultrasonik Aktivasyon Yapılmayan	Ultrasonik Aktivasyon Yapılan	
AH Plus Bioceramic	Ort.±SS	2,46±4,17	2,86±3,31	1,000 ^a
	Ortanca (Min-Maks)	1,04 (0,04-14,22)	1,04 (0,21-9,08)	
VDW.1Seal	Ort.±SS	4,10±2,63	1,84±2,80	0,035 ^a
	Ortanca (Min-Maks)	3,72 (0,29-9,10)	0,81 (0,27-9,33)	
FKG TotalFill BC	Ort.±SS	4,46±2,21	5,16±3,56	0,853 ^a
	Ortanca (Min-Maks)	4,54 (1,11-7,79)	4,35 (0,57-11,52)	
AH Plus	Ort.±SS	1,67±1,00	1,87±0,95	0,796 ^a
	Ortanca (Min-Maks)	1,37 (0,42-3,35)	1,80 (0,70-3,34)	

Ort:Ortalama, SS:Standart Sapma, Min:Minimum, Maks:Maksimum, a:Mann-Whitney U testi

Çizelge 3.16. Ultrasonik aktivasyon yapılan ve yapılmayan gruplarda orta bölgeden alınan kesitlerin ikili karşılaştırılması

	Ultrasonik Aktivasyon Yapılan/Yapılmayan
AH Plus Bioceramic	Fark yok
VDW.1Seal	Fark var
FKG TotalFill BC	Fark yok
AH Plus	Fark yok

Çizelge 3.17.'de apikal bölgede ultrasonik aktivasyon yapılan ve yapılmayan gruplar arası karşılaştırmalarda, VDW.1Seal ve AH Plus gruplarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (sırasıyla $p=0,015$ ve $p=0,004$). VDW.1Seal, FKG TotalFill BC ve AH Plus'a ait bağlanma dayanımı ortalamaları ultrasonik aktivasyon yapılan grupta daha yüksek iken, AH Plus Bioceramic'e ait ortalama değerleri ise ultrasonik aktivasyon yapılmayan grupta daha yüksekti.

Çizelge 3.17. Apikal bölgede ultrasonik aktivasyon yapılan ve yapılmayan grupların bağlanma dayanımı değerleri

Gruplar		Bağlanma Dayanımı (MPa)		P değeri
		Ultrasonik Aktivasyon Yapılmayan	Ultrasonik Aktivasyon Yapılan	
AH Plus Bioceramic	Ort.±SS	3,54±2,99	3,34±1,97	0,739 ^a
	Ortanca (Min-Maks)	2,28 (0,79-9,37)	2,47 (1,29-6,82)	
VDW.1Seal	Ort.±SS	1,27±0,94	3,70±2,20	0,015 ^a
	Ortanca (Min-Maks)	1,10 (0,31-3,06)	3,14 (1,38-7,52)	
FKG TotalFill BC	Ort.±SS	5,00±3,52	7,94±4,10	0,123 ^a
	Ortanca (Min-Maks)	5,24 (0,42-10,75)	7,14 (1,71-13,88)	
AH Plus	Ort.±SS	1,44±1,95	4,00±2,45	0,004 ^a
	Ortanca (Min-Maks)	0,59 (0,32-6,63)	3,80 (1,21-9,65)	

Ort:Ortalama, SS:Standart Sapma, Min:Minimum, Maks:Maksimum, a:Mann-Whitney U testi

Çizelge 3.18. Ultrasonik aktivasyon yapılan ve yapılmayan gruplarda apikal bölgeden alınan kesitlerin ikili karşılaştırılması

	Ultrasonik Aktivasyon Yapılan/Yapılmayan
AH Plus Bioceramic	Fark yok
VDW.1Seal	Fark var
FKG TotalFill BC	Fark yok
AH Plus	Fark var



4. TARTIŞMA

Kök kanal tedavisinin başarısı büyük ölçüde pulpal enfeksiyonun kontrolüne bağlıdır. Kök kanalının dezenfeksiyonu ve obturasyonu, mevcut enfeksiyonun elimine edilmesi ve yeni enfeksiyonların gelişmesini önlemede oldukça önemlidir. Yapılan çalışmalarda, yetersiz kök kanal dolgusunun endodontik başarısızlığın temel sebeplerinden biri olduğu bildirilmiştir (Haapasalo ve ark., 2005; Whitworth, 2005).

Kök kanal tedavisinde kullanılan dolgu materyalleri veya teknikleri karşılaştırılırken; kök kanalını simüle eden rezin bloklar, çekilmiş insan dişleri veya hayvan dişleri kullanılmaktadır (Pereira Cda ve ark., 2007; Dash ve ark., 2017). Klinik koşulları yansıtabilmesi için çalışmamızda tek köklü mandibular premolar dişler kullanıldı (Çakıcı ve ark., 2016; Chadgal ve ark., 2018).

Kemomekanik preparasyon, temel olarak kök kanal sisteminin irrigasyon solüsyonları ile etkili bir şekilde temizliğinin sağlanması ve uygulanacak olan kök kanal dolgu materyali için uygun kanal formunun oluşturulmasını amaçlamaktadır. Ayrıca kemomekanik preparasyon; pulpa artıkları, dentin talaşları ve biyofilm tabakasının bir kısmını mekanik olarak uzaklaştırarak kök kanal sisteminin dezenfeksiyonuna yardımcı olmaktadır (Schilder, 1974; West, 1987). Kök kanal preparasyonunda optimum apikal genişletme miktarı tartışma konusudur (Card ve ark., 2002; Coldero ve ark., 2002). Preparasyona dentin duvarlarının da dahil edilebilmesi için kullanılacak kanal aletinin apikal boyutunun kök kanalının apikal çapına eşit ya da daha büyük olması gerekmektedir. Kök gelişimini tamamlamış mandibular birinci premolar dişlerin morfolojisi üzerine yapılan bir çalışmada ortalama fizyolojik apikal foramen çapının 0,25-0,33 mm olduğu görülmüştür (Abarca ve ark., 2014). Bu nedenle yapılacak olan apikal genişletme miktarının en az #30-35 boyutunda olması önerilmektedir (Spångberg, 2001). Biz de çalışmamızda FKG RACE EVO (FKG Dentaire SA, La Chaux de Fonds, Switzerland) eğe sistemini kullanarak 35/0.06 numaralı eğe ile preparasyonları tamamladık.

Endodontik tedavinin başarısı kök kanal sisteminin temizlenmesi, dezenfeksiyonu, şekillendirilmesi ve hermetik bir şekilde kanalın doldurulmasına

bağlıdır (Schilder, 1974). Bu amaçla tedavide preparasyon sırasında ve sonrasında farklı kimyasal ajanlar kullanılmaktadır (Prado ve ark., 2013). Kök kanallarından smear tabakasının uzaklaştırılabilmesi için irrigasyon sırasında organik ve inorganik çözücülerin birlikte kullanılması tavsiye edilmiştir (Baumgartner ve ark., 1984; Cengiz ve ark., 1990). Çalışmamızda %5'lik NaOCI ve %17 EDTA irrigasyon solüsyonu olarak kullanılmıştır.

Kök kanallarının doldurulmasında pek çok yöntem kullanılmaktadır. Ni-Ti döner alet sistemleri ile kök kanalının şekillendirilmesi için kullanılan son eğenin boyutlarına uygun olarak üretilmiş güta perkanın pat ile birlikte kanala yerleştirilerek, tek kon yöntemi ile kök kanal dolgusunun tamamlanabileceği bildirilmiştir (Glickman ve Gutmann, 1992). Farklı çalışmalarda Ni-Ti sistemlerle uyumlu tek kon ve soğuk lateral kondenzasyon yöntemleri karşılaştırılmış ve herhangi bir farklılık bulunmamıştır (Zmener ve ark., 2005). Literatürdeki bilgiler ve kullandığımız kök kanal patlarının üretici firmalarının kullanım önerileri göz önünde bulundurularak çalışmamızda tek kon yöntemini kullandık.

Kök kanal dolgusunun amaçlarından birisi; patojenik mikroorganizmaların ve doku sıvılarının kanal içerisine nüfuz ederek kök kanal sisteminin yeniden enfekte olmasını engelleyecek şekilde tamamen doldurulmasıdır (ElAyouti ve ark., 2005). Endodontik tedavinin başarısı, apikal ve koronal olarak hermetik bir sızdırmazlık sağlayarak bakteri girişinin önlenmesiyle mümkündür (Dugas ve ark., 2003; Ureyen Kaya ve ark., 2013). Bu amaçla birçok kök kanal dolgu materyali, tekniği ve kanal patları geliştirilmiştir. Kök kanal tedavisinde kullanılan dolgu tekniği ne olursa olsun güta perkanın dentine adezyon özelliği olmadığından kök kanal patı ile birlikte kullanılması gerektiği bildirilmiştir (Nguyen, 1991). Kök kanal anatomisi; kök kanallarındaki dentin tübülleri, kanal içi düzensizlikler, lateral kanallar ve oluklardan dolayı karmaşık bir yapıya sahip olabilir. Bu kompleks anatominin preparasyonu ve dezenfeksiyonu kadar doldurulması da zordur. Kök kanal patı, kanal içi düzensizliklere de ilerleyerek kök kanalının hermetik olarak doldurulmasına yardımcı olmaktadır (West ve ark., 1989). Geleneksel kök kanal patları; çinko oksit öjenol, kalsiyum hidroksit ve rezin esaslı patlardır.

