



**KALSİYUM SİLİKAT ESASLI SİMANLARIN FARKLI
KOŞULLARDAKİ FİZİKSEL ÖZELLİKLERİNİN MİKRO
BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

Levent AKINCI

**İnönü Üniversitesi ve Selçuk Üniversitesi
Endodonti Anabilim Dalı Ortak Doktora Programı**

**Tez Danışmanı: Doç. Dr. Neslihan ŞİMŞEK
Ortak Tez Danışmanı: Prof. Dr. Hale ARI AYDINBELGE**

Doktora Tezi - 2017

T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KALSİYUM SİLİKAT ESASLI SİMANLARIN FARKLI KOŞULLARDAKİ
FİZİKSEL ÖZELLİKLERİNİN MİKRO BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE
KARŞILAŞTIRILMASI

Levent AKINCI

Tez Danışmanı

Doç. Dr. Neslihan ŞİMŞEK

Ortak Tez Danışmanı

Prof. Dr. Hale ARI AYDINBELGE

Bu araştırma TÜBİTAK tarafından 115S992 proje numarası ile desteklenmiştir.

MALATYA

2017

KABUL VE ONAY SAYFASI

İnönü Üniversitesi ile Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüleri Endodonti Anabilim Dalı Ortak Doktora Programı çerçevesinde yürütülmüş olan; **Levent AKINCI'nın "Kalsiyum Silikat Esaslı Simanların Farklı Koşullardaki Fiziksel Özelliklerinin Mikro Bilgisayarlı Tomografi ile Karşılaştırılması"** konulu bu çalışması, aşağıdaki jüri tarafından Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 16/03/2017



Prof. Dr. Kürşat ER
Akdeniz Üniversitesi
Jüri Başkanı

Doç. Dr. Kerem Engin AKPINAR
Cumhuriyet Üniversitesi

Üye

Yrd. Doç. Dr. Hilal ALAN
İnönü Üniversitesi

Üye

Doç. Dr. Neslihan ŞİMŞEK
İnönü Üniversitesi
Tez Danışmanı

Üye

Yrd. Doç. Dr. Elçin TEKİN BULUT
İnönü Üniversitesi

Üye

ONAY

Bu tez, İnönü Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından kabul edilmiş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun/...../2017 tarih ve 2017/..... sayılı Kararıyla da uygun görülmüştür.

Prof. Dr. Yusuf TÜRKÖZ
Enstitü Müdürü

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	vi
ABSTRACT.....	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	ix
TABLolar DİZİNİ.....	x
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Kök Ucu Cerrahisi.....	3
2.1.1. Kök Ucu Cerrahisinin Genel Endikasyonları.....	4
2.1.2. Kök Ucu Cerrahisinin Kontrendikasyonları.....	5
2.1.3. Kök Ucu Rezeksiyonu.....	5
2.1.4. Kök Ucu Kavite Şekillendirilmesi.....	6
2.1.5. Endodontide Kullanılan Kök Ucu Dolgu Materyalleri.....	7
2.2. Endodontide 3 Boyutlu Görüntüleme ve Rekonstruksiyon.....	18
2.2.1. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi.....	19
2.2.2. Mikro Bilgisayarlı Tomografi Görüntüleme Tekniği.....	20
2.2.3. Mikro Bilgisayarlı Tomografinin Kullanım Alanları.....	21
3. MATERYAL VE METOT.....	25
3.1. Örneklerin Seçimi ve Hazırlanması.....	25
3.1.1. Kök Ucu Kavitelerinin Preparasyonu.....	27
3.1.2. Kök Ucu Dolgularının Yerleştirilmesi.....	29
3.2. Doku Sıvılarının Hazırlanması.....	35
3.2.1. Asit Solüsyonun Hazırlanması.....	35
3.2.2. Alkali Solüsyonun Hazırlanması.....	37
3.2.3. Kanlı Ortam.....	37
3.3. Kök Ucu Dolgu Materyallerinin 3 Boyutlu Taranması.....	37
3.3.1. Örneklerin Mikro-BT Taraması için Hazırlanması.....	37

3.3.2. Mikro-BT Değerlendirmesi.....	38
3.4. İstatistiksel Analiz.....	41
4. BULGULAR.....	43
4.1. Asit, Alkali ve Kanlı Ortamlara göre Materyaller Arasındaki Hacim, Yoğunluk ve Porozite Değişimleri.....	43
4.1.1. Asit Ortam	43
4.1.2. Alkali Ortam.....	43
4.1.3. Kanlı Ortam.....	45
4.2. Farklı Ortamlara Maruz Bırakıldığında Materyallerin Kendi İçinde Meydana Gelen Hacim, Yoğunluk ve Porozite Değişimleri.....	45
4.2.1. ProRoot MTA.....	45
4.2.2. Angelus MTA.....	48
4.2.3. Bioaggregate.....	50
4.2.4. Biodentine.....	51
5. TARTIŞMA.....	53
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	66
KAYNAKLAR.....	68
EKLER.....	92
EK 1. zgemiş.....	92
EK 2. Etik Kurul Onayı.	93

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca bütün akademik faaliyetlerimde ve bu tezin her aşamasında yardım, öneri ve desteğini esirgemeyen, akademik ve manevi olarak bana çok şeyler kazandıran Danışmanım Doç. Dr. Neslihan ŞİMŞEK'e;

Kısa dönemde beni hem insani hem de bilimsel olarak geliştiren ortak doktora danışmanım Prof. Dr. Hale ARI AYDINBELGE'ye ve Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı öğretim üyeleri ve asistanlarına;

Doktora eğitimim boyunca desteklerini hep hissettiğim Yrd. Doç. Dr. Elçin TEKİN BULUT'a, Yrd. Doç. Dr. Burak DAYI'ya, Yrd. Doç. Dr. Mehmet ADIGÜZEL'e ve çalışma arkadaşlarım Arş. Gör. Dt. Seren İSPİR'e, Arş Gör. Dt. Elif Ezgi KAYNAK'a, Arş. Gör. Dt. Hasan ÖZTÜRK'e, Arş. Gör. Melis Sıla ÇETİN'e ve Arş. Gör. Dt. Oğuz TAVŞAN'a;

Materyallerin Mikro Bilgisayarlı Tomografi taramasında sabırla bana yardımcı olan Uzman Canan YALÇIN'a;

Doku sıvılarının hazırlanmasında desteğini esirgemeyen Prof. Dr. Sedat YILDIZ'a ve Arş. Gör. Cihat UÇAR'a;

Bugünlere gelmeme vesile olan ve hayatımın her anında hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan çok sevgili anne ve merhum babama;

Sonsuz bir sabırla beni her zaman destekleyen sevgili eşime;

Sonsuz teşekkür ederim.

Levent AKINCI

ÖZET

Kalsiyum Silikat Esaslı Simanların Farklı Koşullardaki Fiziksel Özelliklerinin Mikro Bilgisayarlı Tomografi ile Karşılaştırılması

Amaç: Bu çalışmada, mikrobilgisayarlı tomografi (Mikro-BT) analizi ile kök ucu dolgu maddesi olarak kullanılan kalsiyum silikat simanların fiziksel özelliklerine kan, asidik ve alkali solüsyonların etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Materyal ve metot: Seksen dört tek kök köklü dişin temizlenmesi, şekillendirilmesi ve dolumu aynı yöntem kullanılarak yapıldı. Kök ucunun uzaklaştırılmasından sonra 3 mm derinliğinde kök ucu kavileri ultrasonik olarak açıldı. Örnekler rastgele 4 deney grubuna ayrıldı (n = 21). ProRoot MTA, Angelus MTA, Bioaggregate ve Biodentine simanları hazırlanıp, bekletilmeden kök ucu kavitesine yerleştirildi ve Mikro-BT kullanılarak analizi yapıldı. Deney grupları 4 gün boyunca asidik pH (4.4), alkali pH (10.4) ve kan ihtiva eden ortamlara maruz bırakıldı. Dört gün sonra örnekler hacim, yoğunluk ve porozite değişimlerini değerlendirmek için ikinci kez Mikro-BT ile tarandı.

Bulgular: İstatistiksel analiz asidik pH'ya maruz bırakılan tüm materyallerde önemli miktarda hacim değişimi olduğunu gösterdi (p < 0.001); en çok hacim değişimi Biodentine'de görüldü. En çok yoğunluk değişimi yüzdesi asidik pH'ya maruz bırakılan Biodentine grubunda görüldü. Asidik pH'ya maruz kalan Angelus MTA en az hacim ve yoğunluk değişimi gösterdi. Angelus MTA ve ProRoot MTA ile kıyaslandığında Biodentine asidik ortamda önemli miktarda daha az porozite değişimi olduğu görüldü. Alkali ve kanlı ortamda porozite değişimi bakımından herhangi bir fark görülmedi.

Sonuçlar: Asidik pH'ya maruz bırakıldıktan sonra dört malzemenin fiziksel özelliklerinde önemli değişiklikler görüldü; kanlı ortama ve alkali pH'ya maruz bırakılan materyallerin yapılarında daha az değişiklik oluştu.

Anahtar kelimeler: Endodonti, gözeneklilik, mikrobilgisayarlı tomografi, MTA-Angelus, tersten tıkama.

ABSTRACT

Comparing The Physical Properties of Calcium Silicate Based Cements with Micro Computed Tomography in Different Conditions.

Aim: This study aimed to evaluate the effects of blood, acidic and alkali solutions on physical properties of calcium silicate cements which are used as root-end filling materials by using microcomputed tomography (Micro-CT) analysis.

Material and method: Eighty-four single-rooted teeth were cleaned, shaped, and obturated in the same manner. After root-end resection, 3 mm deep root-end cavities were ultrasonically prepared. The samples were randomly divided into four test groups (n = 21). ProRoot MTA, Angelus MTA, Bioaggregate, and Biodentine were prepared, applied to the root-end cavities immediately and analysed with Micro-CT. The test groups exposed for four days to environments containing acidic pH (4.4), alkali pH (10.4), and blood. After four days the samples were scanned with Micro-CT second time to assess the volume, density, and porosity changes of the materials.

Results: The statistical analysis revealed that volume changes had significant differences found for all cements exposed to acidic pH ($p < 0.001$); Biodentine had the highest amount of volume loss. Biodentine also showed the highest percentage of density change after treatment with acidic pH. Angelus MTA showed the lowest percentages of volume and density changes after treatment with acidic pH. Significantly less change in porosity due to acidic pH was observed in Biodentine compared with Angelus MTA and ProRoot MTA. There was no difference between the porosity changes resulting from alkali and blood exposure.

Conclusion: The physical properties of all four materials showed respectable changes after exposed to acidic pH, while fewer changes occurred to the structures of materials treated with blood and alkali pH.

Keywords: Endodontics, microcomputed tomography, MTA-Angelus, porosity, retrograde obturation.

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

ZOE	: Çinko oksit ojenol
EBA	: Etoksibenzoik asit
IRM	: Intermediate restorative Material
GCİS	: Geleneksel cam iyonomer siman
RMCİS	: Rezin modifiye cam iyonomer siman
HEMA	: Hidroksietil metakrilat
UDMA	: Urethan dimetakrilat
BIS-GMA	: Bisfenaol glisid metakrilat
TEGDMA	: Trietilen glikol dimetakrilat
PMMA	: Polimetilmetakrilat
MTA	: Mineral trioksit aggregate
GMTA	: Gri mineral trioksit aggregate
BMTA	: Beyaz mineral tiroksit aggregate
TGF-B1	: Transforme edici büyüme faktörü beta-1
PDL	: Periodontal ligament
KIBT	: Konik ışıklı bilgisayarlı tomografi
SEM	: Taramalı elektron mikroskobu
Mikro-BT	: Mikro bilgisayarlı tomografi
NaOCI	: Sodyum hipoklorit
EDTA	: Etilen diamin tetraasetikasit
TIFF	: Tagged image file format
ROI	: Region of Interest
°C	: Santigrat derece
MPa	: Megapascal
E. faecalis	: Enterococcus faecalis
G	: Gauge
3B	: Üç boyutlu
2B	: İki boyutlu

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No	Sayfa No
Şekil 3.1. Protaper Universal eğe sistemi (Denstply Maillefer, Ballaigues, İsviçre)..	26
Şekil 3.2. AH Plus kök kanal patı (Dentsply, De Trey, Konstaz, Almanya).....	27
Şekil 3.3. VarioSurg 3 ultrasonik piezo cihaz (NSK, Kanuma, Tochigi, Japonya)....	28
Şekil 3.4. Ultrasonik retrotip uç (NSK, Kanuma, Tochigi, Japonya).....	29
Şekil 3.5. ProRoot marka MTA (Denstply Maillefer, Ballaigues, İsviçre).....	31
Şekil 3.6. MTA Angelus (Angelus, Londreina, PR, Brezilya).....	32
Şekil 3.7. Bioaggregate (Innovative Bioceramix, Vancouver, BC, Kanada).....	33
Şekil 3.8. Biodentine (Septodont, Saint-Maur-Des-Fosses Cedex, Fransa).....	33
Şekil 3.9. Biodentine materyalinin RotoMix’de (3M ESPE) karıştırılması.....	34
Şekil 3.10. Örneklerin taranmadan önce ön kontrolü.....	35
Şekil 3.11. Bütirik asit (Sigma, Aldrich, St. Louis, Missouri, ABD).....	36
Şekil 3.12. Dijital pH ölçer ile Bütirik asitin pH’sının ayarlanması.....	36
Şekil 3.13. Örneklere gazlı bez yardımı ile belirtilen ortamların temas ettirilmesi...	37
Şekil 3.14. Skyscan 1172 Mikro-CT cihazı (Kontich, Belçika).....	38
Şekil 3.15. DataViewer programında görüntü üzerinde ayarlar.....	40
Şekil 3.16. CT analyser programında seçilen ilgi bölgesi.....	40
Şekil 3.17. Taranan fantom çubuklarının kalibrasyonu.....	41
Şekil 4.1. ProRoot MTA materyalinin asit, alkali ve bazik ortamlarda ki değişimleri.....	47
Şekil 4.2. Angelus MTA materyalinin sırasıyla asit, alkali ve kan ortamdaki değişimleri.....	50
Şekil 4.3. Bioaggregate materyalinin sırasıyla asit, alkali ve kan ortamdaki değişimleri.....	51
Şekil 4.4. Biodentine materyalinin sırasıyla asit, alkali ve kan ortamdaki değişimleri.....	52

TABLolar DİZİNİ

Tablo No		Sayfa No
Tablo 3.1.	Kalsiyum silikat kök ucu dolgu materyallerin içerikleri ve üretici firmaları.....	30
Tablo 3.2.	Çalışmada kullanılan tarama parametreleri.....	39
Tablo 4.1.	4 gün sonunda elde edilen analiz sonuçlarının ilk analize göre yüzde Değişimlerinin karşılaştırılması.....	44
Tablo 4.2.	Hacim değişikliği bakımından materyallerin kendi içerisinde gösterdiği değişim.....	46
Tablo 4.3.	Yoğunluk değişikliği bakımından materyallerin kendi içerisinde Gösterdiği değişim.....	48
Tablo 4.4.	Porozite değişikliği bakımından materyallerin kendi içerisinde gösterdiği değişim	49

1. GİRİŞ

Kök kanal sisteminin karmaşık yapısı iyi bilindiği için kök kanal sistemindeki bütün potansiyel iritanların tamamıyla temizlenmesinin zorluğu düşünülmektedir. Geleneksel kök kanal tedavisinin klinik başarısının yüksek bir orana sahip olması dikkate değerdir. Endodontik tedavinin başarısı için kök kanal sisteminin üç boyutlu olarak tıkaçlanması en az şekillendirilmesi kadar önemlidir (1).

Endodontik kök kanal dolgusu prosedüründe endodontik patların görevleri lateral kompaksiyon dolum tekniği ile yerleştirilen guta perkaları bir arada tutmak bunları kanal duvarına bağlamak ve sonuç olarak stabil, geçirgen olmayan bir yapı sağlamaktır (2). Kanal patlarının çözünmesi sızıntı yolları oluşturarak periradiküler doku sıvılarının, artık kalan intratübüler bakterilere besin sağlanmasında ve böylece onların gelişmesine neden olarak uzun dönemde başarısızlık meydana gelmesinde rol oynar (1). Nadir olmakla birlikte uygulanan tüm endodontik işlemler yeterli olmamakta ve tedavi de istenilen sonuca ulaşamayabilmektedir. Böyle bir durumda ilk yapılması gereken endodontik tedavinin yenilenmesidir.

Enfekte kök kanallarında bulunan iritanlar periapikal dokuları etkilemekte ve sonrasında apikalde lezyonun gelişmesinde rol oynayabilmektedir (3). Endodontik tedavi sıklıkla periapikal lezyonlu dişlere uygulanır. Ancak, bazı durumlarda periapikal patoloji devam etmektedir. Bu yüzden periapikal cerrahi uygulanır. Bu, dişin çekiminden önce uygulanan son tedavi seçeneği olarak kabul edilir. Periapikal cerrahinin ana amacı; kök kanal sisteminin tıkaçlanması ile etkilenen kök bölgesi ve periapikal dokular arasında bir bariyer oluşturup iyileşme ortamı sağlamaktır. Apikal cerrahi sırasında kök ucu dolgu materyali kan, doku sıvısı veya tükürük ile kontamine olabilir. Bu da kök ucu dolgu materyalinin düzgün bir şekilde sertleşmesini ve daha önemlisi yeterli apikal tıkaç yapmasını engelleyebilir (4).

Kök ucu dolgu materyalinin kullanılmasının amacı, kök kanalındaki mikroorganizma ve potansiyel iritanların periapikal dokulara sızıntısını engellemektir. Yetersiz apikal tıkaç ve kullanılan kök ucu dolgu materyalinin yapısal özelliklerindeki eksiklikler sonucu oluşan apikal sızıntı, kök ucu cerrahisinde başarısızlığın en önemli nedenlerindedir (5). İdeal bir kök ucu dolgu materyalinin, 3 boyutlu olarak kök kanal sistemini tıkaçlaması, patojenik mikroorganizmaların oluşmasını engellemesi,

biyoyumlu olması, ne diş yapısını ne de periradiküler dokuları boyamaması ve dişe bağlanması gerekir (6).

Kök kanal patı çözünlüğüne materyalin kendi içerisindeki porozite ile direkt ilişkili olduğu gösterilmiştir (7). Porozite ve diğer mikro yapısal bozukluklar materyal üzerindeki stresi yoğunlaştırır böylece gerilme direnci ve sertliği azalır. Ek olarak porozite kök kanal dolgu maddesinin sızdırmazlığı ile doğrudan ilişkilidir (8). Porozite materyalin sızdırmazlığını etkilemese bile adsorbsiyon, geçirgenlik, dayanıklılık ve yoğunluk gibi diğer faktörler üzerine etkisi olabilir (9-13).

Herhangi bir materyalin sızdırmazlık yeteneği, birçok diğer etkenler haricinde içindeki boşlukların varlığından da olumsuz yönde etkilenir. Çalışma alanının sınırlı olduğu endodontik cerrahide kullanılan materyallerin kök ucu kavitesine, uygun bir şekilde yerleştirilmesi oldukça güçtür. Bu problemin yanı sıra kök ucu dolgu materyalleri buldukları ortandan etkilenebilmektedir. Kök kanal dolgu materyalleri ve diğer dental materyallerin fiziksel özelliklerindeki değişimlerinin değerlendirilmesi Mikro-BT görüntüleme yöntemiyle başarılı bir şekilde yapılabileceği yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (14-16).

2. GENEL BİLGİLER

Kök kanal tedavisinin ana amacı kök kanal sistemini temizleyip şekillendirmek ve dişin tekrar enfeksiyonunu engellemek için 3 boyutlu olarak tıkamaktır (17). İlk defa yapılan kanal tedavisi her ne kadar öngörülebilir yüksek başarı oranı olan bir prosedür olsa da tedaviden sonra başarısızlık meydana gelebilir (18-20). Son zamanlarda yapılan çalışmalarda (18, 21), ilk kanal tedavisinin başarısızlık oranını %14-16 arası bulunmuştur. İyileşme olmaması kök kanal sistemi içerisinde dokunulmadan kalan alanlarda ve dentin tübüllerinde oluşan intraradiküler enfeksiyonlar ve kompleks kanal yapısı ile ilişkilidir (22, 23).

Endodontik tedavi sonucunda başarısızlık meydana geldiğinde yapılması gereken ilk tedavi seçeneği kanal dolgusunun yenilenmesidir. Bununla birlikte, kök kanal sisteminin kompleksliği, yetersiz şekillendirme ve kanala girişi engelleyen durumlar (anatomik, post ve core restorasyonlar, kırık alet ve basamak gibi) hedeflenen tedavinin gerçekleşmesini önlemektedir. Endodontik başarısızlığın oluşmasında rol oynayan diğer bir durum da kök kanalındaki inatçı enfeksiyonlardır (24). Cerrahi olmayan kök kanal tedavisinin yenilenmesini gerektiren vakaların çoğunda *E. faecalis* ana ve inatçı mikrobiyal türdür (25, 26).

Klinisyenler arasında endodontik tedavi sonrasında lezyon ortaya çıkan bir diş tedavi etmek, tedavi edilmemiş periapikal lezyonlu bir diş tedavi etmekten daha karmaşık ve zordur. Tekrarlayan endodontik tedavi, endodontik cerrahi (27-29) ve çekim (30) endodontik tedavi sonrasında ortaya çıkan lezyonun tedavisi için önerilen yöntemlerdir. Diş korumak için hastaların çoğunluğu cerrahi olmayan kanal tedavisini seçerler, ancak problemin çözümü başarısız olursa endodontik cerrahi son ve en iyi seçenek olur (31).

2.1. Kök Ucu Cerrahisi

Kök ucu cerrahisi kök ucunun uzaklaştırılması, periapikal küretajı ve kök ucunun doldurulmasını takip eden bir süreçtir. Apikal cerrahi, endodontik cerrahi seçeneklerinden birisidir. Cerrahi olarak ilgili diş bölgesinden flep kaldırılmasını takiben ortaya çıkarılan kök ucunun yeterli bölümünün kesilerek çıkartılması, apikal kısımdaki enfekte ve nekrotik dokuların temizlenmesi, ideal kök ucu kavitesinin hazırlanması ve bu kavitenin uygun bir materyal ile doldurulması işlemlerini içerir (32).

2.1.1. Kök Ucu Cerrahisinin Genel Endikasyonları

Periapikal cerrahi sırasında apikal kısmın rezeksiyonu için son zamanlarda literatürde sık bahsedilen genel endikasyonlar şunlardır (33):

- **Patolojik oluşumun kaldırılması:** Örnek olarak kök kısmında semptomatik kırık olan, apikal kontaminasyonu (mikroorganizma ve biyofilm) şüpheli olan, kök ucu inatçı patolojik doku ile bağlı olan ve kök kanalının apikal kısmında kalan yabancı materyalin çıkarılması verilebilir.
- **Anatomik varyasyonların kaldırılması:** Anatomik varyasyonlar çoğunluk olarak apikal deltalar, aksesuar kanallar, apikal kanal bifurkasyonları, aşırı eğimler, lateral kanallar ve kalsifikasyonlardır.
- **Kanal tedavisi sırasında oluşan hekim hatalarının düzeltilmesi:** Basamak, tıkanıklık, zip, perforasyon ve enstrüman parçaları gibi komplikasyonlardır.
- **Yumuşak doku lezyonlarının temizlenmesinin sağlanması:** Kök rezeksiyonu derine yerleşmiş yumuşak dokudan yeterli biyopsi alanı elde etmek için sıklıkla yapılır.
- **Kanal sistemine ulaşmak:** Kök kanal sistemi örneğin bir post-core restorasyon ile tıkalı olduğu zaman apikal bölgenin tamamen şekillendirilmesi, temizlenmesi ve doldurulması mümkün olmayan köklerde kalan kısmın tedavisi için kök ucu cerrahisi gereklidir.
- **Apikal sızdırmazlığın sağlanması:** Radyografik olarak kanal dolgusunun şüpheli olduğu, kök kanalına tekrar ulaşmanın zahmetli görüldüğü ya da yenilenmesinin imkânsız olduğu durumlarda ortaya çıkar.
- **Kök ucu fenestrasyonlarının iyileştirilmesi:** Genellikle maksillar dişlerde rastlanır. Fakat dentisyonda herhangi bir dişte de görülebilir. Yaş anatomik anomaliler, ortodontik tedavi ve travma ile muhtemel ilişkilidir.
- **Kök kırıkları ve anormal kanallar:** Bazı vakalarda yeterli olduğu düşünülen kök kanal dolguları başarısızlığı klinik ve radyolojik muayenede belirti vermeyebilir. Kök ucu rezeksiyonunda tam ve tam olmayan dikey kırıklar ile anormal kanal yapıları ortaya çıkar.

2.1.2. Kök Ucu Cerrahisinin Kontrendikasyonları

Kök ucu cerrahisinin uygulanamayacağı durumlar (34):

- **Hastanın medikal durumu:** Cerrahi işlem gereken hastalar medikal yönden hazırlanması gerekir. Herhangi bir işlem açısından riskli ve görüş alışverişi gerektiren herhangi bir majör sistemik hastalık (Kardiyovasküler, solunumsal, sindirimsel, hepatik, renal ya da immün) durumunda görüş alışverişi sonucuna kadar kök ucu cerrahisi kontrendikedir.
- **Anatomik Faktörler:** Kökün kısa olması kök ucu cerrahisinden sonra kron-kök oranı dişin ağızda kalma süresini kısaltır. Endo-perio lezyonlar gibi kombine lezyonlar endodontik cerrahinin başarı şansını azaltır. Uzun köklü keser dişler cerrahi öncesi dikkatli nazal radyografik incelemeyi gerektirir. Maksiller sinüs perforasyon ihtimaline karşı üst çene posterior dişlerin kök ucu cerrahi işleminde dikkatli olunmalıdır. Aynı şekilde alt premolar dişlerde kök ucu cerrahisinde mental foramene zarar vermemek için dikkatli olmak gerekir.

2.1.3. Kök Ucu Rezeksiyonu

Uygun bir insizyon yapıp, flep kaldırıldıktan sonra kortikal kemik kesilerek kök ucuna ulaşılır. Kanama kontrolü sağlandıktan sonra periapikal enfeksiyonu uzaklaştırmak için küretaj yapılır ve kök ucu kesilerek çıkarılır.

Kök kanalının foramen apikale kısmının preparasyonu ile ana kanalın apikal kısmı temizlenebilir (35). Ancak bakteriler dokunulmadan kalan ve irriganın ulaşamadığı lateral ve aksesuar kanallarda veya apikal ramifikasyonlarda kalmaktadır (36).

Yapılan çalışmalarda (2, 28, 37), apikal 3 mm'lik kısımda aksesuar ve lateral kanalların yoğun olarak bulunduğu gösterilmiştir. Enfeksiyonun tekrarlama ihtimali açısından lateral kanalların ve apikal ramifikasyonların neredeyse tamamının temizlenmesi için en azından apikal 3 mm'lik kısmın uzaklaştırılması gerekir.

Büyütme ve aydınlatma tekniklerinin gelişmesi ile çoğu vakada kök ucunda oluşturulması gereken bevel elimine edilmiştir (38). Biyolojik açıdan dişin uzun aksına dik açı ile kök ucu rezeksiyonu yapmak en uygundur. Kök ucu rezeksiyonunun dik açı ile yapılmasının gerekçesi birkaç anatomik parametreden kaynaklıdır

- Birincisi, anatomik apekten yaklaşık 3 mm kısmını dik olarak rezeke etmek diş bölgesindeki bütün apikal ramifikasyonların ortaya çıkma olasılığını artırır (39).

- İkincisi, rezeksiyon açısı artarsa periradiküler bölge ve kök kanal sistemi ile bağlantı sağlayabilecek olan dentin tübülü sayısı önemli ölçüde artar. Rezeksiyon açısının artması ile kök kanal sisteminde bulunan olası irritanlar iyileşen dokulara giriş yolu bulacaktır (40).
- Üçüncüsü, kök ucu rezeksiyonu dışın uzun aksına dik yapılırsa kök ucu kavite şekillendirme genişliği koronal sınırlar içerisinde kalır ve kök yüzeyinde daha basit bir işlem yapılmış olur (41).

Sonuç olarak; dik yapılan kök ucu rezeksiyonu apikal bölgeye gelen stres kuvvetlerini dağıtır; bu apikal kırıkların önüne geçebilir ve apikal iyileşme için daha iyi bir ortam sağlar (42).

2.1.4. Kök Ucu Kavite Şekillendirilmesi

Kök ucu kavite şekillendirilmesi apikal tıkama için çok önemli bir aşamadır. Rezeke edilen kök ucuna açılan kavitenin amacı kök ucu dolgu materyalinin yerleştirilmesi için uygun aynı zamanda kök ucu yapısına en az zararı vermektir. İdeal şekillendirme dışın uzun aksına dik 3 mm derinliğinde sınıf I kavite açmaktır. Geleneksel olarak dönen bir frezin takıldığı mikromotor kullanılır. Fakat, bu amaç için özel olarak ultrasonik tiplerin geliştirilmesi ile kök ucu preparasyonunda sıklıkla ultrasonik teknikler kullanılmıştır (43). Mehlhaff ve ark. (44), kök ucu şekillendirmesinde yüksek hızda dönen yarım yuvarlak frezlerle kıyaslandığında ultrasonik retro tip uçların daha derin ve kanalın merkezine daha yakın kavite açtığını belirtmişlerdir.

Richman (45), ultrasonik scaler'ları modifiye edip kök kanal temizlenmesinde ve kök ucu şekillendirmesinde kullanılabileceğini belirttikten sonra ultrasonik enstrümanlar 1957 endodontide kullanılmaya başlanmıştır. Araştırmacılar ultrasoniklerin dışın kök kanal dolgusu ve tıkamasından önce K-tipi eğeyi ultrasonik olarak aktive edip dentin üzerinde şekillendirme için geliştirmişlerdir (46, 47).

Ultrasonik cihazlar 2 basit tipten oluşmaktadır. Elektromanyetik enerjiyi mekanik enerjiye dönüştüren manyetostriktrif birim ve kristal deformasyonu mekanik salınıma dönüştüren piezoelektrik birimdir. Her 2 tip cihaz endodonti pratiğinin çoğu safhasında kullanılmıştır (48). Kök ucu kavite şekillendirmesi için birçok ultrasonik cihaz bulunmaktadır. Satelec P-5 (Mount Laurel, NJ, ABD), EMS MiniEndo (Sybronendo, Orange, CA, ABD), NSK (Brasseler, Savannah, GA, ABD) ve Spartan

(Obtura-Spartan, Fenton, MO, ABD) en sık kullanılan, performans, güvenilirlik ve beceriklilik açısından iyi olan cihazlardan bazılarıdır.

Endodontik cerrahide sonik ve ultrasonik mikrocerrahi retro tip uçlar ticari olarak 1990'ların başında kullanıma sunulmuştur (49, 50). Bu yeni retrograd kök kanal şekillendirme tekniği periapikal cerrahide gerekli bir yardımcı olarak yerini almıştır (51, 52).

Ultrasonik kök ucu şekillendirme tekniği diğer mikro motor yöntemlerine göre birkaç avantajı vardır.

- Kök ucunu rezeke etmek için doğru bir giriş sağlamak zorunda olduğundan daha az kemik dokusu kaldırılır (44).
- Hekim dişin uzun aksına göre kavite açtığından daha konservatif bir kavite açılır ve açılan kavite kanal sınırları içerisinde kalır (53).
- Kök ucu perforasyon riski azalır, çünkü vakaya uygun olarak geliştirilmiş alet kullanılır (54).
- Ultrasonik teknik ile kök ucunda daha düzgün ve derin bir kavite açma olanağı sağlandığından kök yüzeyinde daha az bevel oluşturulur (44, 55).
- Ultrasonik apikal şekillendirme tek başına frez ile karşılaştırıldığında önemli oranda daha az smear tabakası oluşturmuştur (56), frez ile yapılan kök ucu şekillendirilmesi, şekillendirmenin tüm aşamalarında çok fazla miktarda smear tabakası oluşturmuştur (57).

Ultrasonik teknik ile apikal şekillendirmenin ana dezavantajı titreşime bağlı olarak meydana gelebilecek kök kırığıdır (58). Bu yüzden ultrasonik cihazlarla yapılan kök ucu şekillendirmesi düşük hızda ve su soğutması altında yapılmalıdır.

Diş kökünün rezeksiyonu ve retrograd preparasyonların tamamlanmasının ardından apikal kanal anatomisini tıkamak için retrograd dolgu materyali yerleştirilir.

2.1.5. Endodontide Kullanılan Kök Ucu Dolgu Materyalleri

Kök ucu dolgu materyali apikal tıkama sağlayarak kök kanal sistemindeki bakteri ve bakteri ürünlerinin periapikal dokulara çıkışını önler (59). Kök ucu rezeksiyonu sonrasında yapısı ve adaptasyonu bozulmuş gutta perkanın kök kanalını tıkama kabiliyeti azalacağından kök ucu kavite şekillendirilmesinin ardından bu alanın uygun bir dolgu materyali ile tıkanması gereklidir (60). Bu yüzden kök ucu dolgu materyali yerleştirmek apikal rezeksiyonun anahtar basamağıdır.

İdeal bir kök ucu dolgu materyali şu özelliklere sahip olmalıdır (61, 62):

- Hazırlanan kavite duvarına adezyon göstererek kök kanal sistemini tıkamalı,
- Sızdırmazlık özelliği olmalı,
- Toksik özellik göstermemeli,
- Periradiküler dokular tarafından iyi tolere edilmeli,
- İyileşmeyi desteklemeli,
- Radyopak olmalı,
- Kolay hazırlanmalı ve kolay uygulanabilir olmalı,
- Boyut olarak stabil olmalı,
- Nemden etkilenmemeli ve absorban özellik göstermemeli,
- Doku sıvılarında düşük çözünürlük göstermeli,
- Diş dokularını boyamamalı,
- Biyouyumlu olmalı,
- Pörözlü yapı göstermemeli,
- Antibakteriyel özellik göstermeli,
- Yeterli baskı dayanımı ve sertliği olmalıdır.

Periapikal cerrahi alanda kullanılan pek çok kök ucu dolgu maddesi vardır;

Amalgam: Geleneksel olarak amalgam kök ucu dolgu materyali olarak seçilmektedir (63, 64). Diş hekimleri amalgamı çok iyi bilmektedir ve restoratif bir materyal olarak kullanılması tarihsel popülerliğinin bir yansımasıdır. Her zaman bulunabilmesi, ucuzluğu, kolay manüplasyonu ve radyopak olması kullanılması için makul sebeplerdir. Ancak, amalgamın pek çok dezavantajı vardır:

- Korozyon ve boyutsal değişiklik; amalgam içeriğine bağlı olarak farklı oranlarda meydana gelir. Amalgamın elektrokimyasal korozyonu kök ucu dolgusunda başarısızlığından sorumludur (65).
- Amalgam tattoo; kök ucu dolgu maddesi yerleştirilirken artık amalgam parçalarının saçılması dokuda şekil bozulmasına yol açabilir. Materyal yerleştirilirken tattoo'ya sebep olur 'Fokal argyrosis' ile sonuçlanır (66).
- Biyouyumluluk ve güvenlik sorunu; amalgamın biyouyumluluğu diş hekimliğinde endişe veren güncel bir konudur. Pek çok *in vivo* hayvan çalışmasında amalgamdan istenmeyen doku yanıtı geliştiği görülmüştür (67-

70). Dahası, zamandan bağımsız olarak amalgam ile doldurulan köklerin hepsinde orta ve yüksek inflamasyonun eşlik ettiği görülmüştür (69).

- *In vitro* çalışmalarda etkili olmayan tıkama; pek çok *in vitro* sızdırmazlık çalışmasında amalgamın etkili bir tıkama sağlayamadığı yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (67, 68)
- Klinik çalışmalarda yetersiz sonuçlar göstermiştir; amalgamın kök ucu dolgu maddesi kullanıldığı pek çok klinik çalışmada sonuçlar dikkatlice derlenip, katı iyileşme kriterleri göz önünde bulundurulduğunda yetersiz olduğu belirtilmiştir (71, 72).

Çinko Oksit Ojenol Simanlar: Kök ucu dolgusunda çinko oksit ojenol (ZOE) simanlar amalgamdan daha iyi sonuçlar vermiştir. Materyalin kullanımı kolay ve postoperatif iyi sonuçlar verdiği söylenilmektedir. Ancak orijinal ZOE simanı zayıftır ve sertleşme süresi uzundur. Bir diğer dezavantajı çözünürlüktür. Kök ucu dolgu maddesi olarak kullanılan ZOE zaman içerisinde rezorbe olmakta ve bu nedenle uzun süre kullanım için uygun değildir. Sonuç olarak; ZOE simanın modifiye formları önerilmiştir (73).

ZOE simanın fiziksel özelliklerini arttırmaya yönelik 2 girişim uygulanmıştır:

- Likite bir miktar öjenol yerine etoksibenzoik asit, tozuna kuartz ya da alüminyum oksit eklenerek EBA simanı (Super EBA, Bosworth, Skokie, IL, ABD) oluşturulmuştur.
- Tozuna polimetilmetakrilat eklenerek Intermediate Restorative Material (IRM, Caulk-Dentsply, Milford, DE, ABD) oluşturulmuştur. İlave olarak likitine polistiren eklenerek Kalzinol (De Trey, Dentsply, Kontstanz, Almanya) oluşturulmuştur.

Kök ucu dolgu materyali olarak en çok kullanılan ZOE simanlar IRM ve Super EBA'dır (33).

Super-Etoksi Benzoik Asit (Super EBA): Toz ve likitten meydana gelen bir simandır. Materyalin tozu; % 60 oranında çinko oksit, % 34 oranında alümina ve % 6 oranında natürel rezinden oluşmakta, likidi ise % 37,5 oranında öjenol, % 62,5 oranında etoksi benzoik asitten meydana gelmektedir. Etoksibenzoik asitten kaynaklı yüksek sertliğe sahip fakat istenmeyen çalışma zamanı olan Super EBA 1960'da geliştirildi ve ZOE'nin yerini aldı. Super EBA nötr pH'a, düşük çözünürlüğe ve uygun

radyoopasiteye sahiptir (74). Ancak doku uyumluluk çalışmaları Super EBA'nın azdan orta düzeye kadar ojenole bağlı reaksiyona neden olduğunu bildirmiştir (75, 76). Ultrasonik kök ucu preparasyonundan sonra dolgu materyali olarak Super EBA'nın kullanıldığı sızıntı çalışmaları endişe verici olmakla birlikte periapikal cerrahide kısa dönemde başarılı olduğu gösterilmiştir (77, 78).

Intermediate Restorative Material (IRM): IRM, toz ve likitten meydana gelen bir materyaldir. Materyalin toz kısmı; % 80 çinko oksitten, %20 polimetilmetakrilattan oluşur. Likidi ise % 99 öjenol ve % 1 asetik asitten meydana gelir. IRM, ilk defa 1978 yılında Oynick ve Oynick (79) tarafından kök ucu dolgu materyali olarak klinik bir çalışmada kullanılmış ve biyouyumlu olduğu gösterilmiştir.

Cam İyonomer Simanlar (CİS): Polialkenoik asit ile silikat cam tozun reaksiyonundan meydana gelen CİS 1970'li yılların başında kullanılmaya başlanan restoratif materyaldir (80). CİS adeziv özellik göstermektedir. CİS'in flor salımı, bakteri asit metabolizmasını inhibisyonu, biyouyumluluk, mine ve dentine kimyasal bağlanma gibi üstün özellikleri bulunmaktadır (81). Buna karşın CİS uzun sertleşme süresi, sertleşme başlangıcında neme duyarlı olması, dehidratasyon, estetik ve mekanik özelliklerinin düşük olması gibi dezavantajları bulunmaktadır (82).

Geleneksel cam iyonomer simanlarda (GCİS) gözlenen bu problemler sebebiyle son yıllarda, bu simanlara rezin ilave edilerek modifiye edilmiş ikili sertleşme (dual-cure) reaksiyonları ile polimerize edilen "rezin modifiye cam iyonomer simanlar" (RMCİS) geliştirilmiştir (83). Resin modifiye cam iyonomer simanlar % 80 oranında cam iyonomer siman ve % 20 oranında rezinden oluşmaktadır. Bu simanların, resin monomerlerin polimerizasyonlarına bağlı olarak, sıkışma ve gerilme kuvvetlerine karşı dayanıklılıklarının, kırılma dirençlerinin, elastisite modüllerinin ve retansiyon oranlarının arttığı bildirilmektedir (84, 85).

RMCİS GCİS'a göre fotokimyasal reaksiyonların klinisyen tarafından başlatılabilmesi, dentine kimyasal olarak bağlanması, nenden çok az etkilenmesi ve daha az çözünürlük göstermesi gibi pek çok avantajı vardır (85, 86). Ancak hidroksietil metakrilat (HEMA) monomeri geleneksel cam iyonomere göre potansiyel zarar vermektedir ve biyouyumluluğunu düşürmektedir (87). Polimerize olmayan HEMA bu materyalden salındığı bilinmektedir ve HEMA dentine penetre olmaktadır ve pulpaya

ulaşıp sitotoksik etki gösterdiği kanıtlanmıştır (88-90). Ayrıca HEMA monomerinin alerjen olduğu bilinmektedir (87).

GCİS'ların neme olan aşırı hassasiyetleri, benzer şekilde RMCİS'larda da kendini göstermektedir (91). Tüm restoratif materyallerin fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklerini etkileyen su emilimi, tamamen kontrol altına alınamayan ve restoratif materyallerin klinik başarısını etkileyen faktörlerden biridir (83). Dolayısıyla su emilimi, siman matriksinin hidrolizine bağlı olarak zaman içinde siman kütlelerinin bozulmasına yol açmakta ve yüzey özelliklerinin, kenar bütünlüğünün, estetik görünümünün kaybına ve dolayısıyla restorasyonlardaki bozulmaların artmasına sebep olmaktadır (92).

Kompozit Rezinerler: Kompozit rezinerler, temel olarak bisfenol glisidil metakrilat (BIS-GMA), uretan dimetakrilat (UDMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) gibi aromatik ve/veya alifatik monomerlerden oluşurlar (73).

Dentin bonding ajanı ile kombine kullanıldığında kompozit rezinerler restoratif diş hekimliğinden alınıp endodontik cerrahiye adapte edilebilir. Teknik hassasiyete bağlı olarak bu materyal ile sızdırmaz bir apikal tıkkama sağlanması muhtemeldir (93). Bazı dolgular nemden etkilenmese bile dentin bonding ajanının ve kompozit rezinin kök ucu dolgu materyali olarak kullanılabilmesi için kuru bir alana ihtiyaç vardır (94). Kök ucu kavitesinin izolasyonu çok zor olduğundan teknik hassasiyet çok önemlidir.

Poliasit Modifiye Kompozit Rezinerler (Kompomerler): Kompomerler poliasit-modifiye kompozit rezinerlerdir. Matriks oluşturmak için asit faz cam gibi biraz cam iyonomer yapısından ve rezin monomere bağlanan polialkenoat asit molekülden oluşur (95).

İyi fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olması, kolay uygulanabilir olması, biyoyumlu olması ve dentine bağlanabilme özellikleri bulunan poliasit modifiye kompozit rezinerlerin polimerizasyon büzülmesi göstermeleri önemli bir dezavantajdır (96).

Kompomerin biyoyumluluğunun değerlendirildiği çalışmalarda amalgam, kompozit rezin ve Super EBA ile benzer biyoyumluluk göstermiştir (97, 98). Kompomerlerin kök ucu dolgu materyali olarak kullanıldığı sınırlı sayıda klinik bilgi vardır. Bir çalışmada 34 dişin bir yıllık takip süresi sonunda ışınla sertleşen kompomer

cam iyonomer siman ile karşılaştırılmıştır. Kompomer önemli oranda cam iyonomer simana göre daha başarılı bulunmuştur (99).

Hidroksiapatit Siman: Hidroksiapatit siman tetrakalsiyum fosfat ve dikalsiyum fosfat bileşiklerinden oluşmaktadır. Ticari olarak Bone Source (Leibinger, Kalamazoo, MI, ABD) markası ile satılmaktadır. Bu içerikler su ile karıştırıldığında karbon ve hidroksiapatitten oluşan katı bir bileşik oluşturmak için izotermal olarak reaksiyona girer. Sıkışma dayanıklılığı 60 MPa'nın üzerindedir. Karşılaştırıldığında, Mineral Trioksit Aggregate (MTA) 70 MPa'lık bir sıkışma dayanıklılığına sahiptir. Hidroksiapatit simanın biyouyumluluğu son derece iyidir, toksik reaksiyona veya inflamatuvar yanıtı neden olmaz ve zaman içerisinde şeklini ve hacmini koruduğu gösterilmiştir. Hidroksiapatit siman uygulandıktan sonra zamanla rezorbe olur ve osteokondüktif anlamda yaklaşık 1:1 oranda doğal kemik ile yer değiştirir. Hidroksiapatit simanın sertleşmesini doğru bir şekilde tamamlayabilmesi için cerrahi alan (15-20 dk) kuru tutulmaya çalışılmalıdır (100).

Polimetilmetakrilat Kemik Siman: Akrilik kemik simanlar ticari olarak uygulama esnasında karıştırılan bir polimer tozu ve bir monomer likidi olarak iki parça halindedir. Polimetilmetakrilat (PMMA) kemik siman ortopedik cerrahide yaygın bir şekilde kullanılır. Ana olarak protezlerin fiksasyonunda ayrıca kompresif vertebral kırıkların stabilizasyonu veya kemik defektlerin doldurulması amacıyla kullanılmıştır (101). Bu materyal diş hekimliğinde endodontik cerrahi sonrası kök ucu dolgu materyali olarak kullanılmaktadır.

Bu simanın kullanımı ile ilgili, çevre kemik dokularında polimerizasyon sırasında yüksek ısı oluşmasıyla meydana gelen termal nekroz ve artık monomerlerin neden olduğu kimyasal nekroz, iki ana problem olarak belirtilmiştir (102, 103). Ancak Badr (104), bu materyalin serbest monomerinin doku üzerindeki etkilerini araştırmışlardır ve sonuç olarak çok az miktarda toksisite meydana geldiğini bildirmiştir. Ayrıca kök ucu dolgusu olarak kıyaslandığında amalgamdan daha iyi marjinal adaptasyon gösterdiği belirtilmiştir.

İRoot BP Plus: Yakın zamanda İRoot BP Plus isminde yeni bir biyoseramik materyal (Innovative Bioceramics, Vancouver, Kanada) geliştirilmiştir. Aynı zamanda EndoSequence RRM Putty (Brasseler, Savannah, GA, ABD) ve TotalFill RRM Putty

(FKG, La-Chaux-de-Fonds, İsviçre) adıyla da sunulmaktadır. İRoot BP Plus herhangi bir ajanla karıştırmaya gerek kalmadan biyoseramik macun kıvamında bir materyaldir. Bu materyal daimi kök kanal dolgusu ve tamir uygulamaları amacı ile geliştirilmiştir (105).

Ana yapısı trikalsiyum silikat, bikalsiyum silikat, kalsiyum fosfat, tantalyum oksit ve zirkonyum oksittir. Bu biyoseramik macun ortamdaki nemi ve suyu emerek trikalsiyum silikat ve bikalsiyum silikat hidrasyonu ile başlangıç sertleşmesini tamamlar. Trikalsiyum silikat ve bikalsiyum silikatın hidrasyon reaksiyonundan kalsiyum silikat hidrojel ve kalsiyum hidroksit açığa çıkmaktadır. Sonra kalsiyum hidroksit, kalsiyum fosfat ile reaksiyona girerek hidroksiapatit çökeltisini oluşturur (106).

Çeşitli yaklaşımlar İRoot BP Plus'ın kök ucu dolgusunda ve anti bakteriyel etkinlikte MTA ile kıyaslandığında benzer sitotoksosite gösterdiğini doğrulamıştır (107-109). Ek olarak İRoot BP Plus'ın *in vitro* çalışmalarda insan dental pulpa hücrelerinde mineralizasyonu ve odontoblastik farklılaşmayı sağladığı gösterilmiştir (110).

Mineral Trioksit Aggregate

İlk kez 1993 yılında tanımlanan MTA 1998'de Amerikan Gıda ve İlaç Yönetimi tarafından onaylanması ile geniş çaplı bir kullanım alanı bulan bir biyomateryaldir (111, 112). İlk olarak kök ucu dolgu materyali olarak geliştirilen MTA daha sonra pulpa kaplaması, pulpektomi, apeksifikasyon ve apeksonogenezis tedavilerinde, kök ve furkasyon perforasyonların tamirinde, kök kanal dolgu patı olarak ve açık apeksli dişlerin tedavisinde apikal bariyer olarak kullanılmıştır (113, 114).

MTA tozu nem varlığında sertleşen ince hidrofilik partiküller içerir. Pek çok likit MTA tozunu karıştırmak için kullanılmıştır. MTA yapısında kalsiyum hidroksit, ve silikon ve bizmut oksit içerir (114). MTA 3:1 toz likit oranında steril su ile karıştırılıp hazırlanır (115). MTA'nın gerçek sertleşme zamanı 165 ± 5 dakikadır. Bu süre amalgam, Super EBA ve IRM'den yüksektir (116). MTA tozunun hidrasyonu koloidal jel formdan sert bir yapı haline dönüşmesi ile sonuçlanır. Karıştırma özelliği toz/likit oranından, karıştırma yönteminden, kondensasyon için uygulanan basınçtan, çevresel nemden, MTA tipinden, depolanan ortamdan, uygulandığı ortamın pH değerinden, taşındığı malzeme tipinden, karıştırma ve uygulama arasında geçen zamandan, materyalin kalınlığından ve sıcaklıktan etkilenebilir (117-121). Karıştırıldıktan sonra MTA'nın pH'ı 10,2 olur 3 saat sonra 12,5'e çıkar. Aynı şekilde zamanla MTA'nın

basınç dayanımı karıştırıldıktan 24 saat sonra 40 MPa'ya 21 gün sonra 67,3 MPa'ya çıkar.

MTA'nın orijinal formu Loma Linda Üniversitesinde Dentsply tarafından geliştirilmiştir: ProRoot MTA (Dentsply-Tulsa Dental, Tulsa-ABD) ve Tooth Colored MTA (Dentsply-Johnson City-ABD). Diğer MTA tipleri olan Angelus Brezilya'da ve Egeo beyaz formu olarak Arjantin'de üretilmiştir (122). MTA; gri (GMTA) ve beyaz (BMTA) olarak iki ayrı formda üretilmiştir. GMTA kullanıma sunulduktan sonra renklenmeye neden olduğu görülmüştür. Bu nedenle BMTA geliştirilmiştir (123). Araştırmacılar BMTA'nın GMTA'ya göre daha düşük demir, alüminyum ve magnezyum oranları olduğunu belirtmişlerdir (124, 125). Bugüne kadar, ideal formülasyon ve renk özelliklerine ulaşabilmek amacı ile, birbirine oldukça yakın kimyasal içeriğe sahip, partikül boyutu değiştirilmiş ve farklı mineral oksitler içeren MTA türleri geliştirilmiştir (126, 127).

ProRoot MTA adı ile satılmakta olan materyalin, gri ve beyaz olmak üzere iki formu mevcuttur. Her iki MTA türü de ağırlıkça % 75 portland simanı, % 20 bizmut oksit ve % 5 kalsiyumdan oluşmaktadır (114). MTA'nın ana içeriği portland simanıdır. Portland simanının içerdiği elementler CaO (% 58,5), SiO₂ (% 17,7), Al₂O₃ (% 4,5), MgO (% 3,3), SO₃ (% 3), Fe₂O₃ (% 2,9), K₂O (% 0,9) ve N₂O'dir (% 0,2). Bu elementlerden oluşan temel bileşikler ise; trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, trikalsiyum aluminat, tetrakalsiyum aluminoferrit, kalsiyum sülfat, alkali asitler ve diğer bileşiklerdir (128-131).

Brezilya şirketi Angelus (Odonto-Lógica, Ind. Prod. Odont. Ltda, Londrina, Paraná, Brezilya) portland simanının minimal arsenik içerikli olanını seçmiştir. ProRoot ile benzer radyoopasite sağlamak adına içeriğe bizmut oksit ilave etmiştir. Bu materyal ticari olarak MTA-Angelus olarak kullanıma sunulmaktadır (132). Çalışma kolaylığı sağlamak ve sertleşme süresini iyileştirmeye katkıda bulunmak için MTA-Angelus geleneksel MTA'dan farklı olarak kalsiyum karbonat, kalsiyum silikat, kalsiyum aluminat ve baryum çinko fosfat içermektedir.

Kullanılan diğer materyallerle MTA'nın *in vitro* boya ve sıvı filtrasyon metodları ile mikrosızıntı yönünden kıyaslanması birçok çalışmaya konu olmuştur (133). Apikal rezeksiyonu takiben kök ucu restorasyonu için kullanıldığında MTA'nın; amalgam, çinko oksit ojenol simanlar ve geleneksel cam iyonomer simanlardan daha az mikrosızıntıya neden olduğu bildirilmiştir (115, 134-138).

MTA'nın çözünürlük derecesi araştırmacılar arasında tartışma konusu olmuştur (114). Çoğu araştırmacı MTA için çok çözündüğünü ya da hiç çözünmediğini belirtmiştir (116, 139, 140). Ancak, uzun dönem bir çalışmada çözünürlüğün arttığı belirtilmiştir (141). Çözünürlük kullanılan su/toz oranından etkilenebilmektedir. Aslında yüksek su/toz oranı MTA'nın porozitesini ve çözünürlüğünü arttırmaktadır (142). Fazla su kullanmanın MTA'dan kalsiyum iyonlarının salınmasını arttırdığını belirtilmektedir (114). MTA'ya suda çözünmeyen bizmut oksit eklenmesinin MTA'nın özünmemesini sağlar. Camilleri (143), MTA'nın hidrasyonu deneyinde bizmut oksit ile MTA'nın kalsiyum ve silikat yapılarının reaksiyona girdiğini doğrulamaktadır.

Eşdeğer kalınlıkta alüminyum ile kıyaslandığında MTA'nın radyoopasitesinin 7,17 mm olduğu belirtilmiştir (116). Bu değerin farklı bir araştırmada Super EBA ve IRM den yüksek olduğu belirtilmiştir (144). Bizmut oksit MTA'ya radyoopaklık sağlar. radyoopaklığın karşılaştırıldığı 2 ayrı çalışmada GMTA, BMTA'ya göre daha radyoopak çıkmıştır (121, 145).

Yapılan alışmada MTA'nın açık apeksli dişlerde apikal bariyer materyali olarak kullanımında 4 mm'lik kalınlığın 1 mm'ye göre daha iyi sonuç verdiği görülmüştür (146). MTA'nın apikal alanı etkili bir şekilde tıkayabilmesi için minimal kalınlığın 3 mm olması gerektiğini belirtmişlerdir (147). Birkaç araştırmada MTA; IRM, Super EBA, amalgam ve cam iyonomer simana göre çok iyi marjinal adaptasyon göstermiştir (12, 148-150). BMTA, GMTA ve portland simanının marjinal adaptasyonunun kıyaslandığı bir çalışmada materyaller arasında önemli bir fark bulunmamasına rağmen GMTA daha iyi marjinal adaptasyon göstermiştir (151).

MTA'nın biyoyumluluğunun değerlendirilmesi hücre serileri, primer hücre kültürleri veya her ikisinin birleşimini kullanarak hücre kültürü teknikleri ile yapılmıştır (152-157). Hücre tipine göre meydana gelen duyarlılık reaksiyonlarında farklılık olsa da sonuçlar MTA'nın biyoyumlu bir materyal olduğunu göstermiştir. Meydana gelen doku cevabı açısından *in vivo* olarak MTA materyali kemik içi ve subkütanöz yerleştirme testleri ile araştırılmış ve dokuların bu materyali iyi tolere ettiği tespit edilmiştir (158-162). *İn vivo* deneysel çalışmalarda kök ucu dolgusu olarak MTA'nın amalgama göre daha az enflamasyona neden olduğu, ilaveten çevresinde yeni sement oluştuğu bildirilmiştir (70, 163, 164).

MTA'nın sementogenezisi nasıl indüklediği araştırıldığında, osteoblastlar için biyolojik olarak aktif tabaka oluşturduğu, sitokin hücrelerinin üretimini uyararak materyale kemik hücrelerinin iyi bir şekilde bağlanmasını sağladığı bulunmuştur (165).

Doku kültürü deneylerinde MTA'nın sementoblast yapışmasına izin verdiğini mineralize matris geni üzerine olumlu etkilerinin olduğunu göstermiştir (166). MTA'dan salınan kalsiyumun doku fosfatları ile reaksiyona girip hidroksiapatiti oluşturarak dentin-MTA ara yüzeyindeki matriksi meydana getirir (167). MTA'nın kapama kapasitesi, biyouyumluluğu ve dentinojenik aktivitesinin bu fizikokimyasal reaksiyonlara bağlı olabileceği rapor edilmiştir (95).

Bir dezavantaj olarak bu materyalin kök ucu kavitesine taşınması sıkıntılıdır. Birçok hekim MTA'yı yerleştirmek için taşıyıcı tipte ucu olan bir alet ya da enjektör kullanır. MTA'yı kök ucu kavitesine taşımak için amalgam tabancası, Messing kök kanal tabancası (Miltex, York, PA, ABD), Dovgan MTA taşıyıcı (Quality Aspirators, Duncanville, TX, ABD), MAP sistem (PD, Vevey, İsviçre) ve Lee MTA Pellet Forming Block (G. Hartzell & Son, Concord, CA, ABD) gibi taşıyıcılar kullanılabilir (168).

Biyouyumluluk çalışmaları MTA'nın üstün biyolojik özellikleri olduğunu gösterse de uzun sertleşme süresi, zayıf kontrol özellikleri ve pahalı fiyatı gibi bazı dezavantajları bulunmaktadır (169). Ayrıca, MTA'dan arsenik gibi bazı ağır metallerin salındığı endişeleri bulunmaktadır (170, 171). Bu tür sebeplerden dolayı araştırmacılar yeni materyal arama yollarına girmişlerdir. Yeni sayılabilecek bu materyaller arasında BioDentine, DiaRoot BioAggregate, iRoot BP Plus, Tech Biosealer RootEnd sayılabilir.

Bioaggregate

Son zamanlarda Bioaggregate (DiaDent, Burnaby, BC, Kanada) materyali üretilmiştir ve kök ucu dolgusunda, perforasyon tamirinde, vital pulpa tedavisinde kök ucu kapanmamış dişlerin apikal kapanmasını sağlamak amacı ile kullanılmıştır. Üreticisi tarafından tanımlandığı üzere çözünmez, radyopak, alüminyum içermeyen, beyaz nanopatikülleri olan bir seramik siman olan Bioaggregate temel olarak kalsiyum silikat, kalsiyum hidroksit ve hidroksiapatit içeren bir materyaldir (172).

Pek çok *in vitro* çalışmada Bioaggregate'ın mükemmel biyouyumluluk gösterdiği, periodontal rejenerasyonu önemli ölçüde uyardığı ve osteokondüktif olduğu gösterilmiştir (173-175). De-Deus ve ark. (176) primer insan mezenkimal hücre kültürleri üzerinde yaptıkları çalışmada Bioaggregate'ın MTA ile benzer biyouyumluluk gösterdiğini belirtmiştir. Yapılan bir Mikro-BT ve histoloji çalışmasında sıçan pulpası üzerinde açılan yara bölgesine MTA, Biodentine ve Bioaggregate uygulanması sonrasında sert doku oluşumu gözlenmiştir. Bununla birlikte her üç

materyalin de dentinojenik aktivitesinin olduğu fakat Bioaggregate'ın daha az aktivite gösterdiği bulunmuştur (177).