Son yıllarda biyoseramik içerikli kök kanal patları araştırmacıların ilgisini çekmiştir ve bu patlarla yapılan çalışma sayısında artış görülmektedir (Tyagi ve ark., 2013). Biyoseramik içerikli kök kanal patları doku sıvılarının varlığında sertleşebilmesi, sızdırmazlığı, uzun süreli antibakteriyel etki göstermesi, uzun çalışma süresi, sertleşirken genişerek kök kanalını boşluksuz doldurması gibi üstün özelliklere sahiptir (Bilgiç ve Bodrumlu, 2016). Biz de çalışmamızda; biyoseramik içerikli FKG TotalFill BC, piyasaya yeni sürülen AH Plus Bioceramic ve VDW.1Seal patlarını ve altın standart olarak kabul edilen rezin içerikli AH Plus patını kullandık.

AH Plus; yüksek bağlanma dayanımına, düşük çözünürlüğe ve uzun vadeli boyutsal stabiliteye sahiptir. Ayrıca, düşük partikül boyutu, ince film kalınlığı ve antimikrobiyal aktivitesi sayesinde altın standart olarak kabul edilmiş ve birçok çalışmada kontrol grubu olarak kullanılmıştır (Duarte ve ark., 2010; Wang ve ark., 2014; Mathew ve ark., 2019).

Kök kanal dolgusunun daha başarılı bir şekilde uygulanması için son yıllarda yeni teknolojiler ve yöntemler geliştirilmektedir. Ultrasonik uç yardımıyla kanal patının aktive edilmesiyle, patın anatomik düzensizliklerin bulunduğu alanlara ve dentin tübüllerine penetrasyonunu sağladığı ve kök kanal dolgusunda mevcut olan boşlukları azaltarak dentin duvarları arasındaki marjinal adaptasyonu ve kök kanal patının dentine bağlanmasını arttırdığı görülmüştür (Nikhil ve ark., 2015; Wiese ve ark., 2018; De Bem ve ark., 2020). Aktivasyon, yüksek frekanslı titreşimler üreten (25-30 kHz), akustik iletimi ve kavitasyonu destekleyen cihazlara bağlanan özel ultrasonik uçların kullanılmasıyla yapılır (Ahmad ve ark., 1988; Gu ve ark., 2009). Bu bilgiler ışığında, biz de çalışmamızda Eigtheeth Ultramint Pro ultrasonik aktivasyon cihazı yardımıyla kök kanal patını aktive ederek, ultrasonik aktivasyonun kök kanal patlarının dentine bağlanma dayanımlarını nasıl etkilediğini değerlendirdik.

Kök kanal patının kanala yerleştirilmesi sırasında uygulanacak ultrasonik aktivasyonda yeterli süreyi belirlemek amacıyla yapılan bir çalışmada, ultrasonik uç kök kanal patlarının her biriyle kanalın içinde 5, 10, 15, 20 ve 30 saniyelik aralıklarla aktive edilmiş ve 10 saniyelik sürenin aktivasyon için yeterli olduğu bildirilmiştir. Aktivasyon süresi arttıkça patların daha hızlı sertleştiği görülmüştür (Aguirre ve ark.,

1997). Aktivasyon süreleri ile ilgili kesin bir görüş bulunmamaktadır. Uzatılmış aktivasyon sürelerine rağmen etkili sonuçların ortaya çıktığını belirten çalışmalar da mevcuttur (Alcalde ve ark., 2017; Chadgal ve ark., 2018). Biz de çalışmamızda bu bilgilere paralel bir şekilde kök kanallarına mesiodistal ve bukkolingual yönde 20 saniye ultrasonik aktivasyon uyguladık.

Çalışmamızda kullanılan materyallerin dentine bağlanma dayanımının incelenmesinde itme bağlanma dayanımı (push-out bond strength) testini kullandık. Yapılan araştırmalarda itme bağlanma dayanımı testi esnasında oluşan kırıkların, kliniktekine benzer şekilde dentine bağlanma ara yüzüne paralel olarak meydana geldiği görülmüştür. Bu sebeple bu testin klinik koşulları en iyi yansıtan test olduğu düşünülmektedir (Fisher ve ark., 2007; Sagsen ve ark., 2011; Vilanova ve ark., 2012).

Push-out bağlanma dayanımı testinin uygulanacağı örneklerin kalınlıkları ile ilgili literatürde farklı görüşler vardır. Push-out testlerinde kullanılan kesitlerin kalınlığı arttıkça, test esnasında oluşan sürtünmeye bağlı olarak bağlanma dayanımı değerlerinde artış olabilmektedir. İnce kesitlerin tercih edilmesi ile hem bağlanma alanının hesaplanması kolaylaşmakta hem de sürtünme yüzeyi azalmaktadır (Cekic-Nagas ve ark., 2008). Bundan dolayı çalışmamızda 1 mm kalınlıktaki kesitlere push-out testi uygulanmıştır.

Çalışmamızın sonuçlarına göre; ultrasonik aktivasyon yapılmayan gruplarda koronal, orta ve apikal bölgelerden alınan kesitlerde istatistiksel olarak en yüksek bağlanma dayanımı ortalaması FKG TotalFill BC grubunda saptanırken, en düşük bağlanma dayanımı ortalaması ise koronalde AH Plus Bioceramic grubunda, orta bölgede AH Plus grubunda, apikal bölgede ise VDW 1.Seal grubunda bulunmuştur. Biyoseramik kök kanal patları alümina, zirkonya, biyoaktif cam, cam seramik, hidroksiapatit ve kalsiyum fosfat içermektedir (Koch ve Brave, 2012). Biyoseramiklerin alkalın yapısının, kollajen fibrilleri denatüre ederek kök kanal patlarının dentin tübüllerine bağlantısını kolaylaştırdığı bildirilmiştir (Balguerie ve ark., 2011). AH Plus'ın polimer içeriği ile polimerizasyon büzülmesine sebep olduğu ve asidik yapısının dentin tübüllerine bağlanmayı azaltabileceği düşünülmektedir. Biyoseramik içerikli kök kanal patlarının ise rezin içerikli kök kanal patlarına göre

daha üstün özelliklere sahip olduğu belirtilmektedir (Huang ve ark., 2018). Al-Hiyasat ve ark. (2019) yaptıkları çalışmada farklı kök kanal patlarının dentine bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. FKG TotalFill BC ve AH Plus patlarını ultrasonik olarak aktive etmeden kanala uygulamışlar, sonuç olarak FKG TotalFill BC'nin koronal, orta ve apikal bölgede dentine bağlanma dayanımının istatistiksel olarak AH Plus'tan daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. Biz de çalışmamızda biyoseramik esaslı FKG TotalFill BC kök kanal patının dentine bağlanma dayanımını istatistiksel olarak AH Plus'a göre daha yüksek bularak araştırmacıların bulgularına paralel sonuçlar elde ettik.

Donnermeyer ve ark. (2018) yaptıkları bir çalışmada tek köklü dişleri prepare ederek FKG TotalFill BC'nin de içinde olduğu üç farklı kalsiyum silikat içerikli kanal patını ultrasonik olarak aktive etmeden tek kon tekniği ile kanallara uygulamışlardır. Dişlerin orta bölgelerinden 1 mm kalınlığında dörder adet kesit elde edip bu kesitlere itme bağlanma dayanımı testi uygulamışlardır. FKG TotalFill BC'nin bağlanma dayanımını diğer kalsiyum silikat içerikli patlara göre istatistiksel olarak yüksek bularak bizim bulgularımızla paralel sonuçlar vermişlerdir.

Biyoseramiklerin hidratasyon reaksiyonlarında kalsiyum silikat, su ile birleşerek kalsiyum hidroksit ve kalsiyum silikat hidrat jeli oluşturur. Daha sonra kalsiyum hidroksit, fosfat iyonları ile reaksiyona girerek çöker. Bu reaksiyon sonucunda hidroksiapatit ve su oluşur. Kalsiyum silikatların hidratasyon reaksiyonları sonucu oluşan ürünlerin alkaline kostik özelliklerinden dolayı, dentin arayüzündeki kollajen içeriğinin azaldığı bildirilmiştir. Kollajen içeriğindeki azalmayla beraber poröz bir yapı oluşur ve bu yapı yüksek konsantrasyonlardaki Ca^{2+} , OH^- ve CO_3^{2-} iyonlarının geçişine olanak sağlayarak bu bölgedeki mineralizasyonu artırır (Atmeh ve ark., 2012; Watson ve ark., 2014). Dentin arayüzünde meydana gelen bu kimyasal etkileşim ve tag benzeri yapılardan kaynaklanan mikromekanik etkileşimler, kalsiyum silikat içerikli materyallerin dentine adezyonunda esas olarak görev alır (Kaup ve ark., 2015). AH Plus Bioceramic ve VDW.1Seal patlarının içeriğinde sadece reaktif trikalsiyum silikat bulunurken; FKG TotalFill BC patında hem dikalsiyum silikat hem de reaktif trikalsiyum silikat mevcuttur. Bununla birlikte AH Plus Bioceramic ve VDW.1Seal kök kanal patlarının yapısında, diğer kalsiyum silikat içerikli patlardan

farklı bir şekilde doldurucu olarak dimetil sülfoksit bulunur. Bu patlar bu özelliklerinden dolayı FKG TotalFill BC'ye ve diğer kalsiyum silikat içerikli patlara kıyasla daha düşük oranda kalsiyum silikat barındırırlar (Donnermeyer ve ark., 2022; Saber ve ark., 2023). Çalışmamızda FKG TotalFill BC'nin, AH Plus Bioceramic ve VDW.1Seal patlarına kıyasla istatistiksel olarak daha yüksek bağlanma dayanımına sahip olmasının, kalsiyum silikat oranının yüksek olmasından dolayı daha fazla hidratasyon reaksiyonu ve reaksiyon ürünleri oluşması ve bunun sonucunda da dentine adezyonunun artması olduğunu düşünmekteyiz.

Çalışmamızda ultrasonik aktivasyon yapılan hiçbir grupta, koronal bölgede bağlanma dayanımı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir. Orta ve apikal bölgelerden alınan kesitlerde istatistiksel olarak en yüksek bağlanma dayanımı ortalaması FKG TotalFill BC grubunda bulunurken; en düşük bağlanma dayanımı ortalaması orta bölgede VDW.1Seal grubunda, apikal bölgede ise AH Plus Bioceramic grubunda bulunmuştur.

Araştırmamızda ultrasonik aktivasyon yapılan ve yapılmayan gruplararası karşılaştırmalarda, koronal bölgeden alınan kesitlerde hiçbir grupta istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken, orta bölgeden alınan kesitlerde sadece VDW 1.Seal grubunda istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Yine orta bölgede VDW.1Seal'a ait bağlanma dayanımı değerlerinin ultrasonik aktivasyon yapılmayan grupta istatistiksel olarak daha yüksek olduğu görülmüştür. Apikal bölgede, VDW.1Seal ve AH Plus'a ait bağlanma dayanımı değerlerinin ultrasonik aktivasyon yapılan gruplarda, aktivasyon yapılmayan gruplara göre istatistiksel olarak daha yüksek olduğu tespit edilmiştir.

Ultrasonik aktivasyon sonucu ısı artışı ile, kök kanal patlarının viskozitesi azalmakta bunun sonucunda patın akıcılığı artarak dentin duvarlarına penetrasyon ve bağlanması artmaktadır (Bittmann ve ark., 2009; Wiese ve ark., 2018). Çalışmamızda da ultrasonik aktivasyonun, bazı patların dentine bağlanma dayanımını arttırması bu şekilde açıklanabilir.

Araştırmacılar, kalsiyum silikat ve rezin içerikli kök kanal patlarının ultrasonik olarak aktive edilmesinin dentin tübüllerine penetrasyonuna etkilerini konfokal lazer

taramalı mikroskop yardımıyla incelemişlerdir. Sonuç olarak ultrasonik aktivasyonun patların dentin tübüllerine penetrasyonunu artırdığını tespit etmişlerdir (Guimarães ve ark., 2014; Hegde ve ark., 2017; Chadgal ve ark., 2018; Prasad ve ark., 2018). Araştırmacıların bulguları doğrultusunda, dentin tübüllerine patların penetre olmasının patın bağlanma dayanımını artırabileceğini düşünebiliriz.

Nagy ve ark. (2018) çalışmalarında tek köklü dişleri prepare ettikten sonra rezin içerikli AH Plus ve kalsiyum silikat içerikli FKG TotalFill BC patlarını ultrasonik olarak aktive ederek ve aktive etmeden kanallara uygulamışlar ve aktivasyonun dentine bağlanma dayanımına etkilerini incelemişlerdir. Tek kon yöntemiyle kanal dolgusunu tamamladıktan sonra dişlerin koronal, orta ve apikal bölgelerinden birer adet kesit elde ederek kesitlere itme bağlanma dayanımı testi uygulamışlardır. Sonuç olarak bütün bölgelerden alınan kesitlerde, ultrasonik aktivasyon yapılan ve yapılmayan gruplarda FKG TotalFill BC'nin AH Plus'tan istatistiksel olarak daha yüksek bağlanma dayanımına sahip olduğunu tespit etmişlerdir. Kök kanal patlarının dentine bağlanma dayanımının ultrasonik aktivasyon yapılan bütün gruplarda, aktivasyon yapılmayan gruplardan istatistiksel olarak daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. Bu veriler çalışmamızın bulgularını desteklemektedir.

Wiesse ve ark. (2018) yaptıkları çalışmada maksiller kanin dişlerini prepare ettikten sonra rezin içerikli iki farklı kök kanal patını ultrasonik olarak aktive ederek ve aktive etmeden lateral kondenzasyon tekniği ile kanalları doldurmuşlardır. Dişlerin koronal, orta ve apikal bölgelerinden 1 mm kalınlığında kesitler elde edip bu kesitlere itme bağlanma dayanımı testi uygulamışlardır. Sonuç olarak AH Plus'ın ultrasonik olarak aktive edildiği grupta bütün kesitlerde, ultrasonik aktivasyon yapılmayan gruba göre istatistiksel olarak daha yüksek bağlanma dayanımı ortalamalarına sahip olduğunu bildirmişlerdir. Biz de çalışmamızda apikal bölgede AH Plus'ın ultrasonik olarak aktive edildiği grupta, ultrasonik aktivasyon yapılmayan gruba göre istatistiksel olarak daha yüksek bağlanma dayanımı ortalamasına sahip olduğunu tespit ettik.

De Bem ve ark. (2020) çalışmalarında tek köklü dişleri prepare etmiş ve üç farklı rezin içerikli ve iki adet kalsiyum silikat içerikli kök kanal patını ultrasonik olarak aktive ederek ve aktive etmeden kanallara uygulayarak kök kanallarını lateral

kondenzasyon tekniği ile doldurmuşlardır. Dişlerin koronal, orta ve apikal bölgelerinden 1 mm kalınlığında ikişer adet kesit elde etmişlerdir. Bu kesitlere itme bağlanma dayanımı testi uygulamışlardır. Ultrasonik aktivasyon yapılan gruplarda, orta ve apikal bölgelerden alınan kesitlerde AH Plus'ın, ultrasonik aktivasyon yapılmayan gruplara göre istatistiksel olarak daha yüksek bağlanma dayanımına sahip olduğunu tespit etmişlerdir. Ultrasonik aktivasyonun, AH Plus ve kalsiyum silikat içerikli bir patın bağlanma dayanımı ortalamalarını arttırdığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada, bizim çalışmamızdan farklı patlar ve kanal dolgusu yöntemi kullanılmasına rağmen bizim bulgularımıza paralel bir şekilde ultrasonik aktivasyonun patın dentine bağlanma dayanımını arttırdığı sonucuna ulaşılmıştır.

Tanita ve ark. (2021) yaptıkları bir çalışmada tek köklü mandibular dişleri prepare etmişler ve kalsiyum silikat içerikli iki farklı kök kanal patını ultrasonik olarak aktive ederek ve aktive etmeden tek kon tekniği ile kanallara uygulamışlardır. Dişlerin orta bölgelerinden 2 mm kalınlığında kesitler elde ederek bu kesitlere itme bağlanma dayanımı (push-out bond strength) testi uygulamışlardır. Sonuç olarak ultrasonik aktivasyon yapılan gruplarda her iki pat için de aktivasyon yapılmayan gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit etmemişlerdir. Bizim çalışmamızda orta bölgede ultrasonik aktivasyon yapılan gruplararası istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulduk. Bunun nedeninin farklı fiziksel ve kimyasal özelliklere sahip kalsiyum silikat içerikli patlar kullanılmasından ve bizden farklı olarak 2 mm kalınlığında kesitler alınmasından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Padoin ve ark. (2022) çalışmalarında sığırların mandibular kesici dişlerini prepare ettikten sonra, iki adet rezin içerikli ve bir adet kalsiyum silikat içerikli kök kanal patını ultrasonik olarak aktive ederek ve aktive etmeden kök kanallarına uygulamışlardır. Lateral kondenzasyon yöntemiyle kanalları doldurduktan sonra dişlerin koronal, orta ve apikal bölgelerinden 1.5 mm kalınlığında kesitler elde etmişlerdir. Bu kesitlere itme bağlanma testi uygulamış ve aktivasyonun bağlanma dayanımına etkilerini değerlendirmişlerdir. Ultrasonik aktivasyonun kalsiyum silikat içerikli patın bağlanma dayanımını artırırken, rezin içerikli patların bağlanma dayanımını etkilemediğini bulmuşlardır. Bizim çalışmamızdan farklı materyal ve metod uygulamış olmalarına rağmen, biz de kalsiyum silikat içerikli patların aktive

edildiğinde bağlanma dayanımının istatistiksel olarak daha yüksek olduğunu tespit ettik.

Usta ve ark. (2022) yaptıkları bir çalışmada tek köklü insan dişlerini prepare etmiş ve iki farklı rezin içerikli kök kanal patını ultrasonik olarak aktive ederek ve aktive etmeden kanallara uygulamışlardır. Lateral kondenzasyon ile kanal dolgularını tamamladıktan sonra dişlerin koronal, orta ve apikal bölgelerinden 2 mm kalınlığında kesitler elde etmişlerdir. Bu kesitlere itme bağlanma dayanımı testi uygulayarak ultrasonik aktivasyonun, patların dentine bağlanma dayanımına etkilerini incelemişlerdir. Ultrasonik aktivasyonun bütün gruplarda patların dentine bağlanma dayanımlarını istatistiksel olarak artırdığını bulmuşlardır. Araştırmacıların sonuçları kullanılan teknik ve materyal farklılıklarına rağmen çalışmamızda rezin içerikli AH Plus grubunda bizim bulgularımızla paralellik göstermektedir.