Bioaggregate materyali içerik olarak MTA ile benzer özellikler göstermektedir. Üretici açıklamaları doğrultusunda Bioaggregate alüminyum içermeyen seramik nanopartikül siman içermektedir. Bu nanokristal hidroksi apatit insan periodontal ligament (PDL) fibroblastlarının proliferasyonunu stimüle ettiği rapor edilmiştir (178). Ayrıca, MTA ile kıyaslandığında insan PDL fibroblastları üzerinde daha düşük sitotoksik etki göstermektedir (179). Bioaggregate materyalinde kullanılan radyopaklık verici madde MTA'da bizmut oksit iken Bioaggregate'da tantalyum pentoksittir (172).

Biodentine

Biodentine (Septodont Ltd., Saint Maur des Faussés, Fransa), 2009'dan bu yana kalsiyum silikat esaslı materyal olarak kullanıma sunulmaktadır ve özel olarak 'dentinin yerini alabilecek' materyal olarak belirtilmektedir. Biodentine, endodontik tamir (kök perforasyonları, apeksifikasyon, rezorptif lezyon ve kök ucu dolgu materyali olarak endodontik cerrahide) ve pulpa kaplama ajanı olarak ve restoratif diş hekimliğinde dentinin yerini alan materyal olarak geniş bir kullanım alanına sahiptir. Bu materyal MTA bazlı siman teknolojisi kullanılarak formüle edilmiştir. Fiziksel kalitesi ve kullanımı gibi bazı özellikleri artırılmıştır (180).

Biodentine tozu trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, kalsiyum karbonat ve oksit doldurucular olan demir oksit ve zirkonyum oksit içerir. Trikalsiyum silikat ve dikalsiyum silikat materyalin ana yapısını oluşturur, zirkonyum oksit ise radyopaklık verir. Diğer yandan likiti ise hızlandırıcı olarak kalsiyum klorit ve su indirgeyici ajan olarak suda çözülebilen polimerler içerir. Materyalin eşsiz bir özelliği olan hızlı sertleşme likite kalsiyum klorit eklenmesi ve partikül büyüklüğünün artırılması ile elde edilir. Materyalin sertleşmesi 9-12 dakika gibi kısa sürede gerçekleşir.

Laurent ve ark. (181) ilk defa insan fibroblast kültüründen Biodentine'in biyolojik özelliklerine üzerine çalışmıştır. Bir diğer çalışmada Biodentine pulpa hücrelerinde transforme edici büyüme faktörü beta-1 (TGF-B1) sekresyonunu önemli ölçüde arttırdığı bulunmuştur (182). Zhou ve ark. (183) tarafından yapılan bir çalışmada Biodentine BMTA (ProRoot) ve cam iyonomer siman ile karşılaştırılmıştır. İnsan fibroblast hücreleri üzerinde yapılan bu çalışmada MTA ve Biodentine cam iyonomer simana oranla daha az toksik bulunmuştur. Biodentine ile ilgili yapılan vital pulpa

çalışmalarında Biodentine'in MTA'ya yakın klinik özellikler gösterdiği ve yara sahasında dentin köprüsünün tamamıyla oluştuğu ve inflamatuvar yanıtın görülmediği belirtilmiştir (184). Yapılan hayvan deneylerinde domuzlar üzerinde pulpa kaplama ajanı olarak pulpotomide kullanılmıştır. Bu çalışmada 7, 28 ve 90 günün sonunda Biodentine'in biyoaktif özelliklerinin, sert doku oluşumunu indüklediği ve orta /yüksek derecede bir enflamasyon oluşturmadığı sonucuna varılmıştır (185).

Grech ve ark. (186) yaptıkları çalışmada, Biodentine'nin baskı dayanımını 35 dakika, 24 saat ve 28 günde sırasıyla 10.6 ± 2 , 57.1 ± 12 ve 72.6 ± 8 MPa bulmuştur. Bu çalışmada test ettikleri diğer materyallerle kıyasladıklarında Biodentine'in en yüksek baskı dayanımına sahip olduğunu belirtmişlerdir. Araştırmacılar kullanılan Biodentine'in düşük su/siman oranı sayesinde dayanımının arttığını savunmaktadır.

Diğer materyallerde radyopaklık verici olarak bizmut oksit kullanılırken Biodentine'de zirkonyum oksit kullanılmıştır. Bunun sebebi yapılan bazı çalışmalarda zirkonyum oksitin biyouyumlu karakteristiğe sahip olduğu, uygun mekanik özellikler ile biyo inert özellikler gösterdiği ve korozyona dirençli olduğu gösterilmiştir (187). Grech ve ark. (186), trikalsiyum silikat simanların, Bioaggregate'ın ve Biodentine'in radyopaklıklarını değerlendirmiştir. Sonuç olarak bütün materyallerin radyopaklıkları 3 mm Al'dan daha yüksek çıkmıştır. Diğer yandan Biodentine'in radyopaklığının radyografide dentin sahasından yeterli bir şekilde görülemediği klinik bir çalışmada tespit edilmiştir. Bu da pratik uygulamalarda zorlukları göstermektedir (180).

2.2. Endodontide 3 Boyutlu Görüntüleme ve Rekonstruksiyon

1895'te X ışınları Roentgen tarafından tanımlanmıştır. Bu zamandan itibaren diagnostik tıpta gelişme sağlamış ve vücudun görülemeyen kısımlarını zarar vermeden görüntülemeye olanak tanımıştır. Bilgisayarlı tomografi görüntüleri ilk olarak 1970'lerin başında kullanılmaya başlanmıştır. Çok sayıda düzlemde elde edilen görüntüler farklı yoğunluklara sahip dokuların 3B uzaysal görüntülerini oluşturmak üzere kullanılır (188). Diş hekimliğinde görüntüleme hastaların klinik değerlendirmesinde teşhis için son derece önemli bir tamamlayıcıdır. 2B görüntüleme ışınlama süresince istenmeyen açılanmalara sebep olacak geometrik bozulmalar gösterebilmektedir. Pek çok ürün geometrik bozulmalar sorununu çözmek için geliştirilmiştir. 3B tarama cihazları izotropik voksel görüntüleme ile geometrik bozulmaların üstesinden gelmiştir ve görüntülerde ölçülebilir hassaslıkta geometriler

sağlamıştır (189). Pek çok çalışmada endodontik teşhis ve tedavi planlamasında 3B görüntüleme sistemlerinin avantajlarından bahsedilmiştir (190, 191).

2.2.1. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

İlk kez kardiyolojik değerlendirme amacı ile kullanılan KIBT 1982 yılında kullanılmıştır (192).

KIBT, diş ve kemik gibi yüksek kontrastlı yapıların görüntülenmesi için dental alanda kullanılmaktadır. Konik ışınlı görüntünün yüksek uzaysal çözünürlüğü özellikle temporomandibular eklem, implant, çenelerin kemiksel ve dişsel hastalıkları gibi birkaç alanda önem arz etmektedir. Bunun yanında; kistler, tümörler, enfeksiyonlar, gelişimsel anomaliler, ortodontik problemlerin tespit ve takibinde, travmatik yaralanmaların incelenmesinde de yüksek çözünürlük özelliğinden yararlanır. KIBT ile birlikte çeşitli yazılım programlarının kullanımı önemli katkılar sağlar (193).

Periapikal lezyonların teşhisi, lokalizasyonu ve boyutlarının değerlendirilmesi endodontik tedavi açısından son derece önemlidir (194). Periapikal lezyonların tespitinde KIBT geleneksel radyografilerden daha hassastır. Yapılan çalışmalarda KIBT görüntülerinin intraoral ve panoramik radyografilere göre daha iyi olduğu gösterilmiştir (190, 195). Ayrıca, KIBT endodontik cerrahi işleminden önce kök boyutu, eğimi, kökün kortikal kemiğe olan mesafesinin ölçülmesi, maksiller sinüs, mandibular kanal ve mental foramen gibi komşu anatomik yapıların değerlendirilmesinde çok önemli bir yere sahiptir (196). Ancak, deneysel endodontide mikro düzeyde KIBT ile görüntü alınamamaktadır. Çünkü KIBT, numunenin sabit olup cihazın numune etrafında dönerek görüntü aldığı sistemdir. Bu taramada oluşan vibrasyon çözünürlüğü düşürmektedir. Bu nedenle kök kanal sistemi gibi daha karmaşık ve küçük ölçekteki yapıları değerlendirmek zor hale gelir. Bunun yerine Mikro-BT sisteminde olduğu gibi x-ışını tarayıcısının ve dedektörün sabit olduğu ancak taranacak objenin kendi eksenini etrafında döndürüldüğü yöntemde oluşan vibrasyon azalır ve daha yüksek çözünürlüklü görüntüler elde edilir (197).

Deneysel çalışmalarda kullanılan örnekler, uygulanan çalışmanın tipine göre çekilmiş dişler veya içerikleri birbirinin benzeri olan yapay modeller olmaktadır. Çekilmiş dişlerin kullanıldığı çalışmalarda deney sonrası meydana gelen değişikliklerin incelenmesi büyük önem taşımaktadır. Bu değişiklikleri incelemek amacıyla pek çok modelleme teknikleri geliştirilmiştir. Plastik modeller, histolojik kesitler, taramalı elektron mikroskobu (SEM) çalışmaları, kök kanallarının silikon ölçü maddesi ile

modellerinin çıkarılması, muflalama sistemleri ile dişlerden seri kesit alınması ve radyografik karşılaştırmalar bu değerlendirme yöntemleri içerisinde (198-201).

Dişlerden histolojik çalışma için seri kesit alımı esnasında boyut kaybına uğraması, ölçü maddelerinin kullanıldığı uygulanan tekniklerde dar kök kanallarındaki kontrolünün zorluğu, radyografi ile elde edilen görüntülerin iki boyutlu olmasından kaynaklanan yetersizlikler, ışının yönüne bağlı görüntü değişimleri gibi sıkıntılar ve bilgisayar destekli görüntüleme sistemlerindeki gelişmeler 3B rekonstrüksiyon sistemlerinin kullanımına olan ihtiyacı arttırmıştır (201).

3B rekonstrüksiyon, araştırılmak istenen örnekten alınan görüntülerin bilgisayar ortamında ilgili programlar kullanılarak birleştirilmesi ile örneğin bilgisayar üzerinde yeniden oluşturulması işlemidir. Bilgisayar ortamında kullanılan sistemin programları ile oluşturulan modelleme bittikten sonra programın sınırları dâhilinde ve kullanıcının bilgisine göre 3B hale getirilmiş örnekte farklı ölçümler ve hesaplamalar yapılabilir. Bu programlar ile örneklerin oluşturulan görüntülerinde her 3 ekseninde (X, Y, Z) hesaplama yapılabilir.

Analizi yapılacak örneğin değerlendirme yapılacak bölgesinden istenilen kalınlıkta kesitler alınabilir. Örnekten alınan kesit aralığının küçük olması örnekten daha fazla bilgi alınmasını sağlayarak elde edilen görüntünün çözünürlüğünün artmasını sağlamaktadır (202). Kesitsel kalınlık olarak 5-50 µm kalınlıkta kesit alan mikrotomografi cihazları geliştirilmiştir. Bu cihazlar yüksek çözünürlükte görüntü almaya olanak sağlar. Yüksek çözünürlüklü bilgisayarlı tomografi başarılı bir şekilde dişin mine kalınlığını ve kullanılan materyalin hacmini ve yüzey alanının ölçümünü başarılı bir şekilde gerçekleştirir (203).

2.2.2. Mikrobilgisayarlı Tomografi Görüntüleme Tekniği

Geleneksel BT'nin düşük çözünürlüğü diş ve diş kanalları gibi küçük örneklerin rekonstrüksiyonu için yeterli değildir. Mikro-BT'nin geliştirilmesi ile vertikal çözünürlük kapasitesi 100-200 µm'ye çıkmıştır. Son yıllarda çözünürlük 81 µm'ye daha sonra 36-68 µm'ye ve 25-15 µm'ye kadar çıkarılmıştır. Şimdi ise 10 µm çözünürlüğün altına inmeyi başarmıştır (204).

Mikro-BT 3B analizleri örneğe zarar vermeden gerçekleştiren bir tekniktir, dolayısıyla veri kaybı oluşmaz. Mikro-BT ile ilgili çalışmalarda genelde sert dokuların rekonstrüksiyonu değerlendirilmiştir. Yumuşak dokuların değerlendirilmesinde polimerlere ihtiyaç duyulur (205). Dişler, kemikler, dental implantlar ve dental

restorasyon gibi minimal ve karmaşık yapıların Mikro-BT ile taranıp 3B rekonstrüksiyon ile modellerinin elde edilmesi tam ve kesin veriler elde etmemizi sağlar. Dişlerin bütün yapıları densite değerlerine göre farklı gri tonlarda ve farklı piksel değerlerinde görülmesi mümkündür (206, 207).

Berutti (208), 1993 yılında BT kullanarak dişlerden 1 mm kalınlığında kesit görüntüleri meydana getirmiş ve bu kesitlerden de kök kanalının 3 boyutlu görüntüsünü oluşturmuştur. Tachibana ve Matsumoto (209), X-ray BT'nin endodontide kullanılabilirliğini araştırmışlar ve dişin 3 boyutlu rekonstrüksiyonunun mümkün olduğunu göstermişlerdir. Sonrasında yapılan çalışmalarda dişlerde mine kalınlığının, yüzey alan ve hacimlerinin ölçülmesinde ve kök kanal şekillendirme tekniklerinin karşılaştırılmasında yüksek pikselde BT görüntüleri başarılı bir şekilde kullanılmıştır (209-212).

Mikro-BT'de tarayıcının obje etrafında hareketi ile çok sayıda projeksiyonlar elde edilir. Bu projeksiyonlar 'X ray charge coupled device' kamera ve bunun bilgisayara aktarılması ile elde edilir. Özel programlarla çok sayıda küçük kesitler elde edilir ve birleştirilir. Böylece 3B görüntü oluşturulur. Mikro-BT ve bilgisayarlı X ışınlı tomografide temel prensipler aynıdır (207).

Mikro-BT ile kemik ve diş gibi mineralize dokular, biyomateryaller, polimerler, seramikler gibi çok çeşitli materyallerin analizi yapılabilir. Komşu dokulardan daha yoğun bir kontrast madde zerk edilerek yumuşak dokular da incelenebilir. Bu sistemdeki gelişmeler yeni nesil cihazlarla canlı deney hayvanlarında *in vivo* görüntüleme yapılabilir (207, 213). Diş hekimliğinde dental dokular üzerindeki ölçümlerde, kök kanal morfolojisinin analizi ve preparasyonun değerlendirilmesinde, kemik gelişimi ve tamirinin değerlendirmesinde, doku mühendisliğinde, mineral konsantrasyonunun ölçülmesinde, implant ve implanta komşu kemiğin değerlendirmesinde kullanılır (214-216).

2.2.3. Mikro-BT'nin Kullanım Alanları

Kök kanal morfolojisinin değerlendirilmesi

Kök kanal sisteminin kompleks bir yapısı vardır. Apikal aksesuar kanallar, isthmuslar ve lateral kanallar gibi pek çok düzensizlikler birçok kökte görülmektedir. Hekim için kök kanal morfolojisini detaylı olarak bilmek başarı için gereklidir. İki boyutlu radyografiler klinik çalışmada sınırlı bilgi verirler.

Rhodes ve ark (203). Mikro-BT'nin kök kanal sistemlerinin morfolojisini, detaylı bir şekilde rekonstrüksiyonunu, kök kanal şekillendirilmesinden sonra meydana gelen değişikliklerin incelenmesini ve kök kanal yapısında meydana gelen değişikliklerin değerlendirilmesini araştırmışlardır. Mikro-BT'nin kök kanal sisteminin yapısını bozmadan üç boyutlu niteliksel ve niceliksel olarak analiz edebilen invaziv olmayan bir yöntem olduğunu bildirmişlerdir.

Dental anatomideki farklılıklar, endodontik tedavide genellikle zor bir faktör olabilmektedir. Kök kanal sisteminin en kompleks anatomik varyasyonlarından biri C şekilli kanallardır. Çoğunlukla alt ikinci büyük azı dişlerde bulunur. Bu tip kanal yapısı kök kanal şekillendirmesi ve dolumu için sıkıntılı durumlar oluşturabilmektedir. Bu nedenle C şekilli kanalların anatomik çeşitliliği ve morfolojik yapısının iyi bilinmesine ihtiyaç vardır (217). Cheung ve ark (216). C şekilli kanal yapısına sahip 44 adve arkt ikinci büyük azı dişinin apikal 5 mm'lik kısmını stereomikroskop ve mikrotomografi ile incelemişlerdir. Bu çalışmada C şekilli kanal yapısına sahip dişlerin %80'i 1 ve 3 arasında değişen apikal foramene sahip olduğu ve %48 oranında aksesuar foramenin bulunduğunu tespit etmişlerdir. Bu çalışmada stereomikroskop ile kök kanal morfolojisi üzerinde kaç apikal foramen ve aksesuar foramenin olduğu, bu foramenlerin anatomik apekse olan uzaklıklarının belirlenmesi ise 3B olarak mikrotomografi ile değerlendirilmiştir.

Kök kanal şekillendirilmesinin analizi

Endodontik tedavinin başarısı pek çok faktöre bağlıdır. En önemli aşama kök kanal şekillendirmesidir. Mikro-BT taraması ile kanal preparasyonu sonrası edinilen verilerle kök kanalının yüzey alanı ve hacmi, uzaklaştırılan dentin dokusu hacmi, kanal çapı, preparasyon yüzeyi, eğim, tıkalı kanallar, yapı model indeksi, kanal açısının oranı gibi şekillendirme öncesi ve sonrası oluşan değişikliklerin analizi yapılabilir (218, 219). Tekrarlayan kök kanal tedavisinden sonra kalan dolgu miktarı da değerlendirilebilmektedir (220).

Kök kanal dolgusunun değerlendirilmesi

Başarılı bir endodontik tedavi için kök kanalını sızdırmaz bir materyal ile 3B olarak tıkamak çok önemli bir basamaktır. Kök kanal dolgusunun kalitesinin değerlendirilmesinde sızıntı çalışmaları, sıvı filtrasyon modeli, şeffaflaştırma ve geleneksel radyografiler kullanılmaktadır. Bu gibi yöntemlerin pek çok dezavantajı

vardır. Mikro-BT yöntemi örneklere zarar vermeden değerlendirme imkânı sunduğu için diğer yöntemlerden daha üstündür (204).

Bir *in vitro* çalışmada kök kanal dolgusu yapılan dişlerin kanal duvarı ile guta perka arasındaki boşlukların değerlendirilmesi için Mikro-BT kullanılmıştır. Bu çalışmada elde edilen kesitler üzerinde kanal patı, guta perka ve boşlukların ayırt edilebileceği gösterilmiştir. Ayrıca yine bu çalışmada Mikro-BT'den elde sonuçların histolojik kesitlerle kıyaslandığında bir fark bulunmadığı gösterilmiştir (204).

İmplant ve implant çevresindeki kemiğin değerlendirilmesi

İmplant tedavisinin başarısının değerlendirilmesinde implantın stabilitesinin ve osteointegrasyonun analizi önemlidir. İmplantın stabilitesi implant-kemik ara yüzeyinin mekanik özellikleri ve implant yüzeyi ve kemik arasındaki tutunmanın niteliği ile belirlenir. Bu değerlendirme destrüktif bir yöntem olan histomorfometrik analiz ile yapılmaktadır. Mikro-BT'nin gelişmesi ile beraber trabeküler ve kortikal kemik ölçümleri örneklere zarar vermeden hızlı bir şekilde yapılabilmektedir (213)

Dişlerin mineral konsantrasyonu

Son zamanlarda kemik ve dental yapıların mineral konsantrasyonu %1'den daha yüksek hassasiyetle ve 5-30 µm çözünürlükte ölçebilen Mikro-BT cihazları geliştirilmiştir (221). Mineral konsantrasyon ölçümü çürük ve demineralizasyon araştırmaları için önemlidir.

Mine kalınlığı ve diş ölçümleri

Dental ölçümlerde fiziksel kesit alınması yöntemi araştırmacılar tarafından en çok kullanılan yöntemdir. Mikro-BT sistemleri mine kalınlığının ölçülmesinde destrüktif olmayan ve hızlı bir yöntemdir (214). Mine kalınlığının değerlendirilebilmesi demineralizasyon ve remineralizasyon olaylarının meydana geldiği minedeki dinamik süreci anlamak için önemlidir (222).

Restorasyonların marjinal uyumunun değerlendirilmesi

Yapıştırma simanlarının çözünürlüğünden dolayı, marjinal açıklığın azaltılması çürük, plak, gıda birikimi ve periodontal hastalıkla sonuçlanan protetik başarısızlıkların azaltılması yönünden son derece önemlidir.

İnternal uyum ve marjinal açıklıkların analizinde farklı yöntemler kullanılmıştır. Klinik olarak kabaca ayna ve sond ile kontrol edilebilir. Mikro-BT ile yapılan incelemede restorasyona zarar vermeksizin veriler elde edilebilmektedir (223).

Materyallerin internal yapılarının değerlendirilmesi

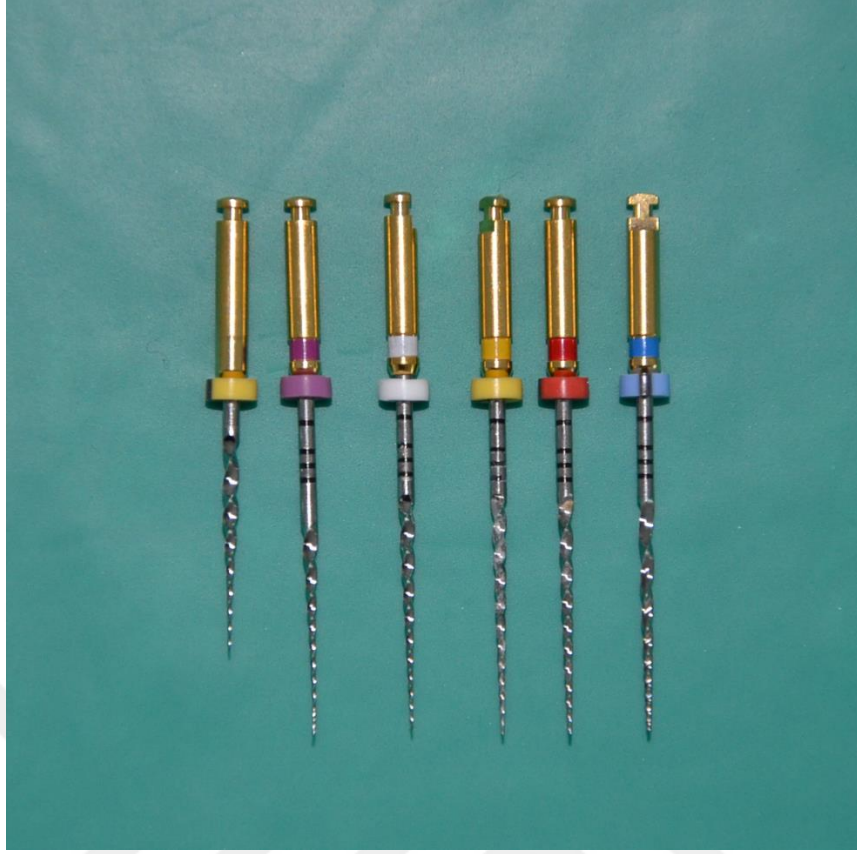
Kompozit materyalinin büzülmesi ve interfasiyal aralığın doğrudan ölçülmesi kesit alınmasını gerektirmektedir ve zaman alıcı bir tekniktir (224). Polimerizasyon sırasında meydana gelen hacim kaybı, kompozit restorasyonların marjinal bütünlüğünü etkileyen önemli etkenler olarak bilinen stresleri oluşturur ve çevredeki diş yapısından ayrılmaya ve boşlukların oluşumuna neden olur (225). Yapısal öğelerin uzaysal pozisyonları net bir şekilde belirlenebiliyorsa polimerizasyon büzülmesi miktarını belirlemek mümkündür (226). Cho ve ark (227). zirkonyum oksit doldurucu içeren kompozit materyali kaviteye uygulayarak polimerizasyon öncesinde ve sonrasında Mikro-BT görüntüleri almışlardır.

3. MATERYAL VE METOT

Bu tez çalışması İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Endodonti Anabilim Dalı, İnönü Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Merkezi, Fizik laboratuvarları, Mikro Tomografi laboratuvarı ve İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Fizyoloji Anabilim Dalı'nda *in vitro* koşullarda yapıldı. Bu çalışma İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Klinik Araştırmalar Etik Kurulu (2015/42) tarafından onaylanmıştır.

3.1. Örneklerin Seçimi ve Hazırlanması

Ortodontik veya periodontal sebeplerle çekilmiş kök ucu kapanmış 84 adet çürüksüz insan anterior dişleri bu çalışmada kullanılmak üzere seçildi. Kırık ve kalsifiye olan dişleri ayırmak için her diş x5 büyütmede ışık mikroskobu ile ve radyografik olarak değerlendirildi. Dişlerin kronları mine sement sınırından itibaren su soğutması altında düşük hızda elmas separe frez ile uzaklaştırıldı. Bu işlem sonucunda standart olarak 15 mm uzunluğunda olan dişler çalışmaya dâhil edildi. Bu işlemden sonra apikal açıklık #10 K-tipi eğenin (Mani Inc., Tochigi, Japonya) apikalden çıkışı izlenerek belirlendi. Çalışma boyutu apikal foramenin eğenin çıkışının gözlendiği yer kaydedildi ve bu boyuttan 1 mm kısa olacak şekilde belirlendi. Kök kanallarının mekanik preparasyonu ProTaper Universal (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) (Şekil 3.1.) döner eğe sistemi kullanılarak crown-down tekniği ile yapıldı. Bu eğeler üretici firma talimatları doğrultusunda sırasıyla SX, S1, S2, F1, F2, F3 olacak şekilde, A-dec 500 ünit üstüne entegre endo motor (A-dec, Newberg, Oregon 97132, ABD) kullanıldı. Daha sonra tamamlayıcı olarak el eğeleri dengeli kuvvet tekniği ile kullanıldı ve apikal boyut #40 K-tipi eğenin (Mani Inc.) çapına ulaşana kadar şekillendirildi. Şekillendirme sırasında her eğeden sonra 2 ml % 2,5 NaOCl ile irrigasyon yapıldı. Şekillendirmenin son aşamasında smear tabakasını uzaklaştırmak için sırası ile 2 mL % 2.5 NaOCl, 2 mL %17 EDTA ve 2 ml % 2.5 NaOCl ile irrigasyon yapıldı. Şekillendirme işleminden sonra kanallar kâğıt konlarla (Ocean, Chevreuse, Paris, Fransa) kurutuldu.



Şekil 3.1. Protaper Universal eğe sistemi (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre)

Bundan sonra 0.02 açılı 40 numaralı gutta-perka (DiaDent, Almere, Hollanda) üretici talimatlarına göre karıştırılan AH Plus (Dentsply, De Trey, Konstanz, Almanya) (Şekil 3.2.) kök kanal patına bulanarak kanala yerleştirildi. Yanına 7-10 adet 0,02 açılı 20 numaralı yardımcı konlar kanal girişine kadar lateral kompaksiyon tekniği ile dolduruldu ve gutta-perka kesici (Gutta Cut, VDW, GmbH, Munich, Almanya) ile mine-sement sınırından kesilip uzaklaştırıldı. Plugger (Medesy, 540-2, İtalya) yardımıyla vertikal kondensasyon yapılarak kök kanal dolgusu tamamlandı. Kök kanalları distile su ve pamuk pelet yardımı ile temizlendi ve geçici dolgu maddesi Cavit G (3M ESPE, Neuss, Almanya) ile kapatıldı. Kök kanalları doldurulduktan sonra 37 °C’de %100 nemli ortamda 1 hafta kanal patının sertleşmesi için etüve yerleştirildi.



Şekil 3.2. AH Plus kök kanal patı (Dentsply, De Trey, Konstanz, Almanya)

3.1.1. Kök Ucu Kavitelelerinin Preparasyonu

Bir hafta etüvde bekleyen dişlerin apikal 3 mm'lik bölümleri dişin uzun eksenine 90° açı yapacak şekilde, yüksek devirde elmas uçlu fissür frez kullanılarak (Diatechi, Diamant AG, İsviçre) su soğutması altında uzaklaştırıldı.



Şekil 3.3. VarioSurg 3 ultrasonik piezo cihaz (NSK, Kanuma, Tochigi, Japonya)

Diş yatay eksene dik olacak şekilde NSK VarioSurg 3 ultrasonik piezo (NSK, VarioSurg tip, NAKANISHI INC., Kanuma, Tochigi, Japonya) (Şekil 3.3.) cihazı ile üretici firma talimatları doğrultusunda cihazın ayarı 'E' Endo moduna getirilerek % 50 güce ayarlandı ve elmas kaplı Retro tip E32D-S uç (NSK, VarioSurg tip) (Şekil 3.4.) yardımı ile bol irrigasyon altında dişlerin kök uçlarına 3 mm derinliğinde kaviteyer açıldı. Açılan kaviteyerin derinliği ve genişliği 540-2 numaralı el plugger'ının (Medesy, İtalya) kaviteye 3 mm girebilirliği ile belirlendi.



Şekil 3.4. Ultrasonik retrotip uç (NSK, Kanuma, Tochigi, Japonya)

Açılan bütün kök ucu kavitelere dolgu materyali yerleştirmeden önce 2,5 mL serum fizyolojik ile yıkandı ve 80 nolu kâğıt konlar yardımı ile kurutuldu. Daha sonra dişler, kurumayı engellemek için içerisinde nemli gazlı bezin olduğu eppendorf tüplerine yerleştirildi.

3.1.2. Kök Ucu Dolgularının Yerleştirilmesi

Dişler her grupta 21 adet numune olacak şekilde 4 gruba ayrıldı ($n=21$). Her bir grupta kullanılan kök ucu dolgularının içerikleri Tablo 3.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Kalsiyum silikat kök ucu dolgu materyallerin içerikleri ve üretici firmaları.

Materyal	Toz içeriği	Likit içeriği	Üretici Firma
ProRoot MTA™	Trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, Bizmut oksit, Kalsiyum sülfat dihidrat, Trikalsiyum aluminat	Distile Su	Dentsply Maillefer, Ballaguigues, İsviçre
MTA-Angelus™	Trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, Trikalsiyum aluminat, tetrakalsiyum aluminoferrit, bizmut oksit, demir oksit, kalsiyum karbonat, magnezyum oksit.	Distile Su	Angelus, Londreina, PR, Brezilya
Bioaggregate™	Trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, Tantalyum pentoksit, kalsiyum fosfat monobazik, amorfuz silikon oksit	Deiyonize su	Innovative Bioceramix, Vancouver, BC, Kanada
Biodentine™	Trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, Zirkonyum oksit, kalsiyum karbonat ve kalsiyum oksit, demir oksit	Kalsiyum klorit, suda çözünebilen polimerler	Septodont, Saint-Maur-Des-Fosses Cedex, Fransa

Grup 1: ProRoot MTA

ProRoot marka MTA (Dentsply Maillefer) (Şekil 3.5.) tozu ve likiti bir cam godeye konuldu. Tüm toz partiküllerinin hidrate olabilmesi için toz ve likit 1 dk boyunca bir siman spatülü yardımı ile karıştırıldı. Elde edilen macun kıvamındaki karışım kaviteye amalgam tabancası ile taşındı ve kaviteye uygun bir paslanmaz çelik el plugger'ı (Medesy no: 540-2, İtalya) yardımı ile iyice kondanse edildi. Artık materyal nemli bir gazlı bez yardımı ile kavite etrafından uzaklaştırıldı.



Şekil 3.5. ProRoot marka MTA (Dentsply Maillefer, Ballaguigues, İsviçre)

Grup 2: Angelus MTA

Angelus MTA (Angelus, Londreina) (Şekil 3.6.) üretici firmanın önerdiği şekilde 0,14 gr'lık bir pakete kendi likitinden bir damla eklenip Grup 1'de uygulanan prosedüre uygun şekilde karıştırıldı. Karışım kaviteye amalgam tabancası ile taşındı ve kaviteye uygun bir el plugger'ı (Medesy no: 540-2, İtalya) yardımı ile iyice kondanse edildi. Artık materyal nemli bir gazlı bez yardımı ile kavite etrafından uzaklaştırıldı.



Şekil 3.6. MTA Angelus (Angelus, Londreina, PR, Brezilya)

Grup 3: Bioaggregate

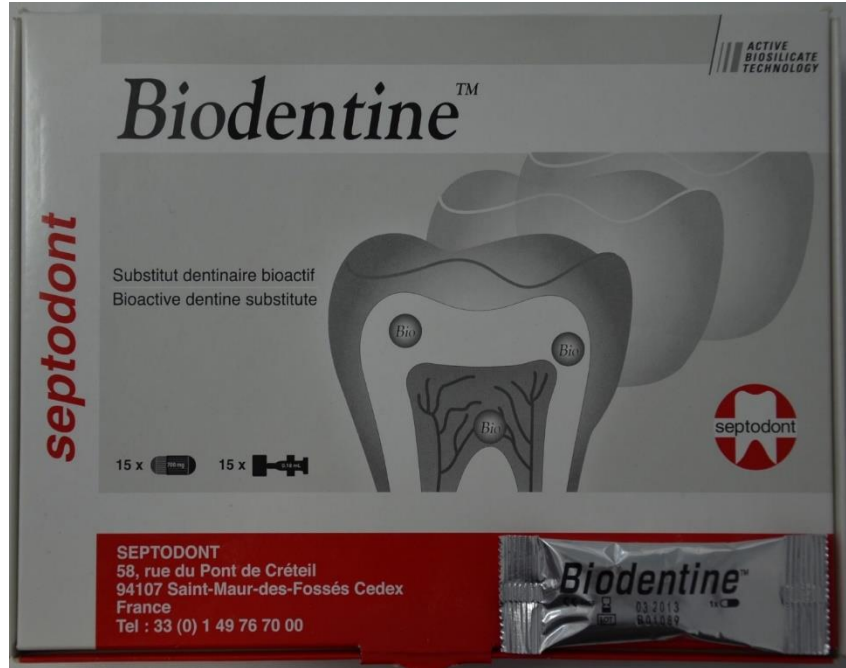
Bioaggregate (Innovative Bioceramix) (Şekil 3.7.) tozu ve likiti kendi içeriğinde bulunan plastik kap üzerine eklendi. Üretici firmanın önerdiği krem kıvamı elde edilene kadar ilave toz veya likit eklendi. Kutu içeriğine bulunan plastik fulvar ile kaviteye taşındı. Açılan kavitenin ebatlarına uygun büyüklükte bir el pluggeri yardımı ile kaviteye boşluk kalmayacak biçimde kondanse edildi. Artık materyal nemli bir gazlı bez yardımı ile kavite etrafından uzaklaştırıldı.



Şekil 3.7. Bioaggregate (Innovative Bioceramics, Vancouver, BC, Kanada)

Grup 4: Biodentine

Biodentine (Septodont) (Şekil 3.8.) üretici firma talimatları doğrultusunda kapsül içerisinde bulunan tozuna, kapsülden çıkarmadan, kendi likitinden 5 damla ilave edildi.



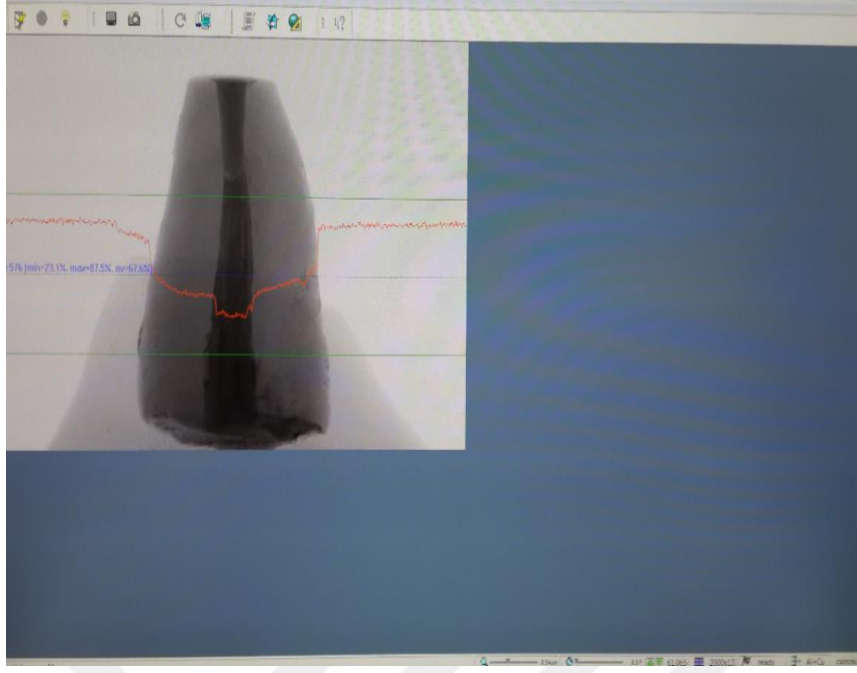
Şekil 3.8. Biodentine (Septodont, Saint-Maur-Des-Fosses Cedex, Fransa)

Bu işlemden hemen sonra kapsül amalgamatöre (Rotomix, 3M ESPE, ABD) (Şekil 3.9.) yerleştirildi ve 30 sn boyunca vibrasyon yaptırıldı. Bu süre sonunda kapsül açıldı ve uygun bir plastik fulvar yardımı ile materyal kaviteye yerleştirildi. Açılan kavitenin ebatlarına uygun büyüklükte bir el pluggerı yardımı ile kaviteye boşluk kalmayacak biçimde kondanse edildi. Artık materyal nemli bir gazlı bez yardımı ile kavite etrafından uzaklaştırıldı.



Şekil 3.9. Biodentine materyalinin RotoMix'de (3M ESPE) karıştırılması

Hazırlanan bu örnekler taze olarak karıştırılıp hiç bekletilmeden kavite içerisine yerleştirildi. Mikro-BT cihazında önce ve sonra olmak üzere 2 tarama gerçekleştirildi. İlk ve ikinci taramada örneklerin taranmasının aynı yerden başlatılması için üzerine işaret konuldu ve sabitleme aparatına yerleştirildi. Aynı zamanda örnekleri taramaya başlamadan önce ön izleme programı yardımı ile konumları netleştirildi (Şekil 3.11.). Örneklerin kök ucu dolgu materyaline gelen kısımları hiçbir şekilde numune tutucuya temas ettirilmedi.



Şekil 3.10. Örneklerin taranmadan önce ön kontrolü.

3.2. Doku Sıvılarının Hazırlanması

Hazırlanan örnekler hiç bekletilmeden asidik, alkali ve kanlı ortam ile muamele edildi. Her bir gruba bu üç ortamda 4 gün boyunca 37 °C’de etüv içerisinde kök ucu kısmına gazlı beze emdirilen doku sıvısı yerleştirildi. Örneklerin eppendorf tüpü içerisinde sabit kalması için üst kısmına ayrı bir nemli gazlı bez yerleştirildi ve kapağı sıkıca kapatıldı.

3.2.1. Asit Solüsyonun Hazırlanması

Asit solüsyonu hazırlamak için apikal enfeksiyona en yakın solüsyon olan Bütirik asit (Sigma, Aldrich St. Louis), (Şekil 3.11.) solüsyonu kullanılmıştır (8).



Şekil 3.11. Bütirik asit (Sigma, Aldrich, St. Louis, Missouri, ABD)

Butirik asitin pH'sını 4,4 olarak belirlemek için bir beher içerisinde bütirik asit 0.5 mol sodyum hidroksit ve distile su eklendi. Hazırlanan solüsyon dijital pH ölçer ile ölçüldü ve uygun pH elde edilene kadar distile su eklendi (Şekil 3.12.). Uygun pH elde edilince beherin ağzı kullanılabildi kadar sıkıca kapatıldı ve 22 °C'de muhafaza edildi.



Şekil 3.12. Dijital pH ölçer ile Bütirik asitin pH'sının ayarlanması

3.2.2. Alkali Solüsyonun Hazırlanması

Alkali solüsyon hazırlamak için doku sıvısına en yakın fosfat tamponlu tuzlu su (PBS) kullanıldı. Bu solüsyon 1,7 g KH_2PO_4 , 11,8 g Na_2HPO_4 , 80 g NaCl , 2 g KCl karıştırılıp potasyum hidroksit ile tamponlandı. Hazırlanan solüsyonun pH'sı 10,4'e gelene kadar potasyum hidroksit eklendi. Beher içerisinde kullanılabileceği kadar 4 C°'de ağzı sıkıca kapatılarak saklandı.

3.2.3. Kanlı ortam

Örneklerin temas ettirileceği kanlı ortamı oluşturmak için numunenin taranmasından hemen sonra çalışmanın araştırmacılarından alındı. Kan alınacak bölge dezenfekte edildikten sonra tek kullanımlık 21 G çapındaki enjektör (Hayat tıbbi Aletler, İstanbul, Türkiye) ile 1 mL kan alındı. Her numune için ilk taramadan hemen sonra taze kan alındı örneklerin kök ucuna gazlı bez yardımı ile temas ettirildi ve etüv içerisine yerleştirilip 4 gün bekletildi. Bu süre boyunca her gün temas eden kanlı gazlı bez yenilendi (Şekil 3.13.).



Şekil 3.13. Örneklere gazlı bez yardımı ile belirtilen ortamların temas ettirilmesi

3.3. Kök Ucu Dolgu Materyallerinin 3B Taranması

3.3.1. Örneklerin Mikro-BT Taraması için Hazırlanması

Eppendorf tüplerinin içerisinde örnekler etiketlendi ve nemli bir gazlı bez parçası içerisinde kullanılabileceği kadar bekletildi. Taranan her örnek taramadan hemen

nce tüpten çıkarıldı ve taze olarak hazırlanan kök ucu dolgu materyali yerleştirildi ve bekletilmeden taraması gerçekleştirildi.

İlk tarama gerçekleştirildikten sonra ilgili sıvı gazlı bez yardımı ile örneklerin kök ucuna temas ettirildi ve eppendorf tüpü içerisinde sabitlendi. Bundan sonra örnekler bekletilmeden önceden 37 °C'ye ayarlanmış etüve yerleştirildi. Bu ortamda 4 gün bekletildikten sonra aynı parametrelerde örnekler tekrar tarandı.

3.3.2. Mikro-BT Değerlendirmesi

Örnekler tarama için kök uçları yukarı gelecek şekilde SkyScan 1172 Micro-CT (Kontich, Belçika) cihazının numune tutucusuna yerleştirildi (şekil 3.14.). Daha sonra cihazın kapağı kapatıldı ve cihazın içinde bulunan kamera yardımı ile örneğin konumu kontrol edildi. Önizleme yapıldığı sırada kaviteye yerleştirilen kök ucu dolgu materyalinin kondensasyonu kontrol edildi. İlk taramada kullanılan parametrelerin aynı sı ikinci tarama içinde kullanıldı. Cihazın tarama parametreleri Tablo 3.2.'de verilmiştir.



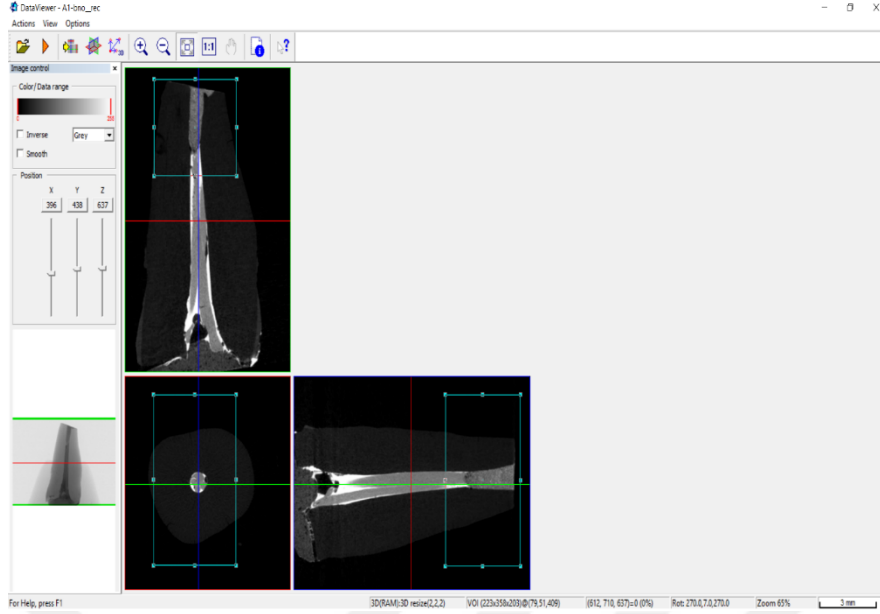
şekil 3.14. SkyScan 1172 Mikro-BT cihazı

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan tarama parametreleri

Parametreler	
Kv	100
Amper	100
Çözünürlük (μm)	9,99
Dönme adımı	0,400
Işınlama zamanı (min.)	45:49
Frame averaging	2
Filtre	Aluminyum+Bakır

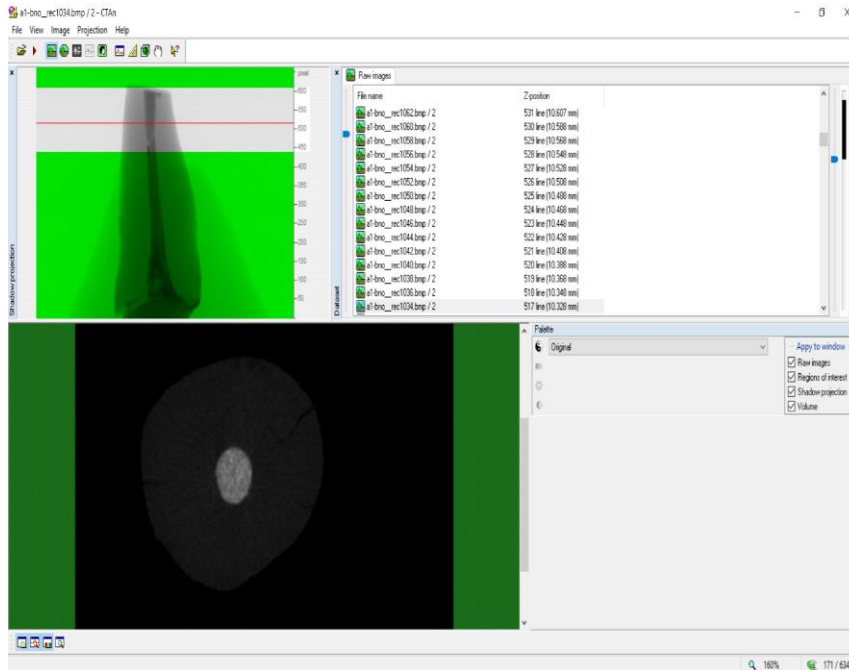
Elde edilen görüntüler TIFF (Tagged Image File Formatı) formatıyla kaydedildi. Bu görüntüler NRecon rekonstrüksiyon yazılımı (v.1.6.10.5. Skyscan, Kontich, Belçika) kullanılarak 1200-1300 kesit oluşturulacak şekilde rekonstrükte edildi. Nrecon programında ilgi alanı (ROI) daire seçildi ve örneğin tamamı ilgi alanı içerisinde kaldı. Seçilen görüntüler TIFF formatından BMP formatına çevrildi.

3B görüntüleme ve analiz için kök ucu kavitesi ve dolgu materyalini içine alacak yaklaşık 4-5 mm'lik kısım DataViewer programı (v.1.5.2.7.) (Skyscan, Kontich, Belçika) yardımı ile seçildi. DataViewer programı yardımı ile analizi ve karşılaştırması yapılacak örnekler düzlem üzerinde ayarlandı ve veri boyutları küçültüldü (Şekil 3.15.). Elde edilen veriler tekrar kaydedildi.



Şekil 3.15. DataViewer programında görüntü üzerinde ayarlar

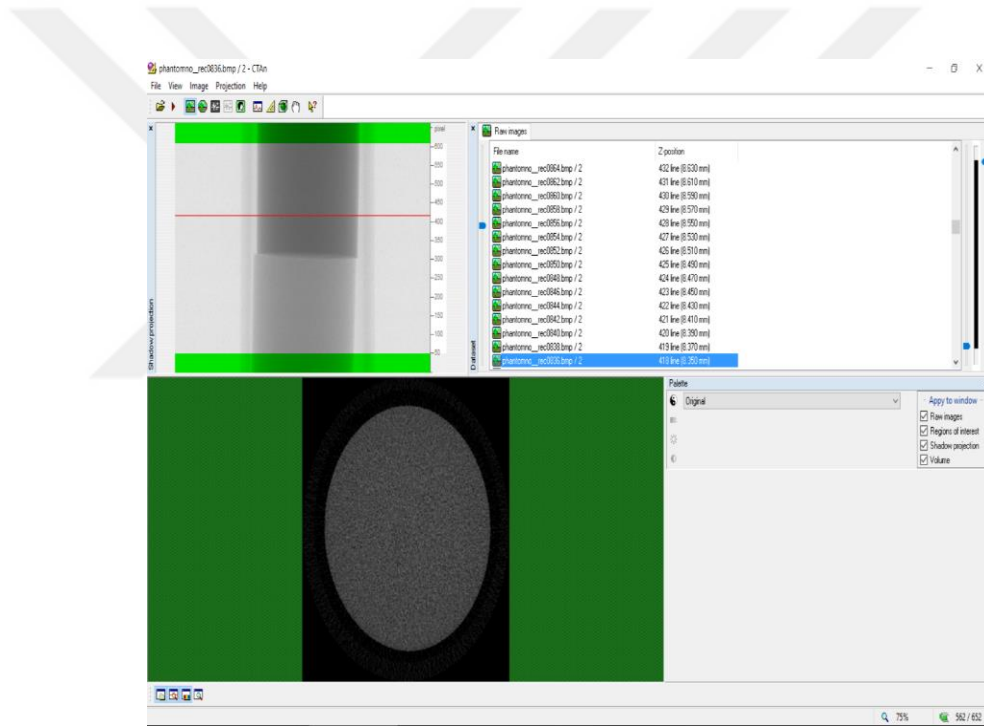
Daha sonra kaydedilen bu görüntüler CT analyser (CTAn) (v.1.16.4.1.) (Skyscan, Kontich, Belçika) programında açıldı. CTAn programında açılan ham görüntü sayfasında kesitler üzerinde hesaplama için örnek üzerinde o bölüm seçildi (Şekil 3.16.). Bu programda kök ucu kavitesinin bulunduğu kısım ‘Region of interest’ sayfasında ROI içerisine alındı.



Şekil 3.16. CTAn programında seçilen ilgi bölgesi

Daha sonra CTAn programında görüntülerin 3B analizi yapılması için gerekli bölümler açıldı. Ölçüm yapılabilmesi için değerlendirilecek materyalin doğru tresholding değerleri girildi. Bu değerlere göre ölçüm yapıldı.

Yoğunluk hesaplamasında 0,25 ve 0,75 yoğunluk değerlerine sahip 2 farklı fantom çubuğu Mikro-BT cihazının içinde örnekler ile aynı parametrelerde su dolu bir numune tutucu içerisinde tarandı (Şekil 3.17.). Her bir fantom çubuğu ayrı ayrı ilgi alanı içine alınarak yoğunluk değerleri kaydedildi. Çıkan bu değerler 0,25 ve 0,75 kalibrasyon değerleri olarak girildi ve kaydedildi. Daha sonra taranan örnekler CT analyser programında tekrar açıldı ve yoğunluk değerleri hesaplandı.



Şekil 3.17. Taranan fantom çubuklarının kalibrasyonu

3.4. İstatistiksel Analiz

Çalışmada kullanılan kök ucu dolgu materyallerinin hesaplanan hacim, porozite ve yoğunluk değerleri Microsoft Excel (Microsoft Office 2013, Microsoft, ABD) programına yazıldı. Materyallerin birbirleri arasındaki değişim her üç parametre için de yüzde olarak hesaplandı ve negatif ifade edilen değerler azalma olduğunu göstermektedir. Veriler medyan (min-maks) ile verildi. Normal dağılıma uygunluk Shapiro-Wilk testi ile saptandı. İstatistiksel analizlerde bağımsız grup

karşılaştırmalarında Kruskal-Wallis testi ve sonrasında ikişerli karşılaştırmalarında ise Conover testi kullanıldı. Bağımlı ölçümlerin karşılaştırılmasında ise Wilcoxon eşleştirilmiş iki örneklem testi kullanıldı. $P < 0,05$ değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Analizlerde IBM SPSS Statistics 22.0 programı kullanıldı (SPSS Inc. Headquarters, 233 S. Wacker Drive, Chicago, Illinois, ABD).



4. BULGULAR

4.1. Asit, Alkali ve Kanlı Ortamlara Göre Materyaller Arasındaki Hacim, Yoğunluk ve Porozite Değişimleri

Materyaller arasında hacim, yoğunluk ve porozite değerleri açısından karşılaştırmalarda Kruskal Wallis testi, sonrasında ikili karşılaştırmalarda Conover yöntemi kullanılmıştır.

4.1.1. Asit Ortam

Asit ortama maruz bırakılan materyaller arasında meydana gelen hacim değişimi bakımından istatistiksel anlamda önemli fark görüldü ($P < 0.001$). Biodentine'in diğer materyallere göre önemli miktarda hacim kaybına uğradığı görüldü (Tablo 4.1.).

Asit ortamda bekletilen materyaller arasında meydana gelen yoğunluk değişimi bakımından materyaller arasında istatistiksel anlamda önemli fark görüldü ($P < 0.001$). ProRoot MTA ve Biodentine grubunun yoğunluğu, Angelus MTA ve Bioaggregate gruplarına göre önemli miktarda azaldı. Ancak ProRoot MTA ve Biodentine arasında bir fark görülmedi (Tablo 4.1.).

Asit ortamda bekletilen materyaller arasında meydana gelen porozite değişimi bakımından materyaller arasında istatistiksel anlamda önemli fark görüldü ($P = 0.001$). Angelus MTA'nın en çok porozite gösteren materyal olduğu tespit edildi (Tablo 4.1.).

4.1.2. Alkali Ortam

Alkali ortamda bekletilen materyaller arasında meydana gelen hacim değişimi bakımından istatistiksel anlamda önemli fark görüldü (Tablo 4.1.), ($P = 0.001$). Biodentine grubunun diğer materyallere göre önemli miktarda hacim değişimine uğradığı görüldü.

Yoğunluk değişimi bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak önemli farklılık görüldü ($P = 0.019$). Angelus MTA grubunun yoğunluğu, diğer materyallere göre önemli miktarda azaldı.

Porozite değişimi bakımından alkali ortamda gruplar arasında istatistiksel olarak önemli bir fark görülmedi ($P = 0.185$).

Tablo 4.1. Dört gün sonunda elde edilen analiz sonuçlarının, ilk analize göre yüzde değişimlerinin karşılaştırılması

	Ortamlar	ProRoot MTA Median (Min, Max)	Angelus MTA Median (Min, Max)	Bioaggregate Median (Min, Max)	Biodentine Median (Min, Max)	p
Hacim	Asit	-17.99 ^a (-43.15, -1.98) ^x	-6.53 ^b (-15.5, -1.16) ^x	-16.43 ^{a,b} (-36.94, 4.26) ^x	-75.18 ^c (-87.19, -68.33) ^x	<0,001
	Alkali	.0 ^a (.0- 1.71) ^y	.20 ^a (-1.41, 19.23) ^y	1.34 ^a (-.93, 4.89) ^y	-5.86 ^b (-7.3, -1.82) ^y	0,001
	Kan	.84 ^a (-.51, 1.86) ^y	.0 ^a (-.51, 2.13) ^y	-1.15 ^a (-18.33, 5.81) ^y	-8.82 ^b (-13.92, -.61) ^z	0,007
	p	0,001	0,001	0,025	0,001	
Yoğunluk	Asit	-34.37 ^a (-49.19, -7.32) ^x	-15.11 ^b (-23.91, -10.36) ^x	-16.66 ^b (-20.7, -10.32) ^x	-42.59 ^a (-74.85, 32.01) ^x	<0,001
	Alkali	.47 ^a (-.65, 1.56) ^y	-1.58 ^b (-5.41, 5.83) ^y	.43 ^a (-.20, 1.55) ^y	-.38 ^{a,b} (-1.13, 1.16) ^y	0,019
	Kan	1,55 ^a (-.64, 2.33) ^y	.44 ^a (-.47, 14.79) ^z	2.11 ^a (-20.7, 3.95) ^y	-2.42 ^b (-7.76, .0) ^z	0,034
	p	0,001	<0,001	0,024	<0,001	
Porozite	Asit	.006 ^a (-.01, .17) ^x	.09 ^a (.0, .93) ^x	-.30 ^b (-.78, -.04) ^x	-.009 ^c (-.22, .13) ^x	0,001
	Alkali	-.05 ^a (-.01, .07) ^x	-.01 ^a (-.11, .0) ^y	.1 ^a (-.67, .32) ^x	.01 ^a (-.23, .06) ^x	0,185
	Kan	-.0004 ^a (-.05, .01) ^x	-.0001 ^a (.0, .0) ^z	-.13 ^a (-1.2, .05) ^x	.01 ^a (-.18, .73) ^x	0,203
	p	0,201	<0,001	0,074	0,338	

* Farklı üst indise sahip olan gruplar istatistiksel olarak farklı bulunmuştur (P < 0.05).

** Küçük harfler (a, b, c) materyallerin ortamlar arasındaki farkını göstermektedir, denklem simgeleri (x, y, z) materyaller arasındaki farkı göstermektedir.

*** Satır p değerleri aynı ortamda materyallerin karşılaştırılmasını, sütun p değerleri is aynı materyalin farklı ortamlarda karşılaştırma sonuçlarını temsil etmektedir.

4.1.3. Kanlı Ortam

Kanlı ortamda bekletilen materyaller arasında meydana gelen hacim değişimi bakımından materyaller arasında istatistiksel anlamda önemli fark görüldü (Tablo 4.1.) ($P = 0.007$). Biodentine grubunda diğer gruplara göre önemli miktarda hacim azalması görüldü.

Yoğunluk değişimi bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak önemli farklılık görüldü ($P = 0.034$). Biodentine grubunun yoğunluğu, diğer materyallere göre önemli miktarda azaldı.

Porozite değişimi bakımından gruplar arasında bir farklılık görülmemiştir ($P = 0.203$).

4.2. Farklı Ortamlara Maruz Bırakıldığında Materyallerin Kendi İçinde Meydana Gelen Hacim, Yoğunluk ve Porozite Değişimleri

Materyallerin farklı ortamlarda meydana gelen hacim, yoğunluk ve porozite değerleri Kruskal-Wallis testi ile değerlendirildi. Materyalin farklı ortamlara maruz bırakılmadan önce ve bırakıldıktan sonra ki değişimin değerlendirilmesinde Wilcoxon testi uygulandı.

4.2.1. ProRoot MTA

ProRoot MTA en fazla hacim kaybını asit ortamda gösterdi ($P = 0.001$), (Tablo 4.1.). Ancak, alkali ve kanlı ortamda meydana gelen değişimler önemli bulunmadı.