Carneiro ve ark. (2023) maksiller molar dişlerin distobukkal köklerini prepare ettikten sonra üç adet kalsiyum silikat içerikli ve bir adet rezin içerikli kök kanal patını ultrasonik olarak aktive ederek ve aktive etmeden kanallara uygulamışlardır. Tek kon tekniği ile kanalları doldurduktan sonra dişlerin koronal , orta ve apikal bölgelerinden birer adet kesit almışlardır. Bu kesitlere itme bağlanma dayanımı testi uygulayarak aktivasyonun patların dentine bağlanma dayanımına etkilerini değerlendirmişlerdir. Ultrasonik aktivasyonun koronal bölgede kalsiyum silikat içerikli bir patın bağlanma dayanımını istatistiksel olarak artırdığını, orta bölgede hiçbir patın bağlanma dayanımını etkilemediğini, apikal bölgede ise AH Plus ve kalsiyum silikat içerikli bir patın bağlanma dayanımını artırdığını bulmuşlardır. Araştırmacılar bizim çalışmamızdan farklı kalsiyum silikat içerikli pat ve dişler kullanmış olmalarına rağmen çalışmamıza benzer sonuçlar bildirmişlerdir.

Güncel literatürde aktivasyon yöntemlerinin kök kanal patının dentine bağlanma dayanımına etkisini inceleyen birçok çalışma mevcuttur. Çalışmaların çoğunda yeni geliştirilmiş kalsiyum silikat içerikli patlar ve yaygın olarak kullanılan rezin içerikli patlar kullanılmaktadır. Biz de çalışmamızda kalsiyum silikat içerikli AH Plus Bioceramic, VDW.1Seal ve FKG TotalFill BC kök kanal patlarını kullandık. Bu patlarla ilgili yapılmış çalışma sayısının az olmasından dolayı, yapılan çalışmalar ve

bulgularımız sonucunda, ultrasonik aktivasyonun kök kanal patlarının dentine bağlanma dayanımını artıracığı düşüncesiyle daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.



5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda AH Plus Bioceramic, VDW.1Seal, FKG TotalFill BC ve AH Plus kök kanal patları ultrasonik olarak aktive edilerek ve aktive edilmeden kanallara uygulanmış olup ultrasonik aktivasyonun dentine bağlanma dayanımına etkisi incelenmiştir.

1- Çalışmamızda push-out bağlanma dayanımı testi sonucunda, ultrasonik aktivasyon yapılmayan gruplarda bütün kesitlerde en yüksek bağlanma dayanımı FKG TotalFill BC grubunda görülürken, en düşük bağlanma dayanımı koronalde AH Plus Bioceramic grubunda, orta bölgede AH Plus grubunda, apikal bölgede ise VDW.1Seal grubunda bulunmuştur.

2- Ultrasonik aktivasyon yapılan gruplarda, gruplararası koronal bölgede bağlanma dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir. Orta ve apikal bölgelerden alınan kesitlerde istatistiksel olarak en yüksek bağlanma dayanımı FKG TotalFill BC grubunda bulunurken; en düşük bağlanma dayanımı ise orta bölgede VDW.1Seal grubunda, apikal bölgede AH Plus Bioceramic grubunda bulunmuştur.

3- Ultrasonik aktivasyon yapılan ve yapılmayan gruplararası karşılaştırmalarda, koronal bölgede hiçbir grupta istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir. Orta bölgede yalnızca VDW.1Seal grubunda istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. VDW.1Seal'a ait bağlanma dayanımı değerlerinin ultrasonik aktivasyon yapılmayan grupta daha yüksek olduğu görülmüştür. Apikal bölgede ise VDW.1Seal ve AH Plus gruplarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. VDW.1Seal ve AH Plus patlarının bağlanma dayanımı değerlerinin ultrasonik aktivasyon yapılan gruplarda istatistiksel olarak daha yüksek olduğu görülmüştür.

4- Çalışmamızda FKG TotalFill BC patının genel anlamda diğer patlara göre daha yüksek bağlanma dayanımı değerlerine sahip olduğu görülmektedir. AH Plus Bioceramic ve VDW.1Seal patlarının ise diğer patlara kıyasla daha düşük bağlanma dayanımı değerlerine sahip olduğunu tespit ettik.

5- Bulgularımız ışığında, üretici firmaların önerileri doğrultusunda patları uygun sürelerde ultrasonik olarak aktive ederek kanallara uygulamanın kök kanal patlarının dentine bağlanma dayanımını arttırabileceğini düşünmekteyiz.



ÖZET

Ultrasonik Aktivasyon ve Manuel Teknikle Uygulanan Dört Farklı Kök Kanal Patının Dentine Bağlanma Dayanımlarının Karşılaştırılması

Kök kanal tedavisinin temel amacı, kök kanal sistemindeki mikrobiyal enfeksiyonu elimine etmek veya önlemektir. Koronal ve apikal bölgelerden kaynaklanabilecek sızıntı ve bakteriyel kontaminasyonu önlemek için kök kanal boşluğunun doldurulması gerekmektedir. İyi bir kanal dolgusu ile periapikal doku sıvılarının kanala geçmesi engellenerek, kanalda kalan enfeksiyon kaynağı mikroorganizma toplulukları o bölgede hapsedilebilir. Son zamanlarda kök kanal dolgusunun kalitesini artırmak amacıyla kök kanal dolgu patlarının ultrasonik olarak aktive edilmesi gündeme gelmiştir. Çalışmamızda çeşitli sebeplerle çekilmiş, kök gelişimini tamamlamış, 80 adet tek köklü mandibular premolar dişler kullanıldı. Kök boyu standardizasyonunu sağlamak için dişler, kalan kök uzunluğu 13 mm olacak şekilde elmas frezlerle su soğutması altında kronlarından ayrıldı. Dişler her bir grupta 10 adet diş olacak şekilde rastgele 8 gruba ayrıldı. Dişlerin preparasyonları FKG RACE EVO 35/0.06 ege sistemiyle tamamlandı ve dört farklı kök kanal patı ultrasonik olarak aktive edilerek ve aktive edilmeden kanallara tek kon yöntemiyle uygulandı. Dişler kullanılan kök kanal patı türü ve patlara ultrasonik aktivasyon uygulanıp uygulanmamasına göre 8 gruba ayrıldı. 1. Grup: AH Plus Bioceramic, 2. Grup: VDW.1Seal, 3. Grup: FKG TotalFill BC, 4. Grup: AH Plus, 5. Grup: AH Plus Bioceramic+Ultrasonik Aktivasyon, 6. Grup: VDW.1Seal+Ultrasonik Aktivasyon, 7. Grup: FKG TotalFill BC+Ultrasonik Aktivasyon, 8. Grup: AH Plus+Ultrasonik Aktivasyon Daha sonra dişlerin koronal, orta ve apikal bölgelerinden 1 mm kalınlığında kesitler alınarak itme bağlanma dayanımı(push-out bond strength) testi uygulandı. Elde edilen veriler istatistiksel olarak değerlendirildi. Ultrasonik aktivasyon yapılmayan gruplarda koronal, orta ve apikal bölgelerde istatistiksel olarak en yüksek bağlanma dayanımı FKG TotalFill BC grubunda görülürken, koronal bölgede istatistiksel olarak en düşük bağlanma dayanımı AH Plus Bioceramic, orta bölgede AH Plus, apikal bölgede ise VDW.1Seal grubunda bulunmuştur. Ultrasonik aktivasyon yapılan gruplarda koronal bölgede bağlanma dayanımı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir. Orta ve apikal bölgede istatistiksel olarak en yüksek bağlanma dayanımı FKG TotalFill BC grubunda bulunurken, orta bölgede istatistiksel olarak en düşük bağlanma dayanımı VDW1.Seal grubunda, apikalde ise AH Plus Bioceramic grubunda bulunmuştur. Ultrasonik aktivasyon yapılan ve yapılmayan gruplararası karşılaştırmalarda, koronal bölgede bağlanma dayanımı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir. Orta bölgede VDW.1Seal'a ait bağlanma dayanımı değerlerinin ultrasonik aktivasyon yapılmayan grupta, ultrasonik aktivasyon yapılan gruba göre istatistiksel olarak daha yüksek olduğu görülmüştür. Apikal bölgede, VDW.1Seal ve AH Plus'a ait bağlanma dayanımı değerlerinin ultrasonik aktivasyon yapılan gruplarda, aktivasyon yapılmayan gruplara göre istatistiksel olarak daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Sonuç olarak, ultrasonik aktivasyonun patların dentine bağlanma dayanımını artırdığı tespit edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Ultrasonik aktivasyon, bağlanma dayanımı, itme bağlanma dayanımı testi, patın aktivasyonu, AH Plus Bioceramic, VDW.1Seal, FKG TotalFill BC, AH Plus

SUMMARY

Comparision of Dentin Bond Strength of Four Different Root Canal Sealers Applied with Ultrasonic Activation and Manual Technique