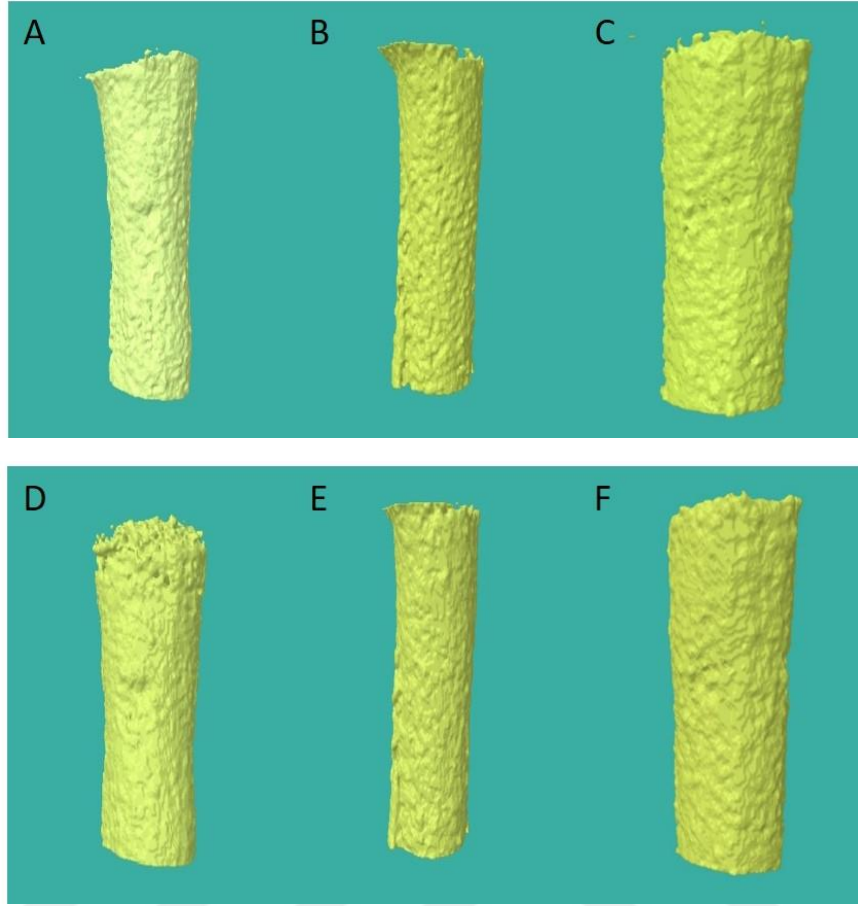
ProRoot MTA en fazla yoğunluk kaybını yine asit ortamda gösterdi ($P = 0.001$), (Tablo 4.1.). Ancak, alkali ve kanlı ortamlarda meydana gelen değişimler önemli bulunmadı.

Porozite değişimi açısından ProRoot MTA grubunda önemli bir fark bulunmadı.

ProRoot MTA materyalinin asit ortama maruz bırakılmadan önce ve bırakıldıktan sonra meydana gelen hacim ve yoğunluk değişimi istatistiksel açıdan önemli bulundu ($P = 0.018$, $P = 0.018$), (Tablo 4.2., Tablo 4.3.), (şekil 4.1.).

Tablo 4.2.: Hacim değişikliği bakımından materyallerin kendi içerisinde gosterdiği farklar

Gruplar	N	nce	Sonra	p
		Median (Min-max)	Median (Min-max)	
ProRoot MTA	21			
Asit	7	0,33 (0,28-0,59)	0,3 (0,21-0,53)	0,018
Alkali	7	1,15 (1,11-1,18)	1,15 (1,12-1,19)	0,109
Kan	7	0,88 (0,59-1,12)	0,88 (0,6-1,12)	0,073
Angelus MTA	21			
Asit	7	0,29 (0,18-0,88)	0,25 (0,17-0,84)	0,018
Alkali	7	1,04 (0,98-1,07)	1,04 (0,98-1,17)	0,343
Kan	7	1,3(1,09-1,33)	1,3(1,09-1,35)	0,285
Bioaggregate	21			
Asit	7	0,23 (0,19-0,26)	0,2 (0,15-0,24)	0,028
Alkali	7	0,98 (0,87-1,08)	0,98 (0,88-1,07)	0,115
Kan	7	0,87 (0,6-0,99)	0,85 (0,63-0,96)	0,612
Biodentine	21			
Asit	7	0,4 (0,3-0,44)	0,08 (0,06-0,1)	0,018
Alkali	7	1,04 (0,95-1,09)	0,97 (0,88-1,01)	0,018
Kan	7	0,27 (0,23-0,36)	0,24 (0,2-0,34)	0,018



Şekil 4.1. ProRoot MTA materyalinin sırasıyla asit (A,D), alkali (B,E) ve kanlı (C,F) ortamlarda ki değişimleri. A, B ve C şekilleri materyalin Mikro-BT ile taramadan önceki; D, E ve F taramadan sonraki 3B görüntülerini göstermektedir.

Tablo 4.3.: Yoğunluk değişikliği bakımından materyallerin kendi içerisinde gösterdiği farklar

Gruplar	N	Önce	Sonra	p
		Median (Min-max)	Median (Min-max)	
ProRoot MTA	21			
Asit	7	6,4 (6,15-6,4)	4,2 (3,4-4,7)	0,018
Alkali	7	6,22(6,13-6,33)	6,29 (6,14-6,36)	0,090
Kan	7	6,36 (6,29-6,43)	6,44 (6,28-6,55)	0,075
Angelus MTA	21			
Asit	7	4,81 (4,6-5,5)	4,24 (3,5-4,35)	0,018
Alkali	7	5,36 (4,63-6,31)	5,07 (4,59-6,22)	0,176
Kan	7	6,13(4,52-6,68)	6,14(4,58-6,76)	0,236
Bioaggregate	21			
Asit	7	4,94 (4,6-5,4)	4,1 (4-4,5)	0,018
Alkali	7	4,96 (4,77-5,15)	4,96 (4,83-5,23)	0,115
Kan	7	5,17 (5-5,49)	5,07 (4,44-5,31)	0,866
Biodentine	21			
Asit	7	2,7 (2,21-2,84)	1,38 (1,26-1,89)	0,018
Alkali	7	2,64 (2,59-2,67)	2,62 (2,62-2,67)	0,524
Kan	7	2,58 (2,32-2,69)	2,52 (2,14-2,56)	0,028

4.2.2. Angelus MTA

Angelus MTA en fazla hacim kaybını asit ortamda gösterdi ($P = 0.001$), (Tablo 4.1.). Ancak, alkali ve kanlı ortamda meydana gelen değişimler önemli bulunmadı.

Üç farklı ortamda Angelus MTA materyalinin yoğunluk değişimi istatistiksel olarak önemli bulundu ($P < 0.001$). Buna göre en az yoğunluk kaybı kanlı ortamda, en çok yoğunluk kaybının asit ortamda meydana geldiği görüldü.

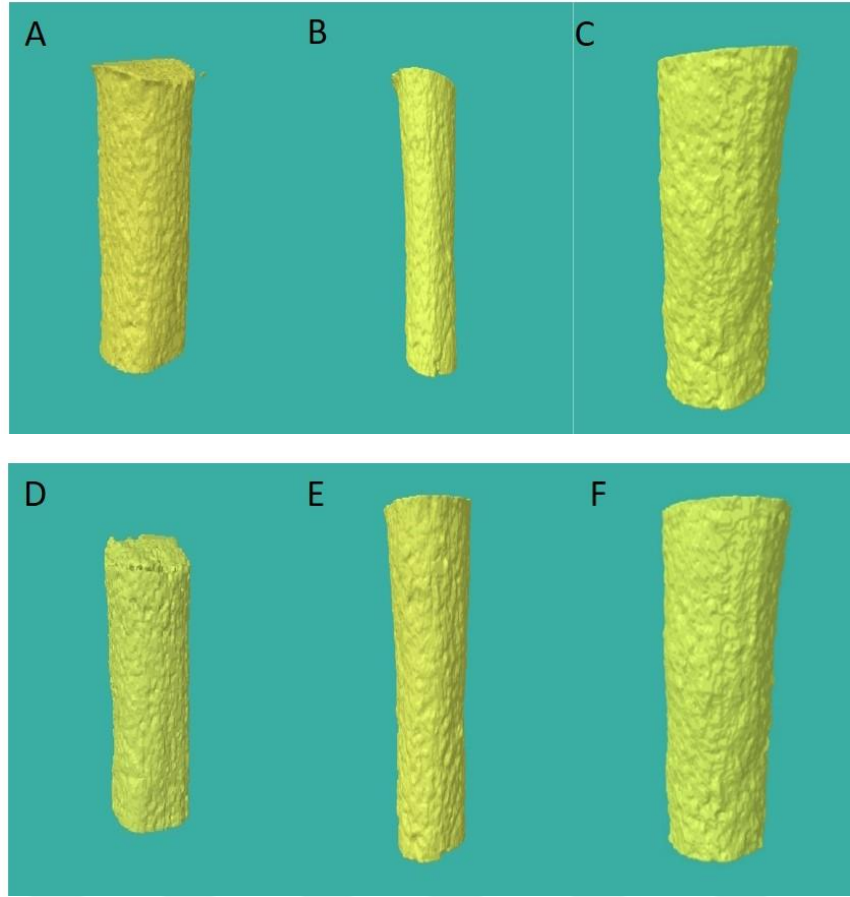
Porozite değişimi bakımından Angelus MTA grubunda her üç ortamda meydana gelen değişimler istatistiksel olarak önemli bulundu ($P < 0.001$). Buna göre en az porozitenin kanlı ortamda, en çok porozitenin asit ortamda meydana geldiği görüldü.

Angelus MTA'nın asit ortama maruz bırakılmadan önce ve bırakıldıktan sonra materyalin hacim ve yoğunluğu önemli miktarda azaldı ($P = 0.018$, $P = 0.018$), (Tablo

4.2., Tablo 4.3.). Alkali ortamda meydana gelen porozite azalırken (P = 0.018), asit ortamda ise artış gösterdi (P = 0.018), (Tablo 4.4.), (Şekil 4.2.).

Tablo 4.4.: Porozite değişikliği bakımından materyallerin kendi içerisinde gösterdiği farklar

		Önce	Sonra	
Gruplar	N	Median (Min-max)	Median (Min-max)	p
ProRoot MTA	21			
Asit	7	0,0 (0,0-0,09)	0,13 (0,003-0,15)	0,128
Alkali	7	0,3 (0,0009-0,025)	0,003 (0,0002-0,057)	0,6
Kan	7	0,013 (0,00007-0,01)	0,001 (0,0003-0,015)	0,866
Angelus MTA	21			
Asit	7	0,0 (0-0,018)	0,099 (0,01-0,16)	0,018
Alkali	7	0,024 (0,005-0,1)	0,01 (0,0006-0,041)	0,018
Kan	7	0,0006 (0,0001-0,003)	0,0002 (0,00002-0,0026)	0,237
Bioaggregate	21			
Asit	7	0,49 (0,38-0,63)	0,04 (0,004-0,244)	0,018
Alkali	7	1,04 (0,71-1,21)	0,99 (0,63-1,42)	0,866
Kan	7	0,32 (0,07-0,75)	0,2 (0,12-0,28)	0,091
Biodentine	21			
Asit	7	0,01 (0,002-0,01)	0,001 (0-0,004)	0,310
Alkali	7	0,04 (0,02-0,08)	0,05 (0,02-0,09)	0,612
Kan	7	0,01 (0,005-0,25)	0,06 (0,01-0,28)	0,237



Şekil 4.2. Angelus MTA materyalinin sırasıyla asit (A,D), alkali (B,E) ve kanlı (C,F) ortamlarda ki değişimleri. A, B ve C şekilleri materyalin Mikro-BT ile taramadan önceki; D, E ve F taramadan sonraki 3B görüntülerini göstermektedir.

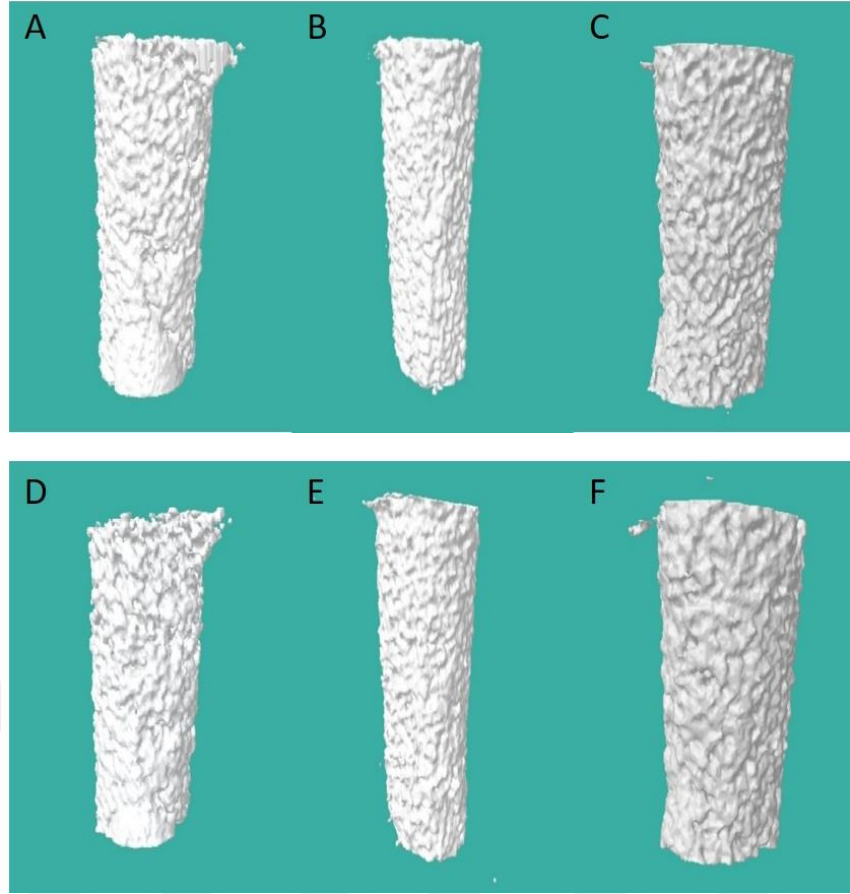
4.2.3. Bioaggregate

Bioaggregate en fazla hacim kaybını asit ortamda gösterdi ($P = 0.025$). Ancak alkali ve kanlı ortamda meydana gelen değişimler önemli bulunmadı, (Tablo 4.1.).

Bioaggregate en fazla yoğunluk kaybını asit ortamda gösterdi ($P = 0.024$). Ancak alkali ve kanlı ortamda meydana gelen değişimler önemli bulunmadı.

Porozite değişimi bakımından Bioaggregate grubunda farklı ortamlarda meydana gelen değişimler istatistiksel açıdan önemli bulunmadı ($P = 0.074$).

Bioaggregate materyali asit ortama maruz bırakılmadan önce ve bırakıldıktan sonra materyalin hacim ve yoğunluğu önemli miktarda azaldı ($P = 0.028$, $P = 0.018$) (Tablo 4.2., Tablo 4.3.), (Şekil 4.3.). Aynı ortamda meydana gelen porozitede artış görüldü ($P = 0.018$), (Tablo 4.4.).



Şekil 4.3. Bioaggregate materyalinin sırasıyla asit (A,D), alkali (B,E) ve kanlı (C,F) ortamlarda ki değişimleri. A, B ve C şekilleri materyalin Mikro-BT ile taramadan önceki; D, E ve F taramadan sonraki 3B görüntülerini göstermektedir.

4.2.4. Biodentine

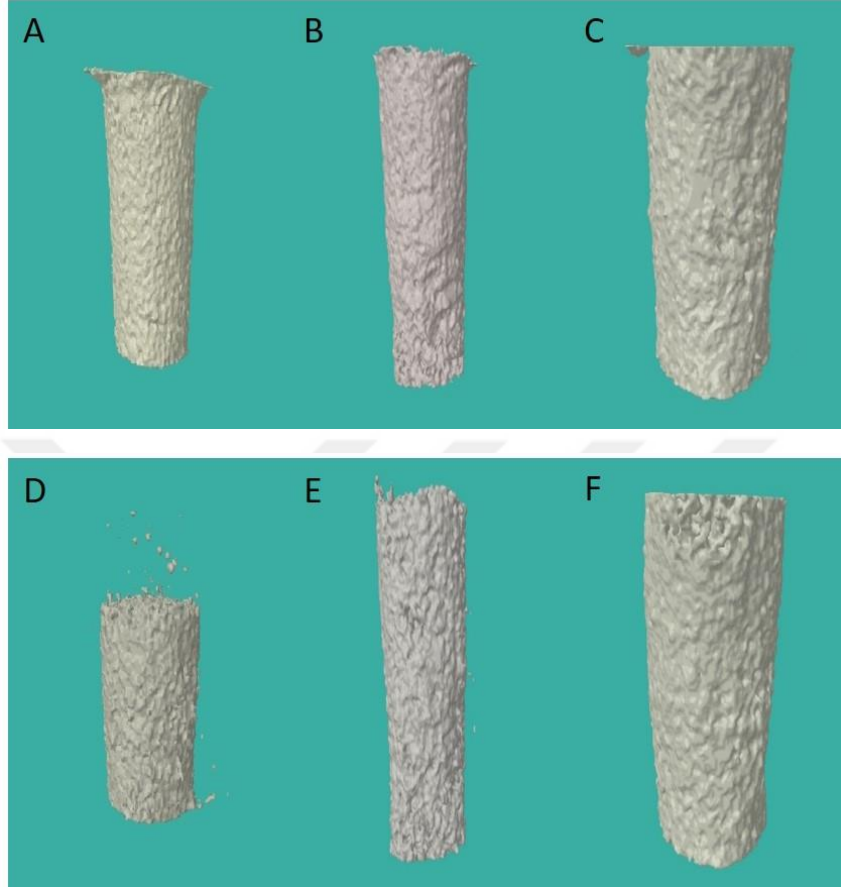
Hacim değişimi bakımından Biodentine grubunda her üç ortamda meydana gelen değişimler istatistiksel açıdan önemli bulundu ($P = 0.001$). Buna göre en çok hacim değişimi asit ortamda, en az hacim değişimi ise alkali ortamda görüldü (Tablo 4.1.).

Yoğunluk değişimi bakımından Biodentine grubunda her üç ortamda meydana gelen değişimler istatistiksel açıdan önemli bulundu ($P < 0.001$). Buna göre en çok yoğunluk değişimi asit ortamda, en az yoğunluk değişimi alkali ortamda görüldü.

Porozite değişimi bakımından her üç ortamda Biodentine grubunda istatistiksel olarak fark görülmemiştir ($P = 0,338$).

Biodentine grubunda meydana gelen hacim değişimi bakımından her üç ortama maruz bırakılmadan önce ve bırakıldıktan sonra istatistiksel açıdan önemli fark bulundu ($P = 0.018$, $P = 0.018$, $P = 0.018$) (Tablo 4.2.). Asit ve kanlı ortamda meydana gelen

yoğunluk değişimi önemli miktarda azalma görüldü ($P = 0.018$, $P = 0.028$) (Tablo 4.3.) (Şekil 4.4.). Porozite değişiminde ise anlamlı fark saptanmadı (Tablo 4.4.).



Şekil 4.4. Biodentine materyalinin sırasıyla asit (A,D), alkali (B,E) ve kanlı (C,F) ortamlarda ki değişimleri. A, B ve C şekilleri materyalin Mikro-BT ile taramadan önceki; D, E ve F taramadan sonraki 3B görüntülerini göstermektedir.

5. TARTIŞMA

Apikal periodontitis vakalarında tedavi için ilk yaklaşımın cerrahi olmayan kök kanal tedavisi yenilenmesi olduğuna inanılsa da ilk yapılan tedavinin sonucunu iyileştiremeyeceği düşünülüyorsa periapikal cerrahi işlemi uygulanır. Cerrahi yaklaşım gerektiren olguların sayısı oldukça azdır. Bununla birlikte, apikal bölgede inatçı enfeksiyon bulunan olgularda başarı elde edilmesi için cerrahi uygulama zorunludur. Periapikal radyolüsentlik gösteren dişlerde tedavinin tamamlanması için yeterli süre olmadığında, tekrarlayan akut iltihaplanmalarda, endodontik tedavide başarısızlık olasılığı olan köklerde, boşaltma ve dolgu için en uygun yolun apikal bölümün uzaklaştırılması olduğu olgularda cerrahi tedavi tercih edilir. Cerrahi tedavi kesin çözüm olarak görüldüğü zaman öncesinde kök kanal sisteminde bulunan mikroorganizma sayısını düşürmek için cerrahi olmayan tedavi uygulanması önerilmektedir. Böylece istenen uzun dönem prognoz elde edilebilir (228).

Endodontik cerrahinin klinik başarısı literatürlerde %37 ile %97 arasında rapor edilmiştir (29). Endodontik cerrahideki başarısızlığın en önemli nedeni kök ucu dolgu materyalleri ile yeterince iyi doldurulamayan kök ucu kavitelerinin kök kanal sistemi ve periradiküler dokular arasındaki sıvı geçişini engelleyememesi ve sızıntının meydana gelmesidir (229). Neden olan faktörler kök kanal sistemi içerisinde veya dışarısındaki bakteriler, kök kanal sistemi içerisinde veya dışarısındaki kimyasal yapılar ve kök kanal sisteminin dışındaki fiziksel faktörlerdir. Periapikal cerrahinin temelinde 2 ana amaç vardır. Birincisi apikal ramifikasyonlar, lateral kanallar, taşkın dolumlar gibi kök kanalında iltihabi durumu devam ettiren durumlar gibi kanal tedavisinin başarısızlıkla sonuçlanmasına neden olan faktörleri elimine etmek; ikincisi ise neden olan ajanların kaldırılmasından sonra periradiküler dokuları tekrar eden enfeksiyondan korumaktır (230-232). Bununla birlikte enfeksiyonun etiyolojisini kesin olarak bilmek mümkün olamamaktadır.

Her kökün anatomisi farklıdır. Hekim kök ucu rezeksiyon sınırını iyi bir şekilde belirlemek için kökün apikal üçlüsünün anatomisini iyi bilmelidir. Yeterli biyolojik prensipleri sağlamak için kök ucundan ne kadar kesileceği konusunda kesin bir fikir birliği yoktur. Gilheany ve ark (41). kanaldan bakteri sızıntısını engellemek için kök ucundan en az 2 mm kaldırılması gerektiğini savunmaktadır. Anatomik çalışmalarda apikal ramifikasyonları % 98 ve lateral kanalları % 93 oranında azaltmak için kök

apeksinin 3 mm kaldırılması gerektiği gösterilmiştir (28). Dişlerin yaklaşık % 75'inde dişin apikal 3 mm kısmında kanal düzensizliklerinin bulunduğu çalışmalarda gösterilmiştir (233). Apikal rezeksiyon 3 mm olduğunda daha çok aksesuar ve lateral kanal içerir ve böylece çok fazla artık mikroorganizma ve irritan elimine edilmiş olur. Bu açıdan apikalden 4 mm kaldırmak daha iyi bir durum olarak görünse bile kalan kök miktarı olarak 7-9 mm bırakmak dişin yeterli dayanımı ve sağlamlığı açısından önemlidir.

Apikal cerrahi planlandığında iki önemli husus ön plana çıkmaktadır. Birincisi apikal 3 mm kısım kaldırıldığında iyi bir kanal dolgusu var ise kök ucu dolgusu yapılmadan bırakılabilir mi? İkincisi kök ucu dolgusu mutlaka yapılması gerekir mi? Altonen ve Matilla (234), kök kanal tedavisi yapılan dişlerin apikal cerrahi işleminde kök ucu dolgusu yapılan dişlerin kök ucu dolgusu yapılmayan dişlere kıyasla çok yüksek oranda başarı gösterdiğini belirtmişlerdir. Lustman ve ark. (60) ile Rahbaran ve ark. (235) kök ucu dolgusu yapılmayan gruba göre amalgam ve Super EBA ile kök ucu dolgusu yapılan dişlerin daha başarılı olduğunu gözlemlemişlerdir. Ancak bazı çalışmalarda zıt sonuçlar görülmüştür. Rapp ve ark. (236) kök ucu dolgusu yapılan dişler ile yapılmayan dişler arasında önemli bir fark bulunmadığını belirtmiştir. Ayrıca, August (237) kök ucu dolgusu yapılan vakaların sadece kök ucu rezeksiyonu yapılanlardan çok az sayıda vakanın iyileştiğini belirtmiştir. Bu çalışmalarda yöntem hatası olabileceğini belirten ve fazla miktarda madde kaybı yapılmış olabileceğini belirten yazarlar bulunmaktadır. Tekrarlayan kök kanal tedavisi sonrası sadece kök ucu rezeksiyonu yapıp retrograd dolgusu yapılmayan dişlerin sıklıkla başarısızlığa uğradığı belirtilmiştir (28). Bizim çalışmamızda kökün apikal 3 mm'lik kısmı uzaklaştırıldı.

Kök ucu kavite açımının amacı kanal içi dolgu materyallerini ve irritanları uzaklaştırmak ve düzgün bir dolgu yapmaktır. İdeal kök ucu preparasyonu kök kanal boşluğunun anatomik yapısına uygun dentin içerisine paralel duvarlı 3 mm derinliğinde sınıf 1 kavite açılmasıdır (238). Döner frezler ile açılan geleneksel kök ucu kavite preparasyonları kök ucuna erişim sınırlıdır, lingualden perforasyon riski çok yüksektir ve nekrotik dokular uzaklaştırılamayabilir (28).

Richman (239), 1957'de ilk olarak endodontide ultrasonik kullanımını sunmuştur, modifiye ultrasonik scaler aletler ile kök kanal temizliği ve kök ucu cerrahisi işlemini gerçekleştirmiştir. Son olarak Carr (240), endodontik cerrahiye özel olarak tasarlanmış retrotip ultrasonik aletleri endodontik cerrahi sırasında kullanılması için geliştirmiştir. Pek çok yazar geleneksel mikro el aleti ile kıyaslandığında ultrasonik

retrotip aletlerin operatör kontrolünün iyi olduğunu, perforasyon riskinin düştüğünü, kanal içerisinde kanal merkezinde kalma eğilimi olduğunu belirtmiştir (54, 241, 242).

Wuchenich ve ark. kadavralarda yaptığı bir SEM çalışmasında geleneksel mikro el aletleri ile ultrasonik uçları karşılaştırmıştır. Bu çalışmada ultrasonik uçların temiz ve derin kök ucu kavite preparasyonu sağladığı, kök ucu dolgu materyallerinin retansiyonu için uygun bir alan oluşturduğu ve enfekte dentini kaldırarak dezenfeksiyonu sağladığını bulmuşlardır (52). Bu sebeplerden dolayı bizim çalışmamızda kullanılan dişlerde kök ucu kaviteleri ultrasonik retrotip uç ile açılmıştır.

Yapılan bazı çalışmalar ultrasonik retro tip uçların kök kırık oluşumuna yol açtığını göstermiştir (243, 244). Ancak bu kırıkların oluşmasında, kullanılan ultrasonik cihazın gücüyle ilgili olduğu tespit edilmiştir. Tam güçte çalıştırılan cihazlarda kırık oluşumu gözlenirken güç uygun bir biçimde çalıştırıldığında kırık oluşumun gözlenmediği belirtilmiştir (245, 246). De Bruyne ve De Moor (244), ise *in vitro* farklı güç seviyelerinde meydana gelen çatlak oranlarını değerlendirdikleri çalışmalarında; düşük güç seviyesinde, yüksek güç seviyesine göre daha fazla çatlak oluştuğunu gözlemlemişlerdir. Diğer bir çalışmada *in vitro* koşullarda orta güç seviyesinde herhangi bir çatlak meydana gelmediğini belirtmişlerdir (246). Bu bilgiler ışığında çalışmamızda kullandığımız ultrasonik cihazın üretici talimatları doğrultusunda orta güçte 'ENDO' modu seçilerek kullanıldı ve ultrasonik retro tip ucun üretici talimatlarında belirtilen güç aralıkları seçildi.

Çalışmamızda deneysel analiz için çekilmiş insan tek köklü dişleri kullanıldı. Deneysel araştırmalarda çoğunlukla çekilmiş insan dişleri kullanıldığından bu yöntem tercih edildi. Çekilmiş insan dişlerinin kullanımında en önemli problem, yüksek standart sapmalarına neden olan, boyut ve mekanik özelliklerindeki farklılıklardır (247). Dentinin inorganik yapısı, farklı su içeriği, çekim öncesindeki pulpa şartları ve hastanın yaşı bu farklılığa sebep olmaktadır. Bu nedenlerden dolayı bir standart sağlamak adına kök boyutlarının birbirine yakın olması ve gruplara dengeli dağıtılması için çaba sarfedildi.

Deneysel çalışmaların neredeyse hepsinde klinik koşulları sağlamak önemli bir unsur olmuştur. Kök ucu dolgu materyallerinin yapısının değerlendirildiği çalışmalarda klinik koşulları sağlamak için kullanılan dişlerin kanal dolgusu yapılmaktadır (122). Bu nedenle çalışmamızda kullanılan tüm örneklerin kök kanal şekillendirmesi ProTaper F3'e kadar yapıldı ve lateral kondensasyon yöntemi kullanılarak AH Plus kök kanal patı ve gutta perka ile dolduruldu. Sızıntının değerlendirildiği bazı çalışmalarda kök ucu

dolgu materyalleri açısından değerlendirme yapıldığında kök kanal dolgusunun değişken bir faktör olabileceği ve sızıntıyı etkileyebileceği düşünülerek kök kanalları boş bırakılmıştır (248, 249). Ancak bu çalışma korono-apikal sızıntı değerlendirilmediğinden bu durum göz önünde bulundurulmamıştır ve klinik koşullara uyum sağlanmıştır.

Farklı üreticiler tarafından kök ucu dolgu materyali olarak kullanılmak üzere birçok materyal üretilmiştir. Bu amaca uygun olarak ilk geliştirilen materyal, kalsiyum silikat siman içermekte olan MTA kullanıma sunulmuştur. Diğer materyaller ise Biodentine ve Bioaggregate kök ucu dolgu materyalleridir. Bu tip materyaller doku sıvıları ile temas edince çözelti oluşturarak kalsiyum hidroksit iyonu salar (250, 251). Klinik olarak yerleştirilen materyalin sertleşmesi önemlidir. Bir kere yerleştirildiğinde ve doku sıvıları ile temas ettiğinde ortama eser element vermekte ve materyalin içeriği kendisini çevreleyen periapikal dokulardan etkilenebilmektedir.

Solüsyondaki hidrojen iyonu konsantrasyonu olarak tanımlanan pH yapısı ilk olarak Sörenson tarafından 1909 yılında tanımlanmıştır (252, 253). Kan plazmasının doku sıvılarının pH'sı 7.4 iken saliva pH'sı 6.4 ile 7 arasında değişmektedir (254). Akut inflamasyon sırasında yara bölgesine arteriyel dilatasyon ile birlikte kan akışı artmaktadır. Bu infiltrasyon lökosit ve çoğunlukla nötrofilleri içermektedir. Canton ve Grinstein (255), nötrofil ve monositlerin mikroorganizmaları sindirimi sırasında 7-15 dakika içerisinde pH'nın 3.5-4.5 arasına gerilediğini belirtmektedirler.

Klinik diş hekimliğinde dokuların pH'sının etkileri bulunmaktadır. Lokal anestetik solüsyonun ve dokuların pH'sının sinir bloklama olayını etkilediği bilinmektedir (253). Ayrıca, düşük pH'ya sahip çevre dokular dental materyalleri de etkilemektedir (134, 256). Silva ve ark. (257) laboratuvar çalışmasında asidik çevre yapısının cam iyonmer simanların mikrosertliği ve yüzey karakteristiğini değiştirdiğini belirtmişlerdir. Torabinejad ve ark. (116) asidik pH'nın MTA'nın sertleşme reaksiyonunu etkileyebileceğini düşünmektedirler. Kalsiyum silikat bazlı materyaller gerçek klinik uygulamalarında kök tamirinde, furkasyon perforasyonlarında, kök ucu dolgusunda ve apikal tıkaç olarak kullanılmaktadır Ancak yerleştirildikleri bölgede inflamasyon hala devam ediyor olabilir ve düşük pH'ya sahip bir çevreye maruz kalabilirler (10, 258). Çalışmamızda ProRoot MTA, Angelus MTA, Bioaggregate ve Biodentine materyallerinin 4.4 pH'a sahip asidik ortama maruz bırakıldıktan sonraki hacim, yoğunluk ve porozite değişimleri kıyaslandı. Sonuç olarak; çalışmamızda bütün gruplarda meydana gelen hacim ve yoğunluk değişimleri istatistiksel anlamda önemli

bulundu. Bu bulgular ortamın pH'sının düşmesi ile MTA ve Biodentine materyalinde görülen yüzey mikrosertliğinde düşüşün değerlendirildiği *in vitro* bir çalışma ile uyumludur (259). Bu bulgular materyallerin düşük pH'ya sahip ortamda sertleşmelerini tamamlayamaması ile açıklanabilir (120).

Çalışmamızda *in vitro* koşullarda kullanılan materyalleri asidik ortama maruz bırakmak için bütirik asit kullanıldı. Periapikal enfeksiyondaki anaerobik bakterilerin metabolizma ürünlerine benzer koşullarda olduğu için bu çalışmada asidik ortam 4.4 pH'ya sahip tamponlanmış bütirik asit kullanılarak meydana getirildi (120).

Çalışmamızda asidik ortamda hacim değişimi açısından en çok değişiklik Biodentine, en az değişiklik ise Angelus MTA grubunda görülmüştür. Aksine asidik ortamda yoğunluk değişimi açısından elde edilen bulgularda Biodentine, Angelus MTA ve Bioaggregate simanlarına göre daha iyi sonuçlar verdi. Ancak oluşan porozite bakımından bu dört ProRoot MTA ve Angelus MTA simanına göre Biodentine simanının daha iyi olduğu görüldü. Bizim bulgularımızla uyumlu olarak Elnaghy (259), Biodentine ve beyaz MTA'nın farklı asidik pH'larda gösterdiği baskı dayanımı, yüzey sertliği ve kırılma direncini değerlendirdiği bir çalışmada bütün ortamlarda Biodentine'nin beyaz MTA'ya oranla daha iyi sonuç verdiğini bulmuştur. Yoğunluk ve oluşan porozite değişimi açısından bizim çalışmamızda elde edilen sonuçlar Biodentine simanının Angelus MTA simanına göre daha iyi sonuç verdiği yönünde olduğundan yoğunluk ve porozite bakımından daha iyi durumdaki bir materyalin fiziksel testlere karşı daha iyi bulgular vermesinin mümkün olduğu düşünülebilir. Ancak Elnaghy (259), çalışmada materyalin kaybettiği hacmi kıyaslanmamıştır. Bu çalışmada asidik ortamda Biodentine istatistiksel olarak diğer simanlara oranla asidik ortamda daha çok hacim kaybetmiştir. Bu bulgulara göre Biodentine materyalinin asidik ortamda çok fazla çözünme gösterdiği ancak bu çözünmeden sonra kalan materyalin daha yoğun ve daha az poroz bir yapıya sahip olduğu söylenebilir. Namazikhah ve ark. (10) MTA'nın yüzey mikrosertliğinin asidik ortamdaki etkilediğini belirtmiştir.

Düşük pH potansiyel olarak kalsiyum silikat simanların sertleşme reaksiyonlarını, adezyonlarını etkiler veya çözünürlüklerini arttırabilir. Bu durum materyallerin mekanik özelliklerini etkileyebilir (134, 258). Oluşan porozite materyallerin yoğunluğunu, elastikiyetini ve baskı dayanımı gibi makroskopik özelliklerini etkiler (260). Bu çalışmanın bulgularına göre asidik ortamda porozite en çok ProRoot MTA ve Angelus MTA gruplarında en az ise Bioaggregate grubunda görülmüştür. Kayahan ve ark. (261) ProRoot MTA, Angelus MTA, Biodentine ve CEM

simanının plastik kalıplarda asit uygulamasından sonra baskı dayanımını karşılaştırmışlardır. Bu çalışmanın bulgularına göre Biodentine ve ProRoot MTA simanlarının istatistiksel anlamda Angelus MTA ve CEM simanlarına göre daha yüksek baskı dayanımı gösterdiğini bulmuşlardır. Ancak bu sonuçlar bizim çalışmamızın bulguları ile uyumlu değildir. Simanların 7 gün boyunca 37 °C’de sadece nemli ortamda bekletildikten sonra asit uygulanması oluşan bu farklı sonuçları açıklayabilir. Hashem ve Hassanien (262); ProRoot MTA, Angelus MTA ve IRM materyallerinin sızdırmazlıklarını kıyasladıkları çalışmalarında ProRoot MTA ve Angelus MTA’nın IRM’den istatistiksel anlamda daha sızdırmaz olduğunu ancak ProRoot MTA ve Angelus MTA’nın birbirine yakın sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir. Bu çalışmada Angelus MTA ve ProRoot MTA’nın önceki yapılan çalışma ile uyumlu olarak asit ortamda oluşan porozite değişimi açısından birbirine yakın sonuçlar verdiği bulundu. Ancak, ProRoot MTA’nın istatistiksel olarak önemli olmasa da Angelus MTA’dan daha iyi sonuç verdiği görülmüştür. Bu *in vitro* çalışmanın sınırlandırmaları altında mümkün olabildiğince klinik koşullar taklit edilmeye çalışıldı. Materyal, belirtilen ortamlara maruz bırakılmadan önce Mikro-BT taraması yapıldı. Materyalin üretici talimatlarına göre hazırlanıp kök ucu kavitelere yerleştirilmesi ve taranması esnasında zaman kaybetmemeye gayret edildi. Buna rağmen bu süre içerisinde ProRoot MTA’nın sertleşme reaksiyonunu Angelus MTA’dan daha erken tamamlaması olasılığı bulunmaktadır.

Kalsiyum silikat esaslı materyallerin hidrasyonu, hidroksiapatit kristali formasyonu ile sonuçlanır ve dentin ile kalsiyum silikat esaslı materyal arasında hibrit bir tabaka oluşur (167, 263). Hidroksiapatit kristali ve devam eden süreçte hibrit tabakanın oluşmasıyla meydana gelen materyal-dentin ara yüzeyi asidik ortam ile bozulur (263). Bulgularımızla uyumlu olarak Namazikhah ve ark. (10) 4.4, 5.4, 6.4 ve 7.4 olan farklı pH’larda bütirik asit solüsyonu ile tamponlanmış asidik ortamlarda, beyaz MTA’da daha çok porozite meydana geldiğini belirtmişlerdir. Elnaghy (259), farklı pH’larda MTA’da meydana gelen değişimleri SEM çalışmasında incelemiştir. Ortamın pH’sı düştükçe MTA’da daha çok bozulma meydana geldiğini belirtmiştir. Biz de çalışmamızda farklı materyalleri diğer çalışmalarda kullanılan en düşük pH olan 4,4 pH’da test ettik.

Çalışmamızda kullanılan 4 farklı kalsiyum silikat esaslı materyalin, asidik ortamda 4 gün sonunda meydana gelen değişimleri incelendi. Hashem ve Wanees Amin (264) MTA ve Bioaggregate materyallerini kıyasladıkları bir çalışmada Angelus

MTA ve Bioaggregate'in 7.4 pH'ya sahip ortamda uygulanan yerinden çıkarma kuvvetine gösterdikleri mukavemetin birbirine benzer olduğunu fakat bu materyallerin pH'sı 5.4 olan asidik ortama maruz bıraktıklarında Angelus MTA'nın Bioaggregate'a göre daha düşük mukavemet gösterdiğini belirtmiştir. Bu çalışma meydana gelen hacim ve yoğunluk değişimi bakımından bu iki materyalde istatistiksel olarak önemli bir değişiklik meydana gelmedi. Ancak, oluşan porozite bakımından Angelus MTA'nın Bioaggregate simanına göre istatistiksel olarak önemli derecede daha çok porozite oluşturduğu görüldü. Elde edilen bu sonuçlar önceki yapılan çalışmayı destekler niteliktedir. Mikrosertlik değerinin düşük bulunması materyal üzerinde oluşan porozite ile ilgili olabileceği yakın zamanda yapılan bir çalışmada rapor edilmiştir (10). Diğer yandan bizim çalışmamızda Angelus MTA'nın ProRoot MTA'dan daha az hacim ve yoğunluk değişimi gösterdiği tespit edildi. Bu fark MTA Angelus'un içeriği ile ilgili olabilir. ProRoot MTA %75 Portland simanı, %20 bizmut oksit ve % 5 kalsiyum sülfat dehidrat içermektedir. Ancak Angelus MTA %80 portland simanı ve % 20 bizmut oksit içermektedir ve sertleşme zamanını düşürmek için içerisine kalsiyum sülfat eklenmemiştir (167). Bu yapısal değişiklik birbirine çok benzer içerikteki bu iki simanın maruz kaldıkları ortamdan farklı derecede etkilenmesine sebep olabilir.

Çalışmamızda kalsiyum silikat esaslı simanların asidik ortama maruz kalması hacim oranlarında düşüşe neden olmuştur. Bu sonuçlar asidik ortamda bu simanların hidrasyon sürecine ters etki ettiğini gösteren önceki çalışmalar ile uyumludur (10, 120).

Yapılan bir çalışmada, push-out testi ile yerinden çıkarma direncinin ölçüldüğü asetik asit ortamına maruz kalan Angelus MTA ve Bioaggregate materyallerinin önemli oranda düşük mikro sertlik gösterdiği bulunmuştur. Ancak, bu çalışmada ProRoot MTA'nın Bioaggregate'a göre daha düşük mikrosertlik gösterdiği bulunmuştur (264). Aksine diğer bir çalışmada 5.4 pH'ya sahip tamponlanmış bütirik asit solüsyonuna maruz bırakılan ProRoot MTA, Bioaggregate ve kalsiyum ile güçlendirilmiş simanın mikrosertlikleri kıyaslanmıştır. Buna göre ProRoot MTA, Bioaggregate'a göre daha iyi sonuç vermiştir (265). Ortamdaki pH'nın materyal üzerindeki baskı dayanımına etkisinin değerlendirildiği diğer bir çalışmada; ProRoot MTA simanının 4.4 pH'ya sahip ortamda Bioaggregate materyaline göre daha iyi sonuçlar verdiği belirtilmiştir (266). Çalışmamızda istatistiksel olarak önemli olmasa da Bioaggregate'ın, ProRoot MTA'dan asidik ortamda daha az hacim kaybı meydana geldiği görüldü. Ancak oluşan porozite bakımından istatistiksel olarak Bioaggregate simanının daha iyi sonuç verdiği görüldü. Bu bulgular porozitenin simanın fiziksel yapısı üzerine çok önemli etkisi olduğunu

göstermektedir. Ancak bu porozite ve hacim değişikliği arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi için daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Kalsiyum hidroksit antimikrobiyal aktivitesinden dolayı kanal içi ilaç olarak sıklıkla kullanılır. Bu aktivite direk olarak yüksek pH'sı ile ilgilidir (267). Kalsiyum hidroksitin bakteriyel kontaminasyonu düşürmek veya yok etmek için kök kanal tedavisinin ara seanslarında kullanılması önerilmektedir (258). Kalsiyum hidroksitin tedavi öncesi kullanımının kalsiyum silikat esaslı materyaller üzerine etkisi tartışmalıdır. Hachmeister ve ark. (146) kalsiyum hidroksitin tedavi öncesi kullanılmasının MTA'nın tıkama kabiliyetine bir engeli olmadığını bildirmişlerdir. Bu bulguların aksine başka bir çalışmada kalsiyum hidroksit ajanı uygulanan dişlerin MTA'nın tıkama kapasitesi üzerine etkilerinin olduğunu belirtmişlerdir (268).

Bazı klinik durumlarda kullanılan tamir materyalleri yüksek pH ortamına maruz kalabilirler. Tronstad ve ark. (269) pulpa, dentin, sement ve periodontal ligamentin vital/nekrotik pulpalı veya kök formasyonunu tamamlamış/tamamlanmamış dişlerde pH aralığının 6.4 ila 7 arasında olduğunu göstermişlerdir. Ancak, aynı çalışmada kanala kalsiyum hidroksit yerleştirildiğinde sirkülpulpal dentinin büyük kısmının pH değerinin 11.1 ila 12.12 arasına çıkmakta olduğu gösterilmiştir. Teixeira ve ark. (270) kök kanallarını kalsiyum hidroksit ile doldurduktan sonra örneklerden kesitler alarak dentin üzerindeki pH değişimini ölçmüşlerdir. Bu çalışmada kök kanal dentininde ölçülen pH'nın 11,50 değerine kadar çıktığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda kullandığımız örneklerle daha öncesinden kalsiyum hidroksit yerleştirilmedi. Ancak kalsiyum hidroksitin kök kanal dentinindeki pH değerini arttırdığı bilinmektedir (269). Bu nedenle klinik koşulları sağlamak adına bu durumun kullandığımız materyaller üzerindeki etkisini değerlendirmek amacı ile örnekleri alkali ortamda da test ettik.

Bu çalışmada asidik ortamla benzer olarak alkali ortamda Biodentine materyalinde diğer simanlara göre istatistiksel olarak önemli derecede hacim kaybı meydana gelmiştir. Ancak asidik ortamla kıyaslandığından Biodentine simanı üzerinde alkali ortamda istatistiksel olarak önemli derecede daha az hacim kaybı meydana geldi. Aynı şekilde diğer materyallerde de asidik ortamla kıyaslandığında istatistiksel olarak alkali ortamda daha az hacim kaybı meydana geldi. Kalsiyum silikat esaslı materyallerin sertleşme reaksiyonu sırasında, hidroksil iyonlarının difüzyonu sonucu periodontal dokulara komşu kök yüzeyinde pH'yı arttırdığı bildirilmektedir (269, 271). Çalışmamızda asidik ortamda materyallerin bu değişimlere uğraması bize materyalin bulunduğu ortamın nötr veya alkali pH değerine yakın bir pH ortamında bulunması

gerektiğini göstermektedir. Saghiri ve ark. (9) alkali çevre koşullarının MTA üzerine etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında normal (pH 7.4) ve yüksek alkali (pH 10.4) çevre koşullarında pH'nın 8.4 ve 9.4 olduğu alkali ortamlara göre kıyasladıklarında önemli oranda düşük yüzey sertliği, daha çok porozite ve dehidrate yapı oluştuğunu belirtmişlerdir. Ancak, bizim çalışmamızda oluşan porozite bakımından alkali ortamda bu dört siman arasında istatistiksel olarak önemli bir fark görülmemiştir. Çalışmamızda farklı pH'lardaki alkali ortamlar kıyaslanmamıştır. Ayrıca endodontik materyallerin periapikal dokularla teması sonucu ortamın pH değerinin alkali olması, osteoklastlar tarafından salgılanan laktik asidi nötralize ederek sert dokuların daha fazla parçalanmasını önlemekte, antimikrobiyal etki göstermekte ve sert doku oluşumu için alkalin fosfataz enzimini aktive ederek iyileşme sürecine yardımcı olmaktadır. Bu nedenle kök ucu dolgusunda kullanılacak materyalin periapikal bölgede alkali pH oluşturabilmesi önemlidir (272).

Çalışmamızda alkali ortamda Biodentine materyali istatistiksel olarak önemli miktarda hacim kaybı göstermiştir. Akman ve ark. (273) üç farklı kanal içi medikamentin Bioaggregate ve Biodentine üzerine etkisini push-out bağlanma dayanımı testi ile değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada Biodentine her üç ortamda Bioaggregate'den daha iyi sonuçlar vermiştir. Ancak aynı çalışmada bizim bulgularımızla uyumlu olarak kalsiyum hidroksitin kanal içi ajan olarak kullanıldığı grupta Biodentine materyalinin dentine tutunma kapasitesi düşmüştür. Push-out bağlanma dayanımı simanın fiziksel özelliklerine bağlı bir değişken olduğundan dolayı oluşan porozite materyali etkilemiş olabilir. Çalışmamızda mekanik yapıyı doğrudan etkileyen porozite alkali ortamda gruplar arasında bir fark göstermedi.

Bani ve ark. (274) Biodentine ve MTA'nın mikrosızıntılarını sıvı filtrasyon testi ile *in vitro* koşullarda değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada kök ucu tıkaçı olarak bu materyaller 1 mm, 2 mm, 3 mm ve 4 mm kalınlığında yerleştirilmiştir. Sonuç olarak; en iyi sonucu 4 mm kalınlığında apikal tıçama yaptıkları grupta elde etmişlerdir. Ayrıca aynı çalışmada ProRoot MTA, Biodentine'e göre daha sızdırmaz olduğu görülmüştür. Bu bulgularla uyumlu olarak bizim çalışmamızda da meydana gelen hacim kaybı her üç ortamda da istatistiksel olarak önemli derecede Biodentine materyalinde oluştu. Materyalde meydana gelen hacim kaybı apikal tıçalamada olumsuz bir sonuca neden olacağından dolayı çalışmamız önemlidir. Meydana gelen hacim kaybı, 3 mm derinliğinde hazırlanan kök ucu kavitelerinde boşluklara neden olmuştur. Bunun sonucu

olarak bakteri ve endotoksinler bu boşluklardan kanal içerisine ilerleyebilir ve inatçı apikal periodontitise neden olabilir.

Pulpa kaplaması, perforasyon tamiri ve kök ucu dolgusu gibi pek çok klinik uygulamada kalsiyum silikat esaslı tamir materyalleri kullanılmaktadır. Bu gibi ortamlara uygulanan materyallerin kan ile temas etmesi kaçınılmazdır. Bu yüzden bu çalışmada kalsiyum silikat esaslı tamir materyallerinin kanlı ortamda meydana gelen hacim, yoğunluk ve porozite değişimleri değerlendirildi.

Bu çalışmada kan kontaminasyonu sonucu ortaya çıkan hacim ve yoğunluk değişimleri diğer simanlarla kıyaslandığında en çok Biodentine materyalinde meydana geldi. Ancak diğer materyallerde hacim ve yoğunluk bakımından kanlı ortamda istatistiksel olarak önemli bir fark görülmedi. Nekofaar ve ark. (275) yaptıkları bir *in vitro* çalışmada kan ile kontamine olan MTA'nın üzerinde kanın kötü etkilerinin bulunduğu ve düşük mikrosertlik ve kötü mikroyapısal özellik gösterdiği belirtilmiştir. Montellano ve ark. (276) kök ucu rezeksiyonundan sonra oluşturulan kök ucu kavitesine yerleştirdikleri MTA materyalinin kan veya tükürük kontaminasyonundan sonra oluşan bakteriyel penetrasyonu değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada tükürük ile kontamine edilen örneklerde kontamine edilmeyenlere göre önemli oranda fazla bakteriyel penetrasyon gözlenmiştir. Ancak kan ile kontamine edilen ve edilmeyen örneklerde MTA ile doldurulan kök ucu kavitelerinde önemli bir etki görülmemiştir. Ancak Vanderweele ve ark. (277) *in vitro* olarak oluşturdukları perforasyon alanında MTA'nın retansiyon karakteristiğini değerlendirdikleri çalışmalarında 7 gün sonunda kan ile kontamine olan MTA materyalinin önemli oranda daha az direnç gösterdiğini belirtmişlerdir. Yazarlar MTA yerleştirilecek alanın kandan temiz olması gerektiğini önermektedirler. Bizim çalışmamızda kullanılan kalsiyum silikat esaslı materyallerin yerleştirildiği kök ucu kavitelerine yerleştirildikten sonra gazlı beze emdirilmiş kan ile kontamine edildi. Klinik uygulamalarda apikal cerrahi işlemi sırasında açılan kök ucu kavitesini kan ile temasından uzak tutmak mümkündür. Ancak kalsiyum silikat esaslı materyalleri kök ucuna yerleştirdikten sonra açılan flep kapatıldığında materyaller kan ile temas edecektir. Bu yüzden çalışmamızda bu klinik koşullar elde edilmeye çalışıldı. Bu durumda en kötü sonucu Biodentine materyali gösterdi. Ancak Biodentine simanı kanlı ortamda asidik ortama göre istatistiksel olarak daha iyi sonuç verdiği görüldü.

Yapılan bir çalışmada *in vitro* koşullarda oluşturulan perforasyon alanına yerleştirilen MTA ve Biodentine'in kan kontaminasyonu sonucunda 24 saat ve 7 gün sonunda bu materyaller üzerinde meydana gelen değişiklikler push-out bağlanma dayanımı

testi ile değerlendirilmiştir. Bu çalışmanın sonucuna göre MTA, Biodentine'e göre önemli oranda düşük push-out test değeri vermiştir (278). Aksine Üstün ve ark. (279) MTA ve Biodentine'in *in vitro* ortamlarda oluşturdukları perforasyon kavitesine bu materyalleri kan ile kontamine ederek yerleştirmiş ve materyallere push-out bağlanma dayanımı testi uygulamıştır. Bu çalışmada Biodentine, MTA'ya göre önemli oranda daha düşük sonuçlar vermiştir. Bu çalışma ile uyumlu olarak bizim çalışmamızda 4 gün sonunda kanlı ortamda MTA, Biodentine'e göre daha iyi sonuç verdiği bulundu. Üretici talimatlarına göre Biodentine materyalinin 12 dk'da sertleşmesini tamamladığı belirtilse de karıştırıldıktan sonra 1 saat boyunca herhangi bir sıvı ile temas etmemesi gerektiğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda materyal hazırlandıktan sonra Mikro-BT taraması yapılmış ve daha sonra asidik, alkali ve kanlı ortama maruz bırakılmıştır. Mikro-BT taramasında geçen süreç yaklaşık bir saat sürmektedir. Bu süre üretici talimatlarında belirtilen süre ile uyumaktadır. Ancak, bu şartlarda bile Biodentine materyali diğer materyallerden hacim ve yoğunluk bakımından daha kötü sonuçlar vermiştir. Bu durumu belirlemek için daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Kullanıma sunulan dental materyallerin klinik performanslarını değerlendirmek için ağız ortamını simüle eden *in vitro* çalışmalar gereklidir. Kök ucu dolgu materyallerinin mikro yapısı pek çok çalışmada incelenmiştir. Bu çalışmalarda push-out bağlanma dayanımı testi, mikrosertlik ve yüzey özellikleri gibi parametreler değerlendirilmiştir (10, 259, 264, 278). Mevcut mikro yapılarda kök ucu dolgu materyallerinin tipik yüzey topografisini belirsizleştiren örnek işleme ve SEM incelemesi esnasında bazı düzensizlikler (hacimsel büzülme, yoğun/pöröz yamalar, boşluklar, aralıklar ve mikroçatlaklar gibi) oluşabilmektedir (280).

Klinik diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin diş dokuları ve birbirleri ile ilişkilerinin değerlendirmesi amacıyla günümüze kadar histolojik kesitlerin alınması, kök kanallarından silikon ölçü maddesi ile modellerinin çıkarılması, SEM görüntüsü, muflalama sistemleri ile dişlerden seri horizontal kesit alınması, radyografik karşılaştırmalar gibi yöntemler kullanılmıştır (198, 210, 281-283). Örneklerin histolojik seri kesit alımı esnasında materyal kaybına uğraması, ölçü maddelerinin dar kök kanallarındaki kontrolünün zorluğu, radyografi ile elde edilen görüntülerin iki boyutlu olması ve ışının yönüne bağlı görüntü değişimleri gibi sorunlar bilgisayar destekli 3B rekonstrüksiyon sistemlerinin kullanımını arttırmıştır (201). Bununla birlikte biomedikal araştırmalarda 3B modelleri oluşturmak için geleneksel tarayıcılar ve profil projektörleri de kullanılmıştır. Fakat bu yöntemlerde çok fazla manuel işlem

gerekmekte ve daha kaba bir model elde edilmektedir (284, 285). Bazı 3B modeller dental dokuların dış hatlarından, kopya modellerden ve dental alçı modellerinden kesitler alınıp fotoğraflanarak, lazer taraması yapılarak, stereo mikroskopa bağlı çift kamera yardımıyla görüntüler sayısallaştırılarak ya da BT taramalarıyla hazırlanabilmektedir (286-288). Daha sonra bunlar bir tarama cihazıyla sayısallaştırılarak ardı ardına gelen kesitlerin ilişkisi kurgulanmaktadır. Mikro-BT tarama yönteminin kullanılması ise kişiye bağlı bu faktörlerin ortadan kaldırılmasını ve dokuların yüksek çözünürlüklü gerçek görüntülerinin hassas yazılımlarla işlenerek çok daha detaylı bir modelin daha kolay bir şekilde elde edilmesine olanak sağlamaktadır. Mikro-BT, kök kanal dolgularının in vitro değerlendirilmesinde hızlı, oldukça kesin ve yıkıcı olmayan bir metot olarak birçok çalışmada kullanılmaktadır (220, 289). Yüksek çözünürlüklü Mikro-BT diş hekimliğindeki ve endodontideki birçok farklı alanlarda umut verici uygulamalarla yükselen bir teknolojidir ve kullanımı son yirmi yılda hızla artmıştır (290, 291). Endodontik araştırma alanında Mikro-BT teknolojisi kök kanal anatomisinin değerlendirilmesi ve enstrümantasyon sonrası kök kanal morfolojisinin incelenmesinde kullanılmıştır (204, 289). Şimşek ve ark. (220) kanal dolgusu sökümü amacı ile geliştirilmiş farklı döner ege sistemlerinin kök kanal sisteminde kullanıldıktan sonra kalan artık gutta miktarını değerlendirmek amacı ile Mikro-BT tekniğini kullanmışlardır. Ayrıca kök kanal dolgusunun 3B modellemesinin mümkün olduğu ve kök kanal dolgularının hacimsel ölçümlerinin yapılabileceği gösterilmiştir (14, 15). Sunulan çalışmada Mikro-BT görüntüleme tekniği kullanılarak örneklerin hacimsel ölçümlerinin yanısıra yoğunluk ve porozite değişimleri de değerlendirildi.

Kök kanallarının anatomisi veya morfolojisinin incelendiği önceki Mikro-BT çalışmalarında 81 µm, 68 µm, 14,6 µm ve 11 µm gibi düşük çözünürlükler kullanılmıştır (14, 203, 204, 292). Gandolfi ve ark. (15) arayüz porozitelerini inceledikleri bir çalışmada ise 4µm'lik çözünürlük kullanılmış ve tüm kök boyunca 3000 kesit alınmıştır. Çalışmamızda da benzer hassasiyeti yakalamak amacıyla 3 mm'lik kök ucu alanından 10 µm çözünürlükte ortalama 250 kesit alındı.

Bu çalışmanın sınırları içerisinde, Mikro-BT görüntülerindeki numunelerin tarama öncesi ve sonrası değerlerin seçimi, tarama parametrelerinin hassas bir şekilde seçilmesi gibi faktörlerle doğrudan ilişkili olduğundan çalışmanın başarısı için deneyimli operatörler gerekmektedir. Doğru ve hassas bulguların elde edilebilmesi anatomik yapıların doğru bir şekilde modellenmesine bağlıdır. Bu çalışmada kullanılan örneklerin ilk taraması yapıldıktan sonra ikinci tarama için aynı yönde ve aynı konumda

olması amacıyla dişlerin üzerine işaret konulmuştur. Bu yöntem CTAn programında en doğru sonucu elde etmek için uygulanmıştır.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Dört farklı kök ucu dolgu materyalinin farklı ortamlarda değerlendirildiği bu *in vitro* tez çalışmasının sınırları dâhilinde şu sonuçlara varılmıştır:

- ProRoot MTA asit ortamda hacim ve yoğunluk kaybına uğramıştır. Tedavi öncesinde enflamasyonlu bir bölgeye bu materyali koymak yerine öncesinde kanal içi ilaçlar ile ortamın pH'sı yükseltip daha sonra bu materyal tercih edilebilir. Kök ucu dolgusu olarak normal ve alkali pH'ya sahip ortamlarda bu materyali kullanmak uygun olabilir. Asit ortamda porozite açısından bir değişim olmaması bu materyalin mekanik yüklemeye karşı dirençli olduğu anlamına gelmeyebilir. İlave olarak bağlanma dayanımı testi yapılmalıdır.
- Angelus MTA materyalinin asit ortamda test edilen her üç parametreden etkilendiği görüldü. Ancak, diğer materyallere göre asidik ortamda, hacim ve yoğunluk değişimi olarak en iyi sonucu Angelus MTA verdi. Buna göre klinik koşullarda enfeksiyonlu bölgede kök ucu dolgu materyali olarak Angelus MTA'yı seçmek, başarılı bir yaklaşım olarak düşünülebilir. Fakat asit ortamda porozite değişimi kıyaslandığında Angelus MTA; Biodentine ve Bioaggregate materyallerine göre daha fazla değişiklik göstermiştir. Meydana gelen porozite materyalin içyapısını zayıflatacağından hacim ve yoğunluk bakımından daha önemli bir durum olduğu söylenebilir.
- Bioaggregate materyalinin asit ortamda test edilen her üç parametreden etkilendiği görüldü. Bu materyal; kök ucu dolgu materyali olarak kanlı ortamdan etkilenmediği gibi, kalsiyum hidroksit gibi kök kanal dentinini alkali hale getirebilecek bir ilaç sonrası da kullanılabilir.
- Biodentine simanı diğer materyallerden farklı olarak asit ortamda porozite bakımından daha iyi sonuçlar vermiştir. Bununla birlikte üç farklı ortam koşulunda, hacim ve yoğunluk değişikliği bakımından diğer materyallerle karşılaştırıldığında en çok değişim Biodentine materyalinde gerçekleşmiştir. Bu durum materyallerin test edildiği ortamlarda meydana gelen hacim ve yoğunluk değişiminden sonra kalan yapının önemli oranda daha az poroz içerdiğini gösterir. Ancak meydana gelen ciddi hacim kaybı materyalin mikrosızıntısını arttırabilir. Kök ucu dolgusu için bu materyalin yerine diğer materyaller düşünülebilir.