The primary goal of root canal treatment is to eliminate or prevent microbial infection in the root canal system. To prevent leakage and bacterial contamination that may arise from the coronal and apical regions, the root canal space needs to be filled. With a good root canal filling, the passage of periapical tissue fluids into the canal is prevented, and the microbial communities causing infection can be trapped in that area. Recently, the ultrasonic activation of root canal sealers has been considered to improve the quality of root canal filling. In our study, 80 single-rooted mandibular premolar teeth, extracted for various reasons and with completed root development, were used. To standardize the root length, the teeth were separated from their crowns using diamond burs under water cooling, leaving a remaining root length of 13 mm. The teeth were randomly divided into 8 groups, with 10 teeth in each group. The preparations of the teeth were completed using the FKG RACE EVO 35/0.06 file system, and four different root canal sealers were applied to the canals with and without ultrasonic activation using the single-cone technique. The teeth were divided into 8 groups based on the type of root canal sealer used and whether ultrasonic activation was applied or not. Group 1: AH Plus Bioceramic, Group 2: VDW.1Seal, Group 3: FKG TotalFill BC, Group 4: AH Plus, Group 5: AH Plus Bioceramic + Ultrasonic Activation, Group 6: VDW.1Seal + Ultrasonic Activation, Group 7: FKG TotalFill BC + Ultrasonic Activation, Group 8: AH Plus + Ultrasonic Activation. Then, 1 mm thick sections were taken from the coronal, middle, and apical regions of the teeth, and a push-out bond strength test was performed. The obtained data were statistically analyzed. In the groups where ultrasonic activation was not performed, statistically the highest bond strength was observed in the FKG TotalFill BC group in the coronal, middle, and apical regions, while the lowest bond strength was found in the AH Plus Bioceramic group in the coronal region, AH Plus in the middle region, and VDW.1Seal in the apical region. In the groups where ultrasonic activation was performed, there was no statistically significant difference in bond strength values in the coronal region. The highest bond strength was found in the FKG TotalFill BC group in the middle and apical regions, while the lowest bond strength was found in the VDW.1Seal group in the middle region and AH Plus Bioceramic group in the apical region. In the comparisons between the groups with and without ultrasonic activation, there was no statistically significant difference in bond strength values in the coronal region. In the middle region, the bond strength values of the VDW.1Seal group were found to be statistically higher in the group without ultrasonic activation compared to the group with ultrasonic activation. In the apical region, the bond strength values of the VDW.1Seal and AH Plus groups were found to be statistically higher in the groups with ultrasonic activation compared to the groups without activation. In conclusion, it was determined that ultrasonic activation increased the bond strength of sealers to dentin.

Keywords: Ultrasonic activation, bond strength, push-out bond strength test, sealer activation, AH Plus Bioceramic, VDW.1Seal, FKG TotalFill BC, AH Plus

KAYNAKLAR

- ABARCAJ, ZAROR C, MONARDES H, HERMOSILLA V, MUÑOZ C, CANTIN M (2014). Morphology of the physiological apical foramen in maxillary and mandibular first molars. *International Journal of Morphology= Revista Internacional de Morfología*,32: 671.
- AGUIRRE AM, EL DEEB ME, AGUIRRE R (1997). The effect of ultrasonics on sealer distribution and sealing of root canals. *Journal of Endodontics*,23: 759-764.
- AHMAD M, PITT FORD TR, CRUM LA, WALTON AJ (1988). Ultrasonic debridement of root canals: Acoustic cavitation and its relevance. *Journal of Endodontics*,14: 486-493.
- AKBULUT M, BELLI S (2017). Kök kanal dentinine bağlantı: Güncel test yöntemlerine genel bakış. *Türkiye Klinikleri Journal of Endodontics-Special Topics*,3: 70-77.
- AL-HADDAD A, CHE AB AZIZ ZA (2016). Bioceramic-based root canal sealers: A review. *International Journal of Biomaterials*,: 9753210.
- AL-HIYASAT AS, ALFIRJANI SA (2019). The effect of obturation techniques on the push-out bond strength of a premixed bioceramic root canal sealer. *Journal of Dentistry*,89: 103169.
- ALCALDE MP, BRAMANTE CM, VIVAN RR, AMORSO-SILVA PA, ANDRADE FB, DUARTE MAH (2017). Intradental antimicrobial action and filling quality promoted by ultrasonic agitation of epoxy resin-based sealer in endodontic obturation. *Journal of Applied Oral Science*,25: 641-649.
- ALLAN NA, WALTON RC, SCHAEFFER MA (2001). Setting times for endodontic sealers under clinical usage and in vitro conditions. *Journal of Endodontics*,27: 421-423.
- ARSLAN H, ABBAS A, KARATAS E (2016). Influence of ultrasonic and sonic activation of epoxy-amine resin-based sealer on penetration of sealer into lateral canals. *Clinical Oral Investigations*,20: 2161-2164.
- ATMEH AR, CHONG EZ, RICHARD G, FESTY F, WATSON TF (2012). Dentin-cement interfacial interaction: Calcium silicates and polyalkenoates. *Journal of Dental Research*,91: 454-459.
- AUGSBURGER RA, PETERS DD (1990). Radiographic evaluation of extruded obturation materials. *Journal of Endodontics*,16: 492-497.
- BALGUERIE E, VAN DER SLUIS L, VALLAEYS K, GURGEL-GEORGELIN M, DIEMER F (2011). Sealer penetration and adaptation in the dentinal tubules: A scanning electron microscopic study. *Journal of Endodontics*,37: 1576-1579.

- BARKHORDAR RA (1989). Evaluation of antimicrobial activity in vitro of ten root canal sealers on streptococcus sanguis and streptococcus mutans. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral radiology, and Endodontics*, 68: 770-772.
- BARTHEL CR, LÖSCHE GM, ZIMMER S, ROULET JF (1994). Dye penetration in root canals filled with ah26 in different consistencies. *Journal of Endodontics*, 20: 436-439.
- BAUMGARTNER JC, BROWN CM, MADER CL, PETERS DD, SHULMAN JD (1984). A scanning electron microscopic evaluation of root canal debridement using saline, sodium hypochlorite, and citric acid. *Journal of Endodontics*, 10: 525-531.
- BERMAN LH, HARGREAVES KM (2020). Cohen's pathways of the pulp - e-book: Elsevier Health Sciences, Chapter 7.
- BEST SM, PORTER AE, THIAN ES, HUANG J (2008). Bioceramics: Past, present and for the future. *Journal of the European Ceramic Society*, 28: 1319-1327.
- BILGIÇ A, BODRUMLU E (2016). Biyoseramik esaslı kök kanal patları: Derleme. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26: 111-117.
- BITTMANN B, HAUPERT F, SCHLARB AK (2009). Ultrasonic dispersion of inorganic nanoparticles in epoxy resin. *Ultrasonics Sonochemistry*, 16: 622-628.
- BORGES RP, SOUSA-NETO MD, VERSIANI MA, RACHED-JÚNIOR FA, DE-DEUS G, MIRANDA CE, PÉCORÁ JD (2012). Changes in the surface of four calcium silicate-containing endodontic materials and an epoxy resin-based sealer after a solubility test. *International Endodontic Journal*, 45: 419-428.
- BOYADZHIEVA E, DIMITROVA S, FILIPOV I, ZAGORCHEV P (2017). Setting time and solubility of premixed bioceramic root canal sealer when applicated with warm gutta percha obturation techniques. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences*, 16: 125-129.
- BREZHNEV A, NEELAKANTAN P, TANAKA R, BREZHNEV S, FOKAS G, MATINLINNA JP (2019). Antibacterial additives in epoxy resin-based root canal sealers: A focused review. *Dentistry Journal (Basel)*, 7.
- BUCHANAN LS (1994). The continuous wave of condensation technique: A convergence of conceptual and procedural advances in obturation. *Dentistry Today*, 13: 80, 82, 84-85.
- CAMILLERI J (2017). Will bioceramics be the future root canal filling materials? *Current Oral Health Reports*, 4: 228-238.
- CARD SJ, SIGURDSSON A, ØRSTAVIK D, TROPE M (2002). The effectiveness of increased apical enlargement in reducing intracanal bacteria. *Journal of Endodontics*, 28: 779-783.
- CARNEIRO VF, ALCALDE MP, DO VALE MS, VIVAN RR, DUARTE MAH, VASCONCELOS BC (2023). Effect of ultrasonic agitation on marginal adaptation, intratubular penetration and bonding strength of calcium-silicate-based endodontic sealers: A laboratory study. *Australian Endodontic Journal*, n/a.