KAYNAKLAR

1. Siqueira JF, Jr. Aetiology of root canal treatment failure: why well-treated teeth can fail. *Int Endod J* 2001; 34: 1-10.
2. De Souza ET, Nunes Tameirao MD, Roter JM, De Assis JT, De Almeida Neves A, De-Deus GA. Tridimensional quantitative porosity characterization of three set calcium silicate-based repair cements for endodontic use. *Microsc Res Tech* 2013, 76: 1093-8.
3. Haapasalo M, Qian W, Portenier I, Waltimo T. Effects of dentin on the antimicrobial properties of endodontic medicaments. *J Endod* 2007, 33: 917-25.
4. King KT, Anderson RW, Pashley DH, Pantera EA, Jr. Longitudinal evaluation of the seal of endodontic retrofillings. *J Endod* 1990, 16 :307-10.
5. Tobon-Arroyave SI, Restrepo-Perez MM, Arismendi-Echavarria JA, Velasquez-Restrepo Z, Marin-Botero ML, Garcia-Dorado EC. Ex vivo microscopic assessment of factors affecting the quality of apical seal created by root-end fillings. *Int Endod J* 2007, 40 :590-602.
6. Gartner AH, Dorn SO. Advances in endodontic surgery. *Dent Clin North Am* 1992, 36 :357-78.
7. Mutal L, Gani O. Presence of pores and vacuoles in set endodontic sealers. *Int Endod J* 2005, 38: 690-6.
8. Saghiri MA, Lotfi M, Saghiri AM, Vosoughhosseini S, Fatemi A, Shiezadeh V, ve ark. Effect of pH on sealing ability of white mineral trioxide aggregate as a root-end filling material. *J Endod* 2008, 34: 1226-9.
9. Saghiri MA, Lotfi M, Saghiri AM, Vosoughhosseini S, Aeinehchi M, Ranjkesh B. Scanning electron micrograph and surface hardness of mineral trioxide aggregate in the presence of alkaline pH. *J Endod* 2009, 35: 706-10.
10. Namazikhah MS, Nekoofar MH, Sheykhrezae MS, Salariyeh S, Hayes SJ, Bryant ST, ve ark. The effect of pH on surface hardness and microstructure of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J* 2008, 41: 108-16.
11. Saghiri MA, Lotfi M, Joupari MD, Aeinehchi M, Saghiri AM. Effects of storage temperature on surface hardness, microstructure, and phase formation of white mineral trioxide aggregate. *J Endod* 2010, 36: 1414-8.

12. Camilleri J, Pitt Ford TR. Evaluation of the effect of tracer pH on the sealing ability of glass ionomer cement and mineral trioxide aggregate. *J Mater Sci Mater Med* 2008, 19: 2941-8.
13. Gandolfi MG, Van Landuyt K, Taddei P, Modena E, Van Meerbeek B, Prati C. Environmental scanning electron microscopy connected with energy dispersive x-ray analysis and Raman techniques to study ProRoot mineral trioxide aggregate and calcium silicate cements in wet conditions and in real time. *J Endod* 2010, 36: 851-7.
14. Hammad M, Qualtrough A, Silikas N. Evaluation of root canal obturation: a three-dimensional in vitro study. *J Endod* 2009, 35: 541-4.
15. Gandolfi MG, Parrilli AP, Fini M, Prati C, Dummer PM. 3D micro-CT analysis of the interface voids associated with Thermafil root fillings used with AH Plus or a flowable MTA sealer. *Int Endod J* 2013, 46: 253-63.
16. Meleo D, Manzon L, Pecci R, Zuppante F, Bedini R. A proposal of microtomography evaluation for restoration interface gaps. *Ann Ist Super Sanita* 2012, 48: 83-8.
17. Schilder H. Filling root canals in three dimensions. *Dent Clin North Am* 1967: 723-44.
18. Torabinejad M, Anderson P, Bader J, Brown LJ, Chen LH, Goodacre CJ, ve ark. Outcomes of root canal treatment and restoration, implant-supported single crowns, fixed partial dentures, and extraction without replacement: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007, 98: 285-311.
19. Salehrabi R, Rotstein I. Endodontic treatment outcomes in a large patient population in the USA: an epidemiological study. *J Endod* 2004, 30: 846-50.
20. de Chevigny C, Dao TT, Basrani BR, Marquis V, Farzaneh M, Abitbol S, ve ark. Treatment outcome in endodontics: the Toronto study--phase 4: initial treatment. *J Endod* 2008, 34: 258-63.
21. Ng YL, Mann V, Rahbaran S, Lewsey J, Gulabivala K. Outcome of primary root canal treatment: systematic review of the literature -- Part 2. Influence of clinical factors. *Int Endod J* 2008, 41: 6-31.
22. Nair PN. On the causes of persistent apical periodontitis: a review. *Int Endod J* 2006, 39: 249-81.

23. Peters OA, Barbakow F, Peters CI. An analysis of endodontic treatment with three nickel-titanium rotary root canal preparation techniques. *Int Endod J* 2004, 37: 849-59.
24. Cheung GS. Endodontic failures--changing the approach. *Int Dent J* 1996, 46: 131-8.
25. Hancock HH, 3rd, Sigurdsson A, Trope M, Moiseiwitsch J. Bacteria isolated after unsuccessful endodontic treatment in a North American population. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2001, 91: 579-86.
26. Pinheiro ET, Gomes BP, Ferraz CC, Teixeira FB, Zaia AA, Souza Filho FJ. Evaluation of root canal microorganisms isolated from teeth with endodontic failure and their antimicrobial susceptibility. *Oral Microbiol Immunol* 2003, 18: 100-3.
27. Karabucak B, Setzer F. Criteria for the ideal treatment option for failed endodontics: surgical or nonsurgical? *Compend Contin Educ Dent Suppl* 2007, 28: 304-10, quiz 11, 32.
28. Kim S, Kratchman S. Modern endodontic surgery concepts and practice: a review. *J Endod* 2006, 32: 601-23.
29. Barone C, Dao TT, Basrani BB, Wang N, Friedman S. Treatment outcome in endodontics: the Toronto study--phases 3, 4, and 5: apical surgery. *J Endod* 2010, 36: 28-35.
30. Li H, Zhai F, Zhang R, Hou B. Evaluation of microsurgery with SuperEBA as root-end filling material for treating post-treatment endodontic disease: a 2-year retrospective study. *J Endod* 2014, 40: 345-50.
31. Wu MK, Dummer PM, Wesselink PR. Consequences of and strategies to deal with residual post-treatment root canal infection. *Int Endod J* 2006, 39: 343-56.
32. Wang N, Knight K, Dao T, Friedman S. Treatment outcome in endodontics-The Toronto Study. Phases I and II: apical surgery. *J Endod* 2004, 30: 751-61.
33. Stropko JJ, Doyon GE, Gutmann JL. Root-end management: resection, cavity preparation, and material placement. *Endod Topics* 2005, 11 :131-51.
34. Çalışkan K. Endodontide Tanı ve Tedaviler. İstanbul: Nobel Tıp kitapçevleri, 2006.
35. Buchanan LS. The standardized-taper root canal preparation--Part 1. Concepts for variably tapered shaping instruments. *Int Endod J* 2000, 33: 516-29.

36. Ramachandran Nair PN. Light and electron microscopic studies of root canal flora and periapical lesions. *J Endod* 1987, 13: 29-39.
37. Nair PN, Henry S, Cano V, Vera J. Microbial status of apical root canal system of human mandibular first molars with primary apical periodontitis after "one-visit" endodontic treatment. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005, 99: 231-52.
38. Reuben HL, Apotheker H. Apical surgery with the dental microscope. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1984, 57: 433-5.
39. Mauger MJ, Schindler WG, Walker WA, 3rd. An evaluation of canal morphology at different levels of root resection in mandibular incisors. *J Endod* 1998, 24: 607-9.
40. Tidmarsh BG, Arrowsmith MG. Dentinal tubules at the root ends of apicected teeth: a scanning electron microscopic study. *Int Endod J* 1989, 22: 184-9.
41. Gilheany PA, Figdor D, Tyas MJ. Apical dentin permeability and microleakage associated with root end resection and retrograde filling. *J Endod* 1994, 20: 22-6.
42. Sauveur G, Boccara E, Colon P, Sobel M, Boucher Y. A photoelastimetric analysis of stress induced by root-end resection. *J Endod* 1998, 24: 740-3.
43. de Lange J, Putters T, Baas EM, van Ingen JM. Ultrasonic root-end preparation in apical surgery: a prospective randomized study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007, 104: 841-5.
44. Mehlhaff DS, Marshall JG, Baumgartner JC. Comparison of ultrasonic and high-speed-bur root-end preparations using bilaterally matched teeth. *J Endod* 1997, 23: 448-52.
45. Richman JR. The use of ultrasonics in root canal therapy and root resection. *Med Dent J* 1957, 12 :12-8.
46. Martin H. Ultrasonic disinfection of the root canal. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1976, 42: 92-9.
47. Martin H, Cunningham WT, Norris JP, Cotton WR. Ultrasonic versus hand filing of dentin: a quantitative study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1980, 49: 79-81.
48. Stock CJ. Current status of the use of ultrasound in endodontics. *Int Dent J* *1991, 41: 175-82.
49. Pannkuk TF. Endodontic surgery: principles, objectives, and treatment of posterior teeth. Part 1. *Endod Rep* 1991, 6: 8-14.

50. Carr G. Advanced techniques and visual enhancement for endodontic surgery. *Endod Rep* 1992, 7: 6-9.
51. Gutmann JL, Pitt Ford TR. Management of the resected root end: a clinical review. *Int Endod J* 1993, 26: 273-83.
52. Wuchenich G, Meadows D, Torabinejad M. A comparison between two root end preparation techniques in human cadavers. *J Endod* 1994, 20: 279-82.
53. Brent PD, Morgan LA, Marshall JG, Baumgartner JC. Evaluation of diamond-coated ultrasonic instruments for root-end preparation. *J Endod* 1999, 25: 672-5.
54. Engel TK, Steiman HR. Preliminary investigation of ultrasonic root end preparation. *J Endod* 1995, 21: 443-5.
55. Lin CP, Chou HG, Kuo JC, Lan WH. The quality of ultrasonic root-end preparation: a quantitative study. *J Endod* 1998, 24: 666-70.
56. Gorman MC, Steiman HR, Gartner AH. Scanning electron microscopic evaluation of root-end preparations. *J Endod* 1995, 21: 113-7.
57. Gutmann JL, Saunders WP, Nguyen L, Guo IY, Saunders EM. Ultrasonic root-end preparation. Part 1. SEM analysis. *Int Endod J* 1994, 27: 318-24.
58. Plotino G, Pameijer CH, Grande NM, Somma F. Ultrasonics in endodontics: a review of the literature. *J Endod* 2007, 33: 81-95.
59. Baranwal AK, Paul ML, Mazumdar D, Adhikari HD, Vyavahare NK, Jhajharia K. An ex-vivo comparative study of root-end marginal adaptation using grey mineral trioxide aggregate, white mineral trioxide aggregate, and Portland cement under scanning electron microscopy. *J Conserv Dent* 2015, 18: 399-404.
60. Rahbaran S, Gilthorpe MS, Harrison SD, Gulabivala K. Comparison of clinical outcome of periapical surgery in endodontic and oral surgery units of a teaching dental hospital: a retrospective study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2001, 91: 700-9.
61. Mandava P, Bolla N, Thumu J, Vemuri S, Chukka S. Microleakage evaluation around retrograde filling materials prepared using conventional and ultrasonic techniques. *J Clin Diagn Res* 2015, 9: ZC43-6.
62. Soundappan S, Sundaramurthy JL, Raghu S, Natanasabapathy V. Biodentine versus Mineral Trioxide Aggregate versus Intermediate Restorative Material for Retrograde Root End Filling: An Invitro Study. *J Dent* 2014, 11: 143-9.
63. Gutmann JL, Harrison JW. Posterior endodontic surgery: anatomical considerations and clinical techniques. *Int Endod J* 1985, 18: 8-34.

64. Friedman S. Retrograde approaches in endodontic therapy. *Endod Dent Traumatol* 1991, 7: 97-107.
65. Hohenfeldt PR, Aurelio JA, Gerstein H. Electrochemical corrosion in the failure of apical amalgam. Report of two cases. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1985, 60: 658-60.
66. Mirowski G, Waibel J. Pigmented lesions of the oral cavity. *Dermatol Ther* 2002, 15: 218-28.
67. Pitt Ford TR, Andreasen JO, Dorn SO, Kariyawasam SP. Effect of IRM root end fillings on healing after replantation. *J Endod* 1994, 20: 381-5.
68. Chong BS, Pitt Ford TR, Kariyawasam SP. Short-term tissue response to potential root-end filling materials in infected root canals. *Int Endod J* 1997, 30: 240-9.
69. Chong BS, Ford TR, Kariyawasam SP. Tissue response to potential root-end filling materials in infected root canals. *Int Endod J* 1997, 30: 102-14.
70. Baek SH, Plenck H, Jr., Kim S. Periapical tissue responses and cementum regeneration with amalgam, SuperEBA, and MTA as root-end filling materials. *J Endod* 2005, 31: 444-9.
71. Frank AL, Glick DH, Patterson SS, Weine FS. Long-term evaluation of surgically placed amalgam fillings. *J Endod* 1992, 18: 391-8.
72. Wesson CM, Gale TM. Molar apicectomy with amalgam root-end filling: results of a prospective study in two district general hospitals. *Br Dent J* 2003, 195: 707-14, discussion 698.
73. Chong BS, Ford TP. Root-end filling materials: rationale and tissue response. *Endod Topics* 2005, 11: 114-30.
74. Coaguila-Llerena H, Vaisberg A, Velasquez-Huaman Z. In Vitro Cytotoxicity Evaluation of Three Root-End Filling Materials in Human Periodontal Ligament Fibroblasts. *Braz Dent J* 2016, 27: 187-91.
75. Samara A, Sarri Y, Stravopodis D, Tzanetakos GN, Kontakiotis EG, Anastasiadou E. A comparative study of the effects of three root-end filling materials on proliferation and adherence of human periodontal ligament fibroblasts. *J Endod* 2011, 37: 865-70.
76. Song M, Yoon TS, Kim SY, Kim E. Cytotoxicity of newly developed pozzolan cement and other root-end filling materials on human periodontal ligament cell. *Restor Dent Endod* 2014, 39: 39-44.

77. Saunders WP, Saunders EM, Gutmann JL. Ultrasonic root-end preparation, Part 2. Microleakage of EBA root-end fillings. *Int Endod J* 1994, 27: 325-9.
78. Rubinstein RA, Kim S. Short-term observation of the results of endodontic surgery with the use of a surgical operation microscope and Super-ERA as root-end filling material. *J Endod* 1999, 25: 43-8.
79. Oynick J, Oynick T. A study of a new material for retrograde fillings. *J Endod* 1978, 4: 203-6.
80. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J* 1972, 132: 133-5.
81. dos Santos RL, Pithon MM, Vaitsman DS, Araujo MT, de Souza MM, Nojima MG. Long-term fluoride release from resin-reinforced orthodontic cements following recharge with fluoride solution. *Braz Dent J* 2010, 21: 98-103.
82. Maneenut C, Sakoolnamarka R, Tyas MJ. The repair potential of resin-modified glass-ionomer cements. *Dent Mater* 2010, 26: 659-65.
83. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent* 1998, 80: 280-301.
84. Mitra SB, Kedrowski BL. Long-term mechanical properties of glass ionomers. *Dent Mater* 1994, 10: 78-82.
85. Mitra SB. Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. *J Dent Res* 1991, 70: 72-4.
86. Czarnecka B, Kruszelnicki A, Kao A, Strykowska M, Nicholson JW. Adhesion of resin-modified glass-ionomer cements may affect the integrity of tooth structure in the open sandwich technique. *Dent Mater* 2014, 30: e301-5.
87. Nicholson JW, Czarnecka B. The biocompatibility of resin-modified glass-ionomer cements for dentistry. *Dent Mater* 2008, 24: 1702-8.
88. Palmer G, Anstice HM, Pearson GJ. The effect of curing regime on the release of hydroxyethyl methacrylate (HEMA) from resin-modified glass-ionomer cements. *J Dent* 1999, 27: 303-11.
89. Hamid A, Hume WR. Diffusion of resin monomers through human carious dentin in vitro. *Endod Dent Traumatol* 1997, 13: 1-5.
90. Kan KC, Messer LB, Messer HH. Variability in cytotoxicity and fluoride release of resin-modified glass-ionomer cements. *J Dent Res* 1997, 76: 1502-7.

91. Iwami Y, Yamamoto H, Sato W, Kawai K, Torii M, Ebisu S. Weight change of various light-cured restorative materials after water immersion. *Oper Dent* 1998, 23:132-7.
92. Yap A, Lee CM. Water sorption and solubility of resin-modified polyalkenoate cements. *J Oral Rehabil* 1997, 24: 310-4.
93. McDonald NJ, Dumsha TC. A comparative retrofill leakage study utilizing a dentin bonding material. *J Endod* 1987, 13: 224-7.
94. Vignaroli PA, Anderson RW, Pashley DH. Longitudinal evaluation of the microleakage of dentin bonding agents used to seal resected root apices. *J Endod* 1995, 21: 509-12.
95. Chong BS PFT. Root-end filling materials: rationale and tissue response. *Endod Topics* 2005, 11: 114-30.
96. Önal B. Restoratif diş hekimliğinde maddeler ve uygulamaları: Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 2004.
97. Pertot WJ, Stephan G, Tardieu C, Proust JP. Comparison of the intraosseous biocompatibility of Dyract and Super EBA. *J Endod* 1997, 23: 315-9.
98. Ozbas H, Yaltirik M, Bilgic B, Issever H. Reactions of connective tissue to compomers, composite and amalgam root-end filling materials. *Int Endod J* 2003, 36: 281-7.
99. Platt AS, Wannfors K. The effectiveness of compomer as a root-end filling: a clinical investigation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004, 97: 508-12.
100. Mangin C, Yesilsoy C, Nissan R, Stevens R. The comparative sealing ability of hydroxyapatite cement, mineral trioxide aggregate, and super ethoxybenzoic acid as root-end filling materials. *J Endod* 2003, 29: 261-4.
101. Stanczyk M, van Rietbergen B. Thermal analysis of bone cement polymerisation at the cement-bone interface. *J Biomech* 2004, 37: 1803-10.
102. Feith R. Side-effects of acrylic cement implanted into bone. A histological, (micro)angiographic, fluorescence-microscopic and autoradiographic study in the rabbit femur. *Acta Orthop Scand Suppl* 1975, 161: 3-136.
103. Lu JX, Huang ZW, Tropiano P, Clouet D'Orval B, Remusat M, Dejou J, ve ark. Human biological reactions at the interface between bone tissue and polymethylmethacrylate cement. *J Mater Sci Mater Med* 2002, 13: 803-9.

104. Badr AE. Marginal adaptation and cytotoxicity of bone cement compared with amalgam and mineral trioxide aggregate as root-end filling materials. *J Endod* 2010, 36: 1056-60.
105. Shi S, Bao ZF, Liu Y, Zhang DD, Chen X, Jiang LM, ve ark. Comparison of in vivo dental pulp responses to capping with iRoot BP Plus and mineral trioxide aggregate. *Int Endod J* 2016, 49: 154-60.
106. Zhou S, Ma J, Shen Y, Haapasalo M, Ruse ND, Yang Q, ve ark. In vitro studies of calcium phosphate silicate bone cements. *J Mater Sci Mater Med* 2013, 24: 355-64.
107. Alanezi AZ, Jiang J, Safavi KE, Spangberg LS, Zhu Q. Cytotoxicity evaluation of endosequence root repair material. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010, 109: e122-5.
108. Damas BA, Wheeler MA, Bringas JS, Hoen MM. Cytotoxicity comparison of mineral trioxide aggregates and EndoSequence bioceramic root repair materials. *J Endod* 2011, 37: 372-5.
109. Shi, S. Bao, Z. F. Chen, X. Zhang, D. D. Cytotoxicity of a novel endodontic treatment material iRoot BP Plus to human gingival fibroblasts. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue* 2014, 23: 681-4.
110. Zhang S, Yang X, Fan M. BioAggregate and iRoot BP Plus optimize the proliferation and mineralization ability of human dental pulp cells. *Int Endod J* 2013, 46: 923-9.
111. Lee SJ, Monsef M, Torabinejad M. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. *J Endod* 1993, 19: 541-4.
112. Schmitt D, Lee J, Bogen G. Multifaceted use of ProRoot MTA root canal repair material. *Pediatr Dent* 2001, 23: 326-30.
113. Torabinejad M, Pitt Ford TR. Root end filling materials: a review. *Endod Dent Traumatol* 1996, 12: 161-78.
114. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--Part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *J Endod* 2010, 36: 16-27.
115. Torabinejad M, Watson TF, Pitt Ford TR. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *J Endod* 1993, 19: 591-5.
116. Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod* 1995, 21: 349-53.

117. Dammaschke T, Gerth HU, Zuchner H, Schafer E. Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland cements. *Dent Mater* 2005, 21: 731-8.
118. Watts JD, Holt DM, Beeson TJ, Kirkpatrick TC, Rutledge RE. Effects of pH and mixing agents on the temporal setting of tooth-colored and gray mineral trioxide aggregate. *J Endod* 2007, 33: 970-3.
119. Coomaraswamy KS, Lumley PJ, Hofmann MP. Effect of bismuth oxide radioopacifier content on the material properties of an endodontic Portland cement-based (MTA-like) system. *J Endod* 2007, 33: 295-8.
120. Lee YL, Lee BS, Lin FH, Yun Lin A, Lan WH, Lin CP. Effects of physiological environments on the hydration behavior of mineral trioxide aggregate. *Biomaterials* 2004, 25: 787-93.
121. Islam I, Chng HK, Yap AU. Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and portland cement. *J Endod* 2006, 32: 193-7.
122. Monteiro Bramante C, Demarchi AC, de Moraes IG, Bernadineli N, Garcia RB, Spangberg LS, et al. Presence of arsenic in different types of MTA and white and gray Portland cement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008, 106: 909-13.
123. Al-Fouzan K, Al-Garawi Z, Al-Hezaimi K, Javed F, Al-Shalan T, Rotstein I. Effect of acid etching on marginal adaptation of mineral trioxide aggregate to apical dentin: microcomputed tomography and scanning electron microscopy analysis. *Int J Oral Sci* 2012, 4: 202-7.
124. Asgary S, Parirokh M, Eghbal MJ, Brink F. Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. *J Endod* 2005, 31: 101-3.
125. Song JS, Mante FK, Romanow WJ, Kim S. Chemical analysis of powder and set forms of Portland cement, gray ProRoot MTA, white ProRoot MTA, and gray MTA-Angelus. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006, 102: 809-15.
126. Mitchell PJ, Pitt Ford TR, Torabinejad M, McDonald F. Osteoblast biocompatibility of mineral trioxide aggregate. *Biomaterials* 1999, 20: 167-73.
127. Stowe TJ, Sedgley CM, Stowe B, Fenno JC. The effects of chlorhexidine gluconate (0.12%) on the antimicrobial properties of tooth-colored ProRoot mineral trioxide aggregate. *J Endod* 2004, 30: 429-31.

128. Asgary S, Parirokh M, Eghbal MJ, Brink F. A comparative study of white mineral trioxide aggregate and white Portland cements using X-ray microanalysis. *Aust Endod J* 2004, 30: 89-92.
129. Islam I, Chng HK, Yap AU. X-ray diffraction analysis of mineral trioxide aggregate and Portland cement. *Int Endod J* 2006, 39: 220-5.
130. Oliveira MG, Xavier CB, Demarco FF, Pinheiro AL, Costa AT, Pozza DH. Comparative chemical study of MTA and Portland cements. *Braz Dent J* 2007, 18: 3-7.
131. Camilleri J, Pitt Ford TR. Mineral trioxide aggregate: a review of the constituents and biological properties of the material. *Int Endod J* 2006, 39: 747-54.
132. Duarte MA, Demarchi AC, Yamashita JC, Kuga MC, Fraga Sde C. pH and calcium ion release of 2 root-end filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003, 95: 345-7.
133. Roberts HW, Toth JM, Berzins DW, Charlton DG. Mineral trioxide aggregate material use in endodontic treatment: a review of the literature. *Dent Mater* 2008, 24: 149-64.
134. Roy CO, Jeansonne BG, Gerrets TF. Effect of an acid environment on leakage of root-end filling materials. *J Endod* 2001, 27: 7-8.
135. Davis JL, Jeansonne BG, Davenport WD, Gardiner D. The effect of irrigation with doxycycline or citric acid on leakage and osseous wound healing. *J Endod* 2003, 29: 31-5.
136. Torabinejad M, Higa RK, McKendry DJ, Pitt Ford TR. Dye leakage of four root end filling materials: effects of blood contamination. *J Endod* 1994, 20: 159-63.
137. Aqrabawi J. Sealing ability of amalgam, super EBA cement, and MTA when used as retrograde filling materials. *Br Dent J* 2000, 188: 266-8.
138. De Bruyne MA, De Bruyne RJ, Rosiers L, De Moor RJ. Longitudinal study on microleakage of three root-end filling materials by the fluid transport method and by capillary flow porometry. *Int Endod J* 2005, 38: 129-36.
139. Danesh G, Dammaschke T, Gerth HU, Zandbiglari T, Schafer E. A comparative study of selected properties of ProRoot mineral trioxide aggregate and two Portland cements. *Int Endod J* 2006, 39: 213-9.
140. Poggio C, Lombardini M, Alessandro C, Simonetta R. Solubility of root-end-filling materials: a comparative study. *J Endod* 2007, 33: 1094-7.

141. Fridland M, Rosado R. MTA solubility: a long term study. *J Endod* 2005, 31: 376-9.
142. Fridland M, Rosado R. Mineral trioxide aggregate (MTA) solubility and porosity with different water-to-powder ratios. *J Endod* 2003, 29: 814-7.
143. Camilleri J. Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J* 2007, 40: 462-70.
144. Shah PM, Chong BS, Sidhu SK, Ford TR. Radiopacity of potential root-end filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1996, 81: 476-9.
145. Chng HK, Islam I, Yap AU, Tong YW, Koh ET. Properties of a new root-end filling material. *J Endod* 2005, 31: 665-8.
146. Hachmeister DR, Schindler WG, Walker WA, 3rd, Thomas DD. The sealing ability and retention characteristics of mineral trioxide aggregate in a model of apexification. *J Endod* 2002, 28: 386-90.
147. Lamb EL, Loushine RJ, Weller RN, Kimbrough WF, Pashley DH. Effect of root resection on the apical sealing ability of mineral trioxide aggregate. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003, 95: 732-5.
148. Torabinejad M, Smith PW, Kettering JD, Pitt Ford TR. Comparative investigation of marginal adaptation of mineral trioxide aggregate and other commonly used root-end filling materials. *J Endod* 1995, 21: 295-9.
149. Gondim E, Zaia AA, Gomes BP, Ferraz CC, Teixeira FB, Souza-Filho FJ. Investigation of the marginal adaptation of root-end filling materials in root-end cavities prepared with ultrasonic tips. *Int Endod J* 2003, 36: 491-9.
150. Shipper G, Grossman ES, Botha AJ, Cleaton-Jones PE. Marginal adaptation of mineral trioxide aggregate (MTA) compared with amalgam as a root-end filling material: a low-vacuum (LV) versus high-vacuum (HV) SEM study. *Int Endod J* 2004, 37: 325-36.
151. Bidar M, Moradi S, Jafarzadeh H, Bidad S. Comparative SEM study of the marginal adaptation of white and grey MTA and Portland cement. *Aust Endod J* 2007, 33: 2-6.
152. Zhu Q, Haglund R, Safavi KE, Spangberg LS. Adhesion of human osteoblasts on root-end filling materials. *J Endod* 2000, 26: 404-6.
153. Lin CP, Chen YJ, Lee YL, Wang JS, Chang MC, Lan WH, et al. Effects of root-end filling materials and eugenol on mitochondrial dehydrogenase activity

- and cytotoxicity to human periodontal ligament fibroblasts. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004, 71: 429-40.
154. De Deus G, Ximenes R, Gurgel-Filho ED, Plotkowski MC, Coutinho-Filho T. Cytotoxicity of MTA and Portland cement on human ECV 304 endothelial cells. *Int Endod J* 2005, 38: 604-9.
 155. Koulaouzidou EA, Papazisis KT, Economides NA, Beltes P, Kortsaris AH. Antiproliferative effect of mineral trioxide aggregate, zinc oxide-eugenol cement, and glass-ionomer cement against three fibroblastic cell lines. *J Endod* 2005, 31: 44-6.
 156. Balto HA. Attachment and morphological behavior of human periodontal ligament fibroblasts to mineral trioxide aggregate: a scanning electron microscope study. *J Endod* 2004, 30: 25-9.
 157. Pistorius A, Willershausen B, Briseno Marroquin B. Effect of apical root-end filling materials on gingival fibroblasts. *Int Endod J* 2003, 36: 610-5.
 158. Torabinejad M, Hong CU, Pitt Ford TR, Kettering JD. Antibacterial effects of some root end filling materials. *J Endod* 1995, 21: 403-6.
 159. Torabinejad M, Ford TR, Abedi HR, Kariyawasam SP, Tang HM. Tissue reaction to implanted root-end filling materials in the tibia and mandible of guinea pigs. *J Endod* 1998, 24: 468-71.
 160. Yaltirik M, Ozbas H, Bilgic B, Issever H. Reactions of connective tissue to mineral trioxide aggregate and amalgam. *J Endod* 2004, 30: 95-9.
 161. Sousa CJ, Loyola AM, Versiani MA, Biffi JC, Oliveira RP, Pascon EA. A comparative histological evaluation of the biocompatibility of materials used in apical surgery. *Int Endod J* 2004, 37: 738-48.
 162. Moretton TR, Brown CE, Jr., Legan JJ, Kafrawy AH. Tissue reactions after subcutaneous and intraosseous implantation of mineral trioxide aggregate and ethoxybenzoic acid cement. *J Biomed Mater Res*. 2000, 52: 528-33.
 163. Torabinejad M, Rastegar AF, Kettering JD, Pitt Ford TR. Bacterial leakage of mineral trioxide aggregate as a root-end filling material. *J Endod* 1995, 21: 109-12.
 164. Torabinejad M, Pitt Ford TR, McKendry DJ, Abedi HR, Miller DA, Kariyawasam SP. Histologic assessment of mineral trioxide aggregate as a root-end filling in monkeys. *J Endod* 1997, 23: 225-8.