- CARVALHO RM, PEREIRA JC, YOSHIYAMA M, PASHLEY DH (1996). A review of polymerization contraction: The influence of stress development versus stress relief. *Operative Dentistry*,21: 17-24.
- CARVALHO-JÚNIOR JR, GUIMARÃES LF, CORRER-SOBRINHO L, PÉCORÁ JD, SOUSA-NETO MD (2003). Evaluation of solubility, disintegration, and dimensional alterations of a glass ionomer root canal sealer. *Brazilian Dental Journal*,14: 114-118.
- CEKIC-NAGAS I, ERGUN G, NAGAS E, TEZVERGIL A, VALLITTU PK, LASSILA LV (2008). Comparison between regional micropush-out and microtensile bond strength of resin composite to dentin. *Acta Odontologica Scandinavica*,66: 73-81.
- CENGİZ T, AKTENER BO, PISKIN B (1990). Effect of dentinal tubule orientation on the removal of smear layer by root canal irrigants. A scanning electron microscopic study. *International Endodontic Journal*,23: 163-171.
- CHADGAL S, FAROOQ R, PURRA AR, AHANGAR FA, AMIN K, LONE OH (2018). Ultrasonic activation of a bioceramic sealer and its dentinal tubule penetration: An in vitro study. *Annals of International Medical and Dental Research*,4: 51-54.
- CHEN WP, CHEN YY, HUANG SH, LIN CP (2013). Limitations of push-out test in bond strength measurement. *Journal of Endodontics*,39: 283-287.
- CHUNG HA, TITLEY K, TORNECK CD, LAWRENCE HP, FRIEDMAN S (2001). Adhesion of glass-ionomer cement sealers to bovine dentin conditioned with intracanal medications. *Journal of Endodontics*,27: 85-88.
- COBANKARA FK, ADANIR N, BELLI S, PASHLEY DH (2002). A quantitative evaluation of apical leakage of four root-canal sealers. *International Endodontic Journal*,35: 979-984.
- COLDERO L, MCHUGH S, MACKENZIE D, SAUNDERS W (2002). Reduction in intracanal bacteria during root canal preparation with and without apical enlargement. *International Endodontic Journal*,35: 437-446.
- DASH AK, FARISTA S, DASH A, BENDRE A, FARISTA S (2017). Comparison of three different sealer placement techniques: An in vitro confocal laser microscopic study. *Contemporary Clinical Dentistry*,8: 310-314.
- DE BEM IA, DE OLIVEIRA RA, WEISSHEIMER T, BIER CAS, SÓ MVR, ROSA RAD (2020). Effect of ultrasonic activation of endodontic sealers on intratubular penetration and bond strength to root dentin. *Journal of Endodontics*,46: 1302-1308.
- DEBELIAN G, TROPE M (2016). The use of premixed bioceramic materials in endodontics. *Giornale Italiano di Endodonzia*,30: 70-80.
- DONNERMEYER D, BÜRKLEIN S, DAMMASCHKE T, SCHÄFER E (2019). Endodontic sealers based on calcium silicates: A systematic review. *Odontology*,107: 421-436.

- DONNERMEYER D, DORNSEIFER P, SCHÄFER E, DAMMASCHKE T (2018). The push-out bond strength of calcium silicate-based endodontic sealers. *Head & Face Medicine*,14: 13.
- DONNERMEYER D, SCHEMKÄMPER P, BÜRKLEIN S, SCHÄFER E (2022). Short and long-term solubility, alkalizing effect, and thermal persistence of premixed calcium silicate-based sealers: Ah plus bioceramic sealer vs. Total fill bc sealer. *Materials*,15: 7320.
- DUARTE MA, ORDINOLA-ZAPATA R, BERNARDES RA, BRAMANTE CM, BERNARDINELI N, GARCIA RB, DE MORAES IG (2010). Influence of calcium hydroxide association on the physical properties of ah plus. *Journal of Endodontics*,36: 1048-1051.
- DUGAS N, LAWRENCE H, TEPLITSKY P, PHAROAH M, FRIEDMAN S (2003). Periapical health and treatment quality assessment of root-filled teeth in two canadian populations. *International Endodontic Journal*,36: 181-192.
- DULAC KA, NIELSEN CJ, TOMAZIC TJ, FERRILLO PJ, JR., HATTON JF (1999). Comparison of the obturation of lateral canals by six techniques. *Journal of Endodontics*,25: 376-380.
- DUMANI A, GUVENMEZ HK, YILMAZ S, YOLDAS O, KURKLU ZG (2016). Antibacterial efficacy of calcium hypochlorite with vibringe sonic irrigation system on enterococcus faecalis: An in vitro study. *BioMed Research International*,2016: 8076131.
- ELAYOUTI A, ACHLEITHNER C, LÖST C, WEIGER R (2005). Homogeneity and adaptation of a new gutta-percha paste to root canal walls. *Journal of Endodontics*,31: 687-690.
- ELEAZER P, GLICKMAN G, MCCLANAHAN S, WEBB T, JUSRMAN B (2012). Glossary of endodontic terms. *Editorial AAE: Chicago*.
- ERSAHAN S, AYDIN C (2010). Dislocation resistance of iroot sp, a calcium silicate-based sealer, from radicular dentine. *Journal of Endodontics*,36: 2000-2002.
- FERREIRA I, LARANJO M, MARTO CM, CASALTA-LOPES J, SERAMBEQUE B, GONÇALVES AC, SARMENTO-RIBEIRO AB, CARRILHO E, BOTELHO MF, BAPTISTA PAULA A, MARQUES FERREIRA M (2020). Guttaflow(®) bioseal cytotoxicity assessment: In vitro study. *Molecules*,25.
- FISHER MA, BERZINS DW, BAHCALL JK (2007). An in vitro comparison of bond strength of various obturation materials to root canal dentin using a push-out test design. *Journal of Endodontics*,33: 856-858.
- FLORES DS, RACHED FJ, JR., VERSIANI MA, GUEDES DF, SOUSA-NETO MD, PÉCORA JD (2011). Evaluation of physicochemical properties of four root canal sealers. *International Endodontic Journal*,44: 126-135.

- FRIEDMAN CE, SANDRIK JL, HEUER MA, RAPP GW (1977). Composition and physical properties of gutta-percha endodontic filling materials. *Journal of Endodontics*,3: 304-308.
- GEURTSSEN W (2001). Biocompatibility of root canal filling materials. *Australian Endodontic Journal*,27: 12-21.
- GHONEIM AG, LUTFY RA, SABET NE, FAYYAD DM (2011). Resistance to fracture of roots obturated with novel canal-filling systems. *Journal of Endodontics*,37: 1590-1592.
- GLICKMAN GN, GUTMANN JL (1992). Contemporary perspectives on canal obturation. *Dental Clinics of North America*,36: 327-341.
- GÖRDUYSUS MO, ETIKAN I, GÖKÖZ A (1998). Histopathological evaluation of the tissue reactions to endo-fill root canal sealant and filling material in rats. *Journal of Endodontics*,24: 194-196.
- GROSSMAN LI, OLIVET S, RIO CED (1988). Endodontic practice: Lippincott Williams & Wilkins s :278-310.
- GU L-S, KIM JR, LING J, CHOI KK, PASHLEY DH, TAY FR (2009). Review of contemporary irrigant agitation techniques and devices. *Journal of Endodontics*,35: 791-804.
- GUIMARÃES BM, AMOROSO-SILVA PA, ALCALDE MP, MARCIANO MA, DE ANDRADE FB, DUARTE MA (2014). Influence of ultrasonic activation of 4 root canal sealers on the filling quality. *Journal of Endodontics*,40: 964-968.
- HA W, KAHLER B, WALSH LJ (2017). Classification and nomenclature of commercial hygroscopic dental cements. *European Endodontic Journal*,2: 1-10.
- HAAPASALO M, ENDAL U, ZANDI H, COIL JM (2005). Eradication of endodontic infection by instrumentation and irrigation solutions. *Endodontic Topics*,10: 77-102.
- HAAPASALO M, UDNÆS T, ENDAL U (2003). Persistent, recurrent, and acquired infection of the root canal system post-treatment. *Endodontic Topics*,6: 29-56.
- HALL MC, CLEMENT DJ, DOVE SB, WALKER WA, 3RD (1996). A comparison of sealer placement techniques in curved canals. *Journal of Endodontics*,22: 638-642.
- HAMMAD M, QUALTROUGH A, SILIKAS N (2008). Extended setting shrinkage behavior of endodontic sealers. *Journal of Endodontics*,34: 90-93.
- HAUMAN CH, LOVE RM (2003). Biocompatibility of dental materials used in contemporary endodontic therapy: A review. Part 2. Root-canal-filling materials. *International Endodontic Journal*,36: 147-160.
- HEGDE V, JAIN A, MHADGUT RP (2017). Evaluation of percentage and depth of smartpaste bio versus ah plus sealer penetration using three different activation techniques: A confocal laser scanning microscopic study. *Endodontology*,29: 130-135.