165. Koh ET, McDonald F, Pitt Ford TR, Torabinejad M. Cellular response to Mineral Trioxide Aggregate. *J Endod* 1998, 24: 543-7.
166. Thomson TS, Berry JE, Somerman MJ, Kirkwood KL. Cementoblasts maintain expression of osteocalcin in the presence of mineral trioxide aggregate. *J Endod* 2003, 29: 407-12.
167. Sarkar NK, Caicedo R, Ritwik P, Moiseyeva R, Kawashima I. Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. *J Endod* 2005, 31: 97-100.
168. Stropko JJ DG, Gutmann JL. Root-end management: resection, cavity preparation, and material placement. *Endod Topics* 2005, 11: 131-51.
169. Ber BS, Hatton JF, Stewart GP. Chemical modification of proroot mta to improve handling characteristics and decrease setting time. *J Endod* 2007, 33: 1231-4.
170. Duarte MA, De Oliveira Demarchi AC, Yamashita JC, Kuga MC, De Campos Fraga S. Arsenic release provided by MTA and Portland cement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005, 99: 648-50.
171. Simsek N, Bulut ET, Ahmetoglu F, Alan H. Determination of trace elements in rat organs implanted with endodontic repair materials by ICP-MS. *J Mater Sci Mater Med* 2016, 27: 46.
172. Park JW, Hong SH, Kim JH, Lee SJ, Shin SJ. X-Ray diffraction analysis of white ProRoot MTA and Diadent BioAggregate. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010, 109: 155-8.
173. Yan P, Yuan Z, Jiang H, Peng B, Bian Z. 173 on differentiation of human periodontal ligament fibroblasts. *Int Endod J* 2010, 43: 1116-21.
174. Yuan ZL, Peng B, Jiang H, Bian ZA, Yan P. Effect of Bioaggregate on Mineral-associated Gene Expression in Osteoblast Cells. *J Endod* 2010, 36: 1145-8.
175. Ma J, Shen Y, Stojicic S, Haapasalo M. Biocompatibility of two novel root repair materials. *J Endod* 2011, 37: 793-8.
176. De-Deus G, Canabarro A, Alves G, Linhares A, Senne MI, Granjeiro JM. Optimal Cytocompatibility of a Bioceramic Nanoparticulate Cement in Primary Human Mesenchymal Cells. *J Endod* 2009, 35: 1387-90.
177. Kim J, Song YS, Min KS, Kim SH, Koh JT, Lee BN, ve ark. Evaluation of reparative dentin formation of ProRoot MTA, Biodentine and BioAggregate

- using micro-CT and immunohistochemistry. *Restor Dent Endod* 2016, 41: 29-36.
178. Kasaj A, Willershausen B, Reichert C, Rohrig B, Smeets R, Schmidt M. Ability of nanocrystalline hydroxyapatite paste to promote human periodontal ligament cell proliferation. *J Oral Sci* 2008, 50: 279-85.
179. Yan P, Yuan Z, Jiang H, Peng B, Bian Z. Effect of bioaggregate on differentiation of human periodontal ligament fibroblasts. *Int Endod J* 2010, 43: 1116-21.
180. Malkondu O, Karapinar Kazandag M, Kazazoglu E. A review on biodentine, a contemporary dentine replacement and repair material. *Biomed Res Int.* 2014, 2014: 160951.
181. Laurent P, Camps J, De Meo M, Dejoux J, About I. Induction of specific cell responses to a Ca(3)SiO(5)-based posterior restorative material. *Dent Mater* 2008, 24: 1486-94.
182. Laurent P, Camps J, About I. Biodentine(TM) induces TGF-beta1 release from human pulp cells and early dental pulp mineralization. *Int Endod J* 2012, 45: 439-48.
183. Zhou HM, Shen Y, Wang ZJ, Li L, Zheng YF, Hakkinen L, ve ark. In vitro cytotoxicity evaluation of a novel root repair material. *J Endod* 2013, 39: 478-83.
184. Nowicka A, Lipski M, Parafiniuk M, Sporniak-Tutak K, Lichota D, Kosierkiewicz A, ve ark. Response of human dental pulp capped with biodentine and mineral trioxide aggregate. *J Endod* 2013, 39: 743-7.
185. Shayegan A, Jurysta C, Atash R, Petein M, Abbeele AV. Biodentine used as a pulp-capping agent in primary pig teeth. *Pediatr Dent* 2012, 34: e202-8.
186. Grech L, Mallia B, Camilleri J. Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials. *Dent Mater* 2013, 29: e20-8.
187. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999, 20: 1-25.
188. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol* 1973, 46: 1016-22.
189. Marmulla R, Wortche R, Muhling J, Hassfeld S. Geometric accuracy of the NewTom 9000 Cone Beam CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2005, 34: 28-31.

190. Estrela C, Bueno MR, Leles CR, Azevedo B, Azevedo JR. Accuracy of cone beam computed tomography and panoramic and periapical radiography for detection of apical periodontitis. *J Endod* 2008, 34: 273-9.
191. Gerlach NL, Meijer GJ, Borstlap WA, Bronkhorst EM, Berge SJ, Maal TJ. Accuracy of bone surface size and cortical layer thickness measurements using cone beam computerized tomography. *Clin Oral Implants Res* 2013, 24: 793-7.
192. Robb RA. The Dynamic Spatial Reconstructor: An X-Ray Video-Fluoroscopic CT Scanner for Dynamic Volume Imaging of Moving Organs. *IEEE Trans Med Imaging* 1982, 1: 22-33.
193. Kürşat E. Endodontik Vakalarda Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Kullanımının Önemi. *Türkiye Klinikleri J Endod-Special Topics* 2015, 1: 80-6.
194. Sogur E, Baksi BG, Grondahl HG, Sen BH. Pixel intensity and fractal dimension of periapical lesions visually indiscernible in radiographs. *J Endod* 2013, 39: 16-9.
195. Tsai P, Torabinejad M, Rice D, Azevedo B. Accuracy of cone-beam computed tomography and periapical radiography in detecting small periapical lesions. *J Endod* 2012, 38: 965-70.
196. Tsurumachi T, Honda K. A new cone beam computerized tomography system for use in endodontic surgery. *Int Endod J* 2007, 40: 224-32.
197. Yeri EA. Mikro Bilgisayarlı Tomografi ve Endodontik Araştırmalardaki Yeri. *Türkiye Klinikleri J Endod-Special Topics* 2015, 1: 32-9.
198. Walton RE. Histologic evaluation of different methods of enlarging the pulp canal space. *J Endod* 1976, 2: 304-11.
199. Weine FS, Kelly RF, Lio PJ. The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *J Endod* 1975, 1: 255-62.
200. Mizrahi SJ, Tucker JW, Seltzer S. A scanning electron microscopic study of the efficacy of various endodontic instruments. *J Endod* 1975, 1: 324-33.
201. Uzun Ö. Deneysel endodontide üç boyutlu rekonstruksiyon çalışmaları. *GÜ Diş Hek Fak Derg* 2007, 24: 181-6.
202. Landis EN, Keane DT. X-ray microtomography. *Mater Charact* 2010, 61: 1305-16.
203. Rhodes JS, Ford TR, Lynch JA, Liepins PJ, Curtis RV. Micro-computed tomography: a new tool for experimental endodontology *Int Endod J* 1999, 32: 165-70.

204. Jung M, Lommel D, Klimek J. The imaging of root canal obturation using micro-CT. *Int Endod J* 2005, 38: 617-26.
205. Aoyagi H, Tsuchikawa K, Iwasaki S. Three-dimensional observation of the mouse embryo by micro-computed tomography: composition of the trigeminal ganglion. *Odontology* 2010, 98: 26-30.
206. Parr WC, Chamoli U, Jones A, Walsh WR, Wroe S. Finite element micro-modelling of a human ankle bone reveals the importance of the trabecular network to mechanical performance: new methods for the generation and comparison of 3D models. *J Biomech* 2013, 46: 200-5.
207. Çivitçi F, Malkoç, MA. Diş Hekimliğinde Mikro BT'nin Kullanım Alanları. *Dental journal of Dicle* 2013, 14: 279-84.
208. Berutti E. Computerized analysis of the instrumentation of the root canal system. *J Endod* 1993, 19: 236-8.
209. Tachibana H, Matsumoto K. Applicability of X-ray computerized tomography in endodontics. *Endod Dent Traumatol* 1990, 6 :16-20.
210. Spoor CF, Zonneveld FW, Macho GA. Linear measurements of cortical bone and dental enamel by computed tomography: applications and problems. *Am J Phys Anthropol* 1993, 91: 469-84.
211. Nielsen RB, Alyassin AM, Peters DD, Carnes DL, Lancaster J. Microcomputed tomography: an advanced system for detailed endodontic research. *J Endod* 1995, 21: 561-8.
212. Gambill JM, Alder M, del Rio CE. Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography. *J Endod* 1996, 22: 369-75.
213. Guldberg RE, Ballock RT, Boyan BD, Duvall CL, Lin AS, Nagaraja S, ve ark. Analyzing bone, blood vessels, and biomaterials with microcomputed tomography. *IEEE Eng Med Biol Mag* 2003, 22: 77-83.
214. Olejniczak AJ, Grine FE. Assessment of the accuracy of dental enamel thickness measurements using microfocal X-ray computed tomography. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 2006, 288: 263-75.
215. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P. A methodology for quantitative evaluation of root canal instrumentation using microcomputed tomography. *Int Endod J* 2001, 34: 390-8.

216. Cheung GS, Yang J, Fan B. Morphometric study of the apical anatomy of C-shaped root canal systems in mandibular second molars. *Int Endod J* 2007, 40: 239-46.
217. Swain MV, Xue J. State of the art of Micro-CT applications in dental research. *Int J Oral Sci* 2009, 1: 177-88.
218. Peters OA, Laib A, Rueggegger P, Barbakow F. Three-dimensional analysis of root canal geometry by high-resolution computed tomography. *J Dent Res* 2000, 79: 1405-9.
219. Peters OA, Peters CI, Schonenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. *Int Endod J* 2003, 36: 86-92.
220. Simsek N, Ahmetoglu F, Keles A, Bulut ET, Er K. 3D analysis of D-RaCe and self-adjusting file in removing filling materials from curved root canals instrumented and filled with different techniques. *ScientificWorldJournal* 2014, 2014: 836513.
221. Wong FS, Anderson P, Fan H, Davis GR. X-ray microtomographic study of mineral concentration distribution in deciduous enamel. *Arch. Oral Biol.* 2004, 49: 937-44.
222. Huang TT, Jones AS, He LH, Darendeliler MA, Swain MV. Characterisation of enamel white spot lesions using X-ray micro-tomography. *J Dent* 2007, 35: 737-43.
223. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona A. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dent Mater* 2011, 27: 1119-26.
224. Sato T, Miyazaki M, Rikuta A, Kobayashi K. Application of the laser speckle-correlation method for determining the shrinkage vector of a light-cured resin. *Dent Mater J* 2004, 23: 284-90.
225. Silikas N, Al-Kheraif A, Watts DC. Influence of P/L ratio and peroxide/amine concentrations on shrinkage-strain kinetics during setting of PMMA/MMA biomaterial formulations. *Biomaterials* 2005, 26: 197-204.
226. Sun J, Fang R, Lin N, Eidelman N, Lin-Gibson S. Nondestructive quantification of leakage at the tooth-composite interface and its correlation with material performance parameters. *Biomaterials* 2009, 30: 4457-62.

227. Cho E, Sadr A, Inai N, Tagami J. Evaluation of resin composite polymerization by three dimensional micro-CT imaging and nanoindentation. *Dent Mater* 2011, 27: 1070-8.
228. Hepworth MJ, Friedman S. Treatment outcome of surgical and non-surgical management of endodontic failures. *J Can Dent Assoc* 1997, 63: 364-71.
229. Garip H, Garip Y, Orucoglu H, Hatipoglu S. Effect of the angle of apical resection on apical leakage, measured with a computerized fluid filtration device. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2011, 111: e50-5.
230. Siqueira JF, Jr., Rocas IN. Polymerase chain reaction-based analysis of microorganisms associated with failed endodontic treatment. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004, 97: 85-94.
231. Sjogren U, Ohlin A, Sundqvist G, Lerner UH. Gutta-percha-stimulated mouse macrophages release factors that activate the bone resorptive system of mouse calvarial bone. *European J Oral Scis* 1998, 106: 872-81.
232. Sjogren U, Sundqvist G, Nair PN. Tissue reaction to gutta-percha particles of various sizes when implanted subcutaneously in guinea pigs. *European J Oral Scis* 1995, 103: 313-21.
233. De Deus QD. Frequency, location, and direction of the lateral, secondary, and accessory canals. *J Endod* 1975, 1: 361-6.
234. Altonen M, Mattila K. Follow-up study of apicoectomized molars. *Int J Oral Surg.* 1976, 5: 33-40.
235. Lustmann J, Friedman S, Shaharabany V. Relation of pre- and intraoperative factors to prognosis of posterior apical surgery. *J Endod* 1991, 17: 239-41.
236. Rapp EL, Brown CE, Jr., Newton CW. An analysis of success and failure of apicoectomies. *J Endod* 1991, 17: 508-12.
237. August DS. Long-term, postsurgical results on teeth with periapical radiolucencies. *J Endod* 1996, 22: 380-3.
238. Carr GB. Ultrasonic root end preparation. *Dent. Clin. North Am* 1997, 41: 541-54.
239. De Paolis G, Vincenti V, Prencipe M, Milana V, Plotino G. Ultrasonics in endodontic surgery: a review of the literature. *Ann Stomatol.* 1957, 1: 6-10.
240. Carr GB. Microscopes in endodontics. *J Calif Dent Assoc.* 1992, 20: 55-61.
241. Rosales-Leal JI, Olmedo-Gaya V, Vallecillo-Capilla M, Luna-del Castillo JD. Influence of cavity preparation technique (rotary vs. ultrasonic) on microleakage

- and marginal fit of six end-root filling materials. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2011, 16: e185-9.
242. Gunes B, Aydinbelge HA. Effects of ultrasonic root-end cavity preparation with different surgical-tips and at different power-settings on glucose-leakage of root-end filling material. *J Conserv Dent* 2014, 17: 476-80.
 243. Layton CA, Marshall JG, Morgan LA, Baumgartner JC. Evaluation of cracks associated with ultrasonic root-end preparation. *J Endod* 1996, 22: 157-60.
 244. De Bruyne MA, De Moor RJ. SEM analysis of the integrity of resected root apices of cadaver and extracted teeth after ultrasonic root-end preparation at different intensities. *Int Endod J* 2005, 38: 310-9.
 245. Taschieri S, Testori T, Francetti L, Del Fabbro M. Effects of ultrasonic root end preparation on resected root surfaces: SEM evaluation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004, 98: 611-8.
 246. Bernardes RA, de Moraes IG, Garcia RB, Bernardineli N, Baldi JV, Victorino FR, ve ark. Evaluation of apical cavity preparation with a new type of ultrasonic diamond tip. *J Endod* 2007, 33: 484-7.
 247. Morgano SM, Milot P. Clinical success of cast metal posts and cores. *J Prosthet Dent* 1993, 70: 11-6.
 248. Gandolfi MG, Sauro S, Mannocci F, Watson TF, Zanna S, Capoferri M, ve ark. New tetrasilicate cements as retrograde filling material: an in vitro study on fluid penetration. *J Endod* 2007, 33: 742-5.
 249. Tay KC, Loushine BA, Oxford C, Kapur R, Primus CM, Gutmann JL, ve ark. In vitro evaluation of a Ceramicrete-based root-end filling material. *J Endod* 2007, 33: 1438-43.
 250. Tay FR, Pashley DH, Rueggeberg FA, Loushine RJ, Weller RN. Calcium phosphate phase transformation produced by the interaction of the portland cement component of white mineral trioxide aggregate with a phosphate-containing fluid. *J Endod* 2007, 33: 1347-51.
 251. Taddei P, Tinti A, Gandolfi MG, Rossi PL, Prati C. Ageing of calcium silicate cements for endodontic use in simulated body fluids: a micro-Raman study. *J Raman Spectrosc* 2009, 40: 1858-66.
 252. Sörenson S. Enzyme studies II. The measurement and meaning of hydrogen ion concentration in enzymatic processes. *Biochemische Zeitschrift* 1909, 21: 131-200.

253. Nekoofar MH, Namazikhah MS, Sheykhrezae MS, Mohammadi MM, Kazemi A, Aseeley Z, ve ark. pH of pus collected from periapical abscesses. *Int Endod J* 2009, 42: 534-8.
254. Cicha I, Suzuki Y, Tateishi N, Maeda N. Changes of RBC aggregation in oxygenation-deoxygenation: pH dependency and cell morphology. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2003, 284: H2335-42.
255. Canton J, Grinstein S. Measuring Phagosomal pH by Fluorescence Microscopy. *Methods Mol Biol* 2017, 1519: 185-99.
256. Francisconi LF, Honorio HM, Rios D, Magalhaes AC, Machado MA, Buzalaf MA. Effect of erosive pH cycling on different restorative materials and on enamel restored with these materials. *Oper Dent* 2008, 33: 203-8.
257. Silva KG, Pedrini D, Delbem AC, Cannon M. Effect of pH variations in a cycling model on the properties of restorative materials. *Oper Dent* 2007, 32: 328-35.
258. Torabinejad M, Chivian N. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *J Endod* 1999, 25: 197-205.
259. Elnaghy AM. Influence of acidic environment on properties of biodentine and white mineral trioxide aggregate: a comparative study. *J Endod* 2014, 40: 953-7.
260. Antonijevic D, Medigovic I, Zrilic M, Jokic B, Vukovic Z, Todorovic L. The influence of different radiopacifying agents on the radiopacity, compressive strength, setting time, and porosity of Portland cement. *Clin Oral Investig* 2014, 18: 1597-604.
261. Kayahan MB, Nekoofar MH, McCann A, Sunay H, Kaptan RF, Meraji N, ve ark. Effect of acid etching procedures on the compressive strength of 4 calcium silicate-based endodontic cements. *J Endod* 2013, 39: 1646-8.
262. Hashem AA, Hassanien EE. ProRoot MTA, MTA-Angelus and IRM used to repair large furcation perforations: sealability study. *J Endod* 2008, 34: 59-61.
263. Shokouhinejad N, Nekoofar MH, Iravani A, Kharrazifard MJ, Dummer PM. Effect of acidic environment on the push-out bond strength of mineral trioxide aggregate. *J Endod* 2010, 36: 871-4.
264. Hashem AA, Wanees Amin SA. The effect of acidity on dislodgment resistance of mineral trioxide aggregate and bioaggregate in furcation perforations: an in vitro comparative study. *J Endod* 2012, 38: 245-9.

- 265 Bolhari B, Nekoofar MH, Sharifian M, Ghabrai S, Meraji N, Dummer PM. Acid and microhardness of mineral trioxide aggregate and mineral trioxide aggregate-like materials. *J Endod* 2014, 40: 432-5.
266. Saghiri MA, Garcia-Godoy F, Asatourian A, Lotfi M, Banava S, Khezri-Boukani K. Effect of pH on compressive strength of some modification of mineral trioxide aggregate. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2013, 18: e714-20.
267. Law A, Messer H. An evidence-based analysis of the antibacterial effectiveness of intracanal medicaments. *J Endod* 2004, 30: 689-94.
268. Stefopoulos S, Tsatsas DV, Kerezoudis NP, Eliades G. Comparative in vitro study of the sealing efficiency of white vs grey ProRoot mineral trioxide aggregate formulas as apical barriers. *Dent Traumatol* 2008, 24: 207-13.
269. Tronstad L, Andreasen JO, Hasselgren G, Kristerson L, Riis I. pH changes in dental tissues after root canal filling with calcium hydroxide. *J Endod* 1981, 7: 17-21.
270. Teixeira FB, Levin LG, Trope M. Investigation of pH at different dentinal sites after placement of calcium hydroxide dressing by two methods. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005, 99: 511-6.
271. Hosoya N, Takahashi G, Arai T, Nakamura J. Calcium concentration and pH of the periapical environment after applying calcium hydroxide into root canals in vitro. *J Endod* 2001, 27: 343-6.
272. Reyes-Carmona JF, Felipe MS, Felipe WT. Biomineralization ability and interaction of mineral trioxide aggregate and white portland cement with dentin in a phosphate-containing fluid. *J Endod* 2009, 35: 731-6.
273. M Akman MA, MB Güneşer, AÜ Eldeniz. Effect of intracanal medicaments on the push-out bond strength of Biodentine in comparison with Bioaggregate apical plugs. *J Adhes Sci Technol* 2016, 30: 459-67.
274. Bani M, Sungurtekin-Ekci E, Odabas ME. Efficacy of Biodentine as an Apical Plug in Nonvital Permanent Teeth with Open Apices: An In Vitro Study. *Biomed Res Int.* 2015, 2015: 359275.
275. Nekoofar MH, Oloomi K, Sheykhrezae MS, Tabor R, Stone DF, Dummer PM. An evaluation of the effect of blood and human serum on the surface microhardness and surface microstructure of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J* 2010, 43: 849-58.

276. Montellano AM, Schwartz SA, Beeson TJ. Contamination of tooth-colored mineral trioxide aggregate used as a root-end filling material: a bacterial leakage study. *J Endod* 2006, 32: 452-5.
277. Vanderweele RA, Schwartz SA, Beeson TJ. Effect of blood contamination on retention characteristics of MTA when mixed with different liquids. *J Endod* 2006, 32: 421-4.
278. Aggarwal V, Singla M, Miglani S, Kohli S. Comparative evaluation of push-out bond strength of ProRoot MTA, Biodentine, and MTA Plus in furcation perforation repair. *J Conserv Dent* 2013, 16: 462-5.
279. Ustun Y, Topcuoglu HS, Akpek F, Aslan T. The effect of blood contamination on dislocation resistance of different endodontic reparative materials. *J Oral Sci* 2015, 57: 185-90.
280. Dowker SE, Davis GR, Elliott JC. X-ray microtomography: nondestructive three-dimensional imaging for in vitro endodontic studies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1997, 83: 510-6.
281. Abou-Rass M JR. The use of rotary instruments as auxiliary aids to root canal preparation of molars. *J Endod* 1982, 8: 78-82.
282. Kuttler S, Garala M., Perez R, Dorn SO. The endodontic cube: a system designed for evaluation of root canal anatomy and canal preparation. *J Endod* 2001, 27: 533-6.
283. Bramante CM, Berbert A, Borges RP. A methodology for evaluation of root canal instrumentation. *J Endod* 1987, 13: 243-5.
284. Verdonshot N, Fennis WM, Kuijs RH, Stolk J, Kreulen CM, Creugers NH. Generation of 3-D finite element models of restored human teeth using micro-CT techniques. *Int J Prosthodont*. 2001, 14: 310-5.
285. Akagawa Y, Sato Y, Teixeira ER, Shindoi N, Wadamoto M. A mimic osseointegrated implant model for three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2003, 30: 41-5.
286. Kubota K, Natori M, Sasaki K. Three-dimensional measurement study of the maximum protuberance and cervical line of the upper molars. *J Nihon Univ Sch Dent* 1994, 36: 58-66.
287. Khera SC, Goel VK, Chen RC, Gurusami SA. A three-dimensional finite element model. *Oper Dent* 1988, 13: 128-37.

288. Magne P, Douglas WH. Interdental design of porcelain veneers in the presence of composite fillings: finite element analysis of composite shrinkage and thermal stresses. *Int J Prosthodont* 2000, 13: 117-24.
289. Barletta FB, de Sousa Reis M, Wagner M, Borges JC, Dall'Agnol C. Computed tomography assessment of three techniques for removal of filling material. *Aust Endod J* 2008, 34: 101-5.
290. Hammad M, Qualtrough A, Silikas N. Three-dimensional evaluation of effectiveness of hand and rotary instrumentation for retreatment of canals filled with different materials. *J Endod* 2008, 34: 1370-3.
291. Huuonen S, Kvist T, Grondahl K, Molander A. Diagnostic value of computed tomography in re-treatment of root fillings in maxillary molars. *Int Endod J* 2006, 39: 827-33.
292. Peters CI, Peters OA, Barbakow F. An in vitro study comparing root-end cavities prepared by diamond-coated and stainless steel ultrasonic retrotips. *Int Endod J* 2001, 34: 142-8.

EKLER

EK. 1. ÖZGEÇMİŞ

25.05.1985 tarihinde Malatya’da doğdu. İlköğretimi Malatya’da, orta öğretimi ise Ankara’da tamamladı. 2005 yılında Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’ni yerleşti. 2011 yılında aynı bölümden mezun oldu. 2012 yılında İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı’nda doktora öğrencisi olarak göreve başladı. Halen araştırma görevlisi olarak devam etmektedir. Evli ve bir kız çocuk babasıdır.



EK. 2. Etik Kurul Onayı

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Kalsiyum Silikat esaslı Simanların Farklı koşullardaki Fiziksel Özelliklerinin Mikro Bilgisayarlı Tomografi İle Karşılaştırılması
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	2015/42

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	MALATYA KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
	AÇIK ADRESİ:	İnönü Üniversitesi Merkez Kampüsü, 44280, Malatya, Türkiye
	TELEFON	+90 422 341 06 60 / 1219
	FAKS	+90 422 341 00 36
	E-POSTA	inu.dhek@inonu.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Yrd.Doç.Dr. Neslihan Şimşek				
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti AD				
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	MALATYA				
	VARSA İDARİ SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI					
	DESTEKLEYİCİ					
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TUBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için)	Arş. Gör. Levent Akıncı				
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ					
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1	<input type="checkbox"/>			
		FAZ 2	<input type="checkbox"/>			
		FAZ 3	<input type="checkbox"/>			
		FAZ 4	<input type="checkbox"/>			
		Gözlemsel ilaç çalışması	<input type="checkbox"/>			
		Tıbbi cihaz klinik araştırması	<input type="checkbox"/>			
		İn vitro tıbbi tanı cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları	<input type="checkbox"/>			
İlaç dışı klinik araştırma		<input type="checkbox"/>				
DİĞER İSE BELİRTİNİZ						
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>		

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. R. KARLIDAĞ
İmza:

Not: Etik kurul başkanının her sayfada imzasının olması gerekmektedir.

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Kalsiyum Silikat esaslı Simanların Farklı koşullardaki Fiziksel Özelliklerinin Mikro Bilgisayarlı Tomografi İle Karşılaştırılması
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	2015/42

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili	
		ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
		BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
		OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
		ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama			
	SİGORTA	<input type="checkbox"/>			
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input type="checkbox"/>			
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>			
	İLAN	<input type="checkbox"/>			
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>			
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>			
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	<input type="checkbox"/>			
DİĞER:	<input type="checkbox"/>				
KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2015/42	Tarih: 27.05.2015			
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmacı/çalışmanın gereke, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmacı/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıda katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir. İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir.				

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Rifat KARLIDAĞ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
			E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Rifat KARLIDAĞ	Psikiyatri	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Metin GENÇ	Halk Sağlığı	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Saim YOLOĞLU	Biyoistatistik	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Türkan TOĞAL	Anesteziyoloji ve Rea.	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. İbrahim ŞAHİN	İç Hastalıklar	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Sedat YILDIZ	Fizyoloji	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Seda TAŞDEMİR	Tıbbi Farmakoloji	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Derya DOĞAN	Çocuk Sağlığı ve Hast.	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Özden KAMIŞLI	Nöroloji	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Rifat KARLIDAĞ
İmza:

Not: Etik kurul başkanının her sayfada imzasının olması gerekmektedir.

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Kalsiyum Silikat esaslı Simanların Farklı koşullardaki Fiziksel Özelliklerinin Mikro Bilgisayarlı Tomografi İle Karşılaştırılması
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	2015/42

Doç. Dr. Hakan HARPUTLUOĞLU	Onkoloji	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	Katılmadı
Yrd. Doç. Dr. Mehmet KARATAŞ	Tıp Tarihi ve Etik	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	Katılmadı
Dr. Mahmut Barkın AKGÖL	Tıp Doktoru	Halk Sağlığı Müdürlüğü	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	Katılmadı
Metin TAY	Eczacı	Serbest Eczacı	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	Katılmadı
Zafer ERGÖZEL	Hukuk	İnönü Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	Katılmadı
Hasan KONAN	Sivil Üye	MSD Ltd. Şti.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	Katılmadı

*:Toplantıda Bulunma

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Rifat KARLIDAĞ
İmza:

Not: Etik kurul başkanının her sayfada imzasının olması gerekmektedir.