- HUANG TY, GULABIVALA K, NG YL (2008). A bio-molecular film ex-vivo model to evaluate the influence of canal dimensions and irrigation variables on the efficacy of irrigation. *International Endodontic Journal*,41: 60-71.
- HUANG Y, ORHAN K, CELIKTEN B, ORHAN AI, TUFENKCI P, SEVIMAY S (2018). Evaluation of the sealing ability of different root canal sealers: A combined sem and micro-ct study. *Journal of Applied Oral Science*,26: e20160584.
- IOANNIDIS K, BELTES P, LAMBRIANIDIS T, KAPAGIANNIDIS D, KARAGIANNIS V (2013). Crown discoloration induced by endodontic sealers: Spectrophotometric measurement of commission international de l'eclairage's l*, a*, b* chromatic parameters. *Operative Dentistry*,38: E91-E102.
- JAFARI F, JAFARI S (2017). Composition and physicochemical properties of calcium silicate based sealers: A review article. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*,9: e1249-e1255.
- JAINAEN A, PALAMARA JE, MESSER HH (2007). Push-out bond strengths of the dentine-sealer interface with and without a main cone. *International Endodontic Journal*,40: 882-890.
- JEFFREY IW, SAUNDERS WP, THOMAS GE (1986). An investigation into the movement of sealer during placement of gutta-percha points. *International Endodontic Journal*,19: 21-28.
- KAHN FH, ROSENBERG PA, SCHERTZER L, KORTHALS G, NGUYEN PN (1997). An in-vitro evaluation of sealer placement methods. *International Endodontic Journal*,30: 181-186.
- KANCHANAVASITA W, PEARSON GJ, ANSTICE HM (1995). Influence of humidity on dimensional stability of a range of ion-leachable cements. *Biomaterials*,16: 921-929.
- KAPLAN T, SÖNMEZ KAPLAN S, SAZAK ÖVEÇOĞLU H (2019). Güncel kök kanal dolum teknikleri. *Türkiye Klinikleri Endodonti*,1: 18-24.
- KAUP M, DAMMANN CH, SCHÄFER E, DAMMASCHKE T (2015). Shear bond strength of biodentine, proroot mta, glass ionomer cement and composite resin on human dentine ex vivo. *Head&Face Medicine*,11: 14.
- KAUR A, SHAH N, LOGANI A, MISHRA N (2015). Biotoxicity of commonly used root canal sealers: A meta-analysis. *Journal of Conservative Dentistry*,18: 83-88.
- KAZEMI RB, SAFAVI KE, SPÅNGBERG LS (1993). Dimensional changes of endodontic sealers. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral radiology, and Endodontics*,76: 766-771.
- KELEŞ A, ALCIN H, KAMALAK A, VERSIANI MA (2014). Micro-ct evaluation of root filling quality in oval-shaped canals. *International Endodontic Journal*,47: 1177-1184.
- KHATAVKAR R, HEGDE V (2010). The weak link in endodontics: Gutta-percha-a need for change. *World Journal of Dentistry*,1: 217-224.

- KIM J-A, HWANG Y-C, ROSA V, YU M-K, LEE K-W, MIN K-S (2018). Root canal filling quality of a premixed calcium silicate endodontic sealer applied using gutta-percha cone-mediated ultrasonic activation. *Journal of Endodontics*,44: 133-138.
- KIM TG, LEE YH, LEE NH, BHATTARAI G, LEE IK, YUN BS, YI HK (2013). The antioxidant property of pachymic acid improves bone disturbance against ah plus-induced inflammation in mc-3t3 e1 cells. *Journal of Endodontics*,39: 461-466.
- KOCH K, MIN PS, STEWART GG (1994). Comparison of apical leakage between ketac endo sealer and grossman sealer. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral radiology, and Endodontics*,78: 784-787.
- KOCH KA, BRAVE DG (2012). Bioceramics, part i: The clinician's viewpoint. *Dentistry today*,31: 130-135.
- KOMABAYASHI T, COLMENAR D, CVACH N, BHAT A, PRIMUS C, IMAI Y (2020). Comprehensive review of current endodontic sealers. *Dental Materials Journal*,39: 703-720.
- LEAL F, SIMAO RA, FIDEL SR, FIDEL RA, DO PRADO M (2015). Effect of final irrigation protocols on push-out bond strength of an epoxy resin root canal sealer to dentin. *Australian Endodontic Journal*,41: 135-139.
- LANGELAND K, OLSSON B, PASCON EA (1981). Biological evaluation of hydron. *Journal of Endodontics*,7: 196-204.
- LEE JK, KIM S, LEE S, KIM HC, KIM E (2019). In vitro comparison of biocompatibility of calcium silicate-based root canal sealers. *Materials (Basel)*,12.
- LOUSHINE BA, BRYAN TE, LOONEY SW, GILLEN BM, LOUSHINE RJ, WELLER RN, PASHLEY DH, TAY FR (2011). Setting properties and cytotoxicity evaluation of a premixed bioceramic root canal sealer. *Journal of Endodontics*,37: 673-677.
- MACHTOU P (2015). Endodontic Irrigation: Manual dynamic activation (mda) technique,: 149-155.
- MATHEW J, THERUVIL R, BABY A, GEORGE S, PAUL M, JACOB J, PIUS A (2019). Evaluation and comparison of the marginal adaptation of an epoxy, calcium hydroxide-based, and bioceramic-based root canal sealer to root dentin by sem analysis: An in vitro study. *Conservative Dentistry and Endodontic Journal*,4: 6-13.
- MITRA SB, KEDROWSKI BL (1994). Long-term mechanical properties of glass ionomers. *Dental Materials*,10: 78-82.
- MOD DC, BHORANIA K, KUMAR A (2016). A comparative in vitro study to evaluate sealer distribution using bidirectional spiral and traditional sealer placement techniques. *International Journal of Oral Care&Research*,4:305.
- NAGY MM (2018). Evaluation of adaptability and bond strength of a bioceramic sealer after activation using ultrasonic. *Ain Shams Dental Journal*, 21: 23-32.

- NGUYEN N (1991). Obturation of the root canal system. *Pathways of the pulp St Louis: Mosby*: 193-282.
- NIKHIL V, BANSAL P, SAWANI S (2015). Effect of technique of sealer agitation on percentage and depth of mta fillapex sealer penetration: A comparative in-vitro study. *Journal of Conservative Dentistry*,18: 119-123.
- ØRSTAVIK D (2005). Materials used for root canal obturation: Technical, biological and clinical testing. *Endodontic Topics*,12: 25-38.
- ØRSTAVIK D, KEREKES K, ERIKSEN HM (1987). Clinical performance of three endodontic sealers. *Endodontics&Dental Traumatology*,3: 178-186.
- PADOIN K, BOHRER TC, CEOLIN LG, BIER CAS, ROSA RAD, MORGENTHAL RD (2022). Does ultrasonic activation improve the bond strength and root canal filling quality of endodontic sealers? *Brazilian Dental Journal*,33: 28-37.
- PENG L, YE L, TAN H, ZHOU X (2007). Outcome of root canal obturation by warm gutta-percha versus cold lateral condensation: A meta-analysis. *Journal of Endodontics*,33: 106-109.
- PEREIRA CDC, DE OLIVIERA EPM, GOMES MS, DELLA-BONA A, VANNI JR, KOPPER PMP (2007). Comparative in vivo analysis of the sealing ability of three endodontic sealers in dog teeth after post-space preparation. *Australian Endodontic Journal*. 33:101-6.
- PETERS DD (1986). Two-year in vitro solubility evaluation of four gutta-percha sealer obturation techniques. *Journal of Endodontics*,12: 139-145.
- PITT FORD TR (1979). The leakage of root fillings using glass ionomer cement and other materials. *Brazilian Dental Journal*,146: 273-278.
- PRADO M, SIMÃO RA, GOMES BP (2013). Effect of different irrigation protocols on resin sealer bond strength to dentin. *Journal of Endodontics*,39: 689-692.
- PRASAD PK, SANKHALA A, TIWARI A, PARAKH S, MADAN GR, SINGH A (2018). Influence of ultrasonics on the penetration depth of ah plus, acroseal, and endorez root canal sealers: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry*,21: 221-225.
- PRATI C, GANDOLFI MG (2015). Calcium silicate bioactive cements: Biological perspectives and clinical applications. *Dental Materials*,31: 351-370.
- RAGHAVENDRA SS, JADHAV GR, GATHANI KM, KOTADIA P (2017). Bioceramics in endodontics - a review. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*,51: S128-s137.
- RAHIMI M, JAINAEN A, PARASHOS P, MESSER HH (2009). Bonding of resin-based sealers to root dentin. *Journal of Endodontics*,35: 121-124.

- RAY HA, TROPE M (1995). Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical quality of the root filling and the coronal restoration. *International Endodontic Journal*,28: 12-18.
- REE M, SCHWARTZ R (2015). Clinical applications of premixed bioceramic materials in endodontics. *Endo-Endodontic Practice Today*,9: 111-127.
- ROGGENDORF MJ, EBERT J, PETSCHLT A, FRANKENBERGER R (2007). Influence of moisture on the apical seal of root canal fillings with five different types of sealer. *Journal of Endodontics*,33: 31-33.
- SABER S, RAAFAT S, ELASHIRY M, EL-BANNA A, SCHÄFER E (2023). Effect of different sealers on the cytocompatibility and osteogenic potential of human periodontal ligament stem cells: An in vitro study. *Journal of Clinical Medicine*,12.
- SAGSEN B, USTÜN Y, DEMIRBUGA S, PALA K (2011). Push-out bond strength of two new calcium silicate-based endodontic sealers to root canal dentine. *Internaitonal Endodontic Journal*,44: 1088-1091.
- SAUNDERS EM (1989). The effect of variation in thermomechanical compaction techniques upon the quality of the apical seal. *International Endodontic Journal*,22: 163-168.
- SCHILDER H (1974). Cleaning and shaping the root canal. *Dental Clinics of North America*,18: 269-296.
- SCHILDER H (2006). Filling root canals in three dimensions. *Journal of Endodontics*,32: 281-290.
- SCHROEDER A (1981). Endodontics--science and practice: A textbook for student and practitioner: Quintessence Publishing Company,58:563.
- SCHWARTZ RS (2006). Adhesive dentistry and endodontics. Part 2: Bonding in the root canal system-the promise and the problems: A review. *Journal of Endodontics*,32: 1125-1134.
- SHASHIREKHA G, JENA A, PATTANAIK S, RATH J (2018). Assessment of pain and dissolution of apically extruded sealers and their effect on the periradicular tissues. *Journal of Conservative Dentistry*,21: 546-550.
- SILVA E, CANABARRO A, ANDRADE M, CAVALCANTE DM, VON STETTEN O, FIDALGO T, DE-DEUS G (2019). Dislodgment resistance of bioceramic and epoxy sealers: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Evidence-Based Dental Practice*,19: 221-235.
- SIRONA D (2022). <https://www.Dentsplysirona.Com/content/dam/master/product-procedure-brand-categories/endodontics/product-categories/obturation-materials/sealers-root-repair/ah-plus-bioceramic-sealer/ifu/end-ifu-ah-plus-bioceramic-sealer-tds-v00-web-nam-en-2021-05.Pdf>.

- SOARES I, GOLDBERG F, MASSONE EJ, SOARES IM (1990). Periapical tissue response to two calcium hydroxide-containing endodontic sealers. *Journal of Endodontics*,16: 166-169.
- SOUSA-NETO MD, SILVA COELHO FI, MARCHESAN MA, ALFREDO E, SILVA-SOUSA YT (2005). Ex vivo study of the adhesion of an epoxy-based sealer to human dentine submitted to irradiation with er : Yag and nd : Yag lasers. *International Endodontic Journal*,38: 866-870.
- SOUZA SF, BOMBANA AC, FRANCCI C, GONÇALVES F, CASTELLAN C, BRAGA RR (2009). Polymerization stress, flow and dentine bond strength of two resin-based root canal sealers. *International Endodontic Journal*,42: 867-873.
- SPÅNGBERG L (2001). The wonderful world of rotary root canal preparation. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral radiology, and Endodontics*,92: 479-479.
- SPÅNGBERG LS, BARBOSA SV, LAVIGNE GD (1993). Ah 26 releases formaldehyde. *Journal of Endodontics*,19: 596-598.
- STAMOS DE, GUTMANN JL, GETTLEMAN BH (1995). In vivo evaluation of root canal sealer distribution. *Journal of Endodontics*,21: 177-179.
- TAGGER M, TAGGER E, KFIR A (1988). Release of calcium and hydroxyl ions from set endodontic sealers containing calcium hydroxide. *Journal of Endodontics*,14: 588-591.
- TANITA S, MARGONO A, ARTININGSIH DANP (2021). The effect of ultrasonic activation on push-out bond strengths of two calcium silicate-based sealers to the root canal wall. *Journal of International Dental and Medical Research*,14: 600-605.
- TEIXEIRA FB, TEIXEIRA EC, THOMPSON JY, TROPE M (2004). Fracture resistance of roots endodontically treated with a new resin filling material. *Journal of the American Dental Association*,135: 646-652.
- TOMSON RME, POLYCARPOU N, TOMSON PL (2014). Contemporary obturation of the root canal system. *British Dental Journal*,216: 315-322.
- TORABINEJAD M, KETTERING JD, BAKLAND LK (1979). Evaluation of systemic immunological reactions to ah-26 root canal sealer. *Journal of Endodontics*,5: 196-200.
- TRONSTAD L, BARNETT F, SCHWARTZBEN L, FRASCA P (1985). Effectiveness and safety of a sonic vibratory endodontic instrument. *Endodontic Dental Traumatology*,1: 69-76.
- TROPE M, BUNES A, DEBELIAN G (2015). Root filling materials and techniques: Bioceramics a new hope? *Endodontic Topics*,32: 86-96.
- TROPE M, DELANO EO, ORSTAVIK D (1999). Endodontic treatment of teeth with apical periodontitis: Single vs. Multivisit treatment. *Journal of Endodontics*,25: 345-350.

- TYAGI S, MISHRA P, TYAGI P (2013). Evolution of root canal sealers: An insight story. *European Journal of General Dentistry*,2: 199-218.
- UNGOR M, ONAY EO, ORUCOGLU H (2006). Push-out bond strengths: The epiphany-resilon endodontic obturation system compared with different pairings of epiphany, resilon, ah plus and gutta-percha. *International Endodontic Journal*,39: 643-647.
- UREYEN KAYA B, KECECI A, GULDAS H, ORHAN H (2013). A retrospective radiographic study of coronal-periapical status and root canal filling quality in a selected adult turkish population. *Medical Principles and Practice*,22: 334-339.
- USTA UH, PUNIA SK (2022). Comparative evaluation of influence of ultrasonic and sonic activation of bio-ceramic and resin-based root canal sealer on push-out bond strength to root dentin. *Journal of Pharmaceutical Negative Results*: 7764-7767.
- UZUNOGLU-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: 2475-2485.
- VAN DER BURGT TP, MULLANEY TP, PLASSCHAERT AJ (1986). Tooth discoloration induced by endodontic sealers. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral radiology, and Endodontics*,61: 84-89.
- VDW (2015). <https://www.Vdw-dental.Com/en/products/detail/eddy/#download>.
- VDW (2022). <https://www.Vdw-dental.Com/fileadmin/dokumente/sortiment/fuellung/vdw.1seal/vdw-dental-vdw-1seal-brochure-en.Pdf>.
- VILANOVA WV, CARVALHO-JUNIOR JR, ALFREDO E, SOUSA-NETO MD, SILVA-SOUSA YT (2012). Effect of intracanal irrigants on the bond strength of epoxy resin-based and methacrylate resin-based sealers to root canal walls. *International Endodontic Journal*,45: 42-48.
- VISHWANATH V, RAO HM (2019). Gutta-percha in endodontics - a comprehensive review of material science. *Journal of Conservative Dentistry*,22: 216-222.
- WANG Z (2015). Bioceramic materials in endodontics. *Endodontic Topics*,32: 3-30.
- WANG Z, SHEN Y, HAAPASALO M (2014). Dentin extends the antibacterial effect of endodontic sealers against enterococcus faecalis biofilms. *Journal of Endodontics*,40: 505-508.
- WASHIO A, MOROTOMI T, YOSHII S, KITAMURA C (2019). Bioactive glass-based endodontic sealer as a promising root canal filling material without semisolid core materials. *Materials (Basel)*,12.
- WATSON TF, ATMEH AR, SAJINI S, COOK RJ, FESTY F (2014). Present and future of glass-ionomers and calcium-silicate cements as bioactive materials in dentistry: Biophotonics-based interfacial analyses in health and disease. *Dental Materials*,30: 50-61.

- WENNERBERG A (1980). Biological evaluation of root canal sealers using in vitro and in vivo methods. *Journal of Endodontics*,6: 784-787.
- WEST J (1987). Endodontic failures marked by lack of three-dimensional seal. *The Endodontic Report*: 9-12.
- WEST LA, LABOUNTY GL, KELLER DL (1989). Obturation quality utilizing ultrasonic cleaning and sealer placement followed by lateral condensation with gutta-percha. *Journal of Endodontics*,15: 507-511.
- WHITWORTH J (2005). Methods of filling root canals: Principles and practices. *Endodontic Topics*,12: 2-24.
- WIESSE PEB, SILVA-SOUSA YT, PEREIRA RD, ESTRELA C, DOMINGUES LM, PÉCORA JD, SOUSA-NETO MD (2018). Effect of ultrasonic and sonic activation of root canal sealers on the push-out bond strength and interfacial adaptation to root canal dentine. *International Endodontic Journal*,51: 102-111.
- WILSON AD, KENT BE (1972). A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Brazilian Dental Journal*,132: 133-135.
- WITTE (1878). Portland cement a material for filling. *Dent Regist*,32: 219-220.
- WU MK, FAN B, WESSELINK PR (2000). Diminished leakage along root canals filled with gutta-percha without sealer over time: A laboratory study. *International Endodontic Journal*,33: 121-125.
- WU MK, KAST'ÁKOVÁ A, WESSELINK PR (2001). Quality of cold and warm gutta-percha fillings in oval canals in mandibular premolars. *International Endodontic Journal*,34: 485-491.
- WU MK, WESSELINK PR (2001). A primary observation on the preparation and obturation of oval canals. *International Endodontic Journal*,34: 137-141.
- XUEREB M, VELLA P, DAMIDOT D, SAMMUT CV, CAMILLERI J (2015). In situ assessment of the setting of tricalcium silicate-based sealers using a dentin pressure model. *Journal of Endodontics*,41: 111-124.
- ZAFAR K, JAMAL S, GHAFOR R (2020). Bio-active cements-mineral trioxide aggregate based calcium silicate materials: A narrative review. *Journal of the Pakistan Medical Association*,70: 497-504.
- ZHOU HM, SHEN Y, ZHENG W, LI L, ZHENG YF, HAAPASALO M (2013). Physical properties of 5 root canal sealers. *Journal of Endodontics*,39: 1281-1286.
- ZMENER O, DOMINGUEZ FV (1983). Tissue response to a glass ionomer used as an endodontic cement. A preliminary study in dogs. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral radiology, and Endodontics*,56: 198-205.

ZMENER O, PAMEIJER CH, MACRI E (2005). Evaluation of the apical seal in root canals prepared with a new rotary system and obturated with a methacrylate based endodontic sealer: An in vitro study. *Journal of Endodontics*,31: 392-395.



ÖZGEÇMİŞ

I. Bireysel Bilgiler

Adı: Gizem

Soyadı: Aynur

