



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**ER,CR:YSGG LAZER VE ULTRASONİK
ALETLER İLE HAZIRLANAN KÖK-UCU
KAVİTELERİNE UYGULANAN ÜÇ FARKLI
RETROGRAD DOLGU MATERYALİ
ADAPTASYONUNUN TARAMALI
ELEKTRON MİKROSKOBU
KULLANILARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

BÜŞRA ZENGİN

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğr. Üyesi SEDA AYDEMİR MUTLU

KOCAELİ – 2019



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**ER,CR:YSGG LAZER VE ULTRASONİK
ALETLER İLE HAZIRLANAN KÖK-UCU
KAVİTELERİNE UYGULANAN ÜÇ FARKLI
RETROGRAD DOLGU MATERYALİ
ADAPTASYONUNUN TARAMALI
ELEKTRON MİKROSKOBU
KULLANILARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

BÜŞRA ZENGİN

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğr. Üyesi SEDA AYDEMİR MUTLU

KOCAELİ – 2019

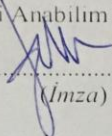
ONAY

ONAY

Bu tez Uzmanlık Tezi Standartlarına uygun bulunmuştur.

Doç. Dr. Dilek YİĞİT

Endodonti Anabilim Dalı Başkanı


.....
(İmza)

Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı Uzmanlık öğrencisi Büşra ZENGİN'in hazırladığı "Er. Cr: YSGG Lazer ve Ultrasonik Aletler ile Hazırlanan Kök-Ucu Kavitelerinde Uygulanan 3 Farklı Retrograd Dolgu Materyali Adaptasyonunun Taramalı Elektron Mikroskobu Kullanılarak Değerlendirilmesi" başlıklı tez, KOÜ Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca, kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oybirliği/oy çokluğu ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

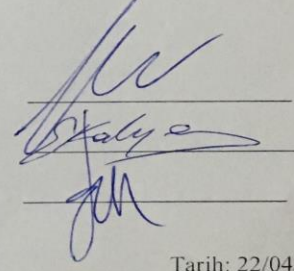
Danışman Dr. Öğr. Üyesi Seda AYDEMİR MUTLU

Uzmanlık Sınavı Jüri Üyeleri

Dr. Öğr. Üyesi Seda AYDEMİR MUTLU

Doç. Dr. Elif KALYONCUOĞLU

Doç. Dr. Dilek YİĞİT



Tarih: 22/04/2019

Bu tez KOÜ Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulu'nun 29...04/2019 tarih ve 2019/16 sayılı kararıyla onaylanmıştır.

Prof. Dr. Maluk Emre ÖZEL

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

BEYAN

Bu tez çalışmasının KOÜ Diş Hekimliği Fakültesi uzmanlık tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

22/04/2019

BÜŞRA ZENGİN

İTHAF

Bu uzmanlık tezimi, benim bu günlere gelmem için hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan ve her zaman yanımda olan canım aileme ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca benden bilgi, tecrübe ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, bu uzmanlık tezinin ortaya çıkmasında büyük katkıları ve emekleri olan saygıdeğer danışman hocam; Dr. Öğretim Üyesi Seda AYDEMİR MUTLU'ya,

Akademik katkılarıyla bana yol gösteren, her zaman her konuda ilgisini ve desteğini hissettiğim, bilgi ve tecrübesinden faydalandığım Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı Başkanı Doç. Dr. Dilek YİĞİT'e ve Dr. Öğretim Üyesi Sabri CORA'ya,

Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda beraber görev yaptığım ve her an yanımda olduklarını bildiğim çok değerli kıdemlilerim Uzm. Dt. Cansu İLGEN, Uzm. Dt. Nur SEVEN, Uzm. Dt. Göze ARUKASLAN ve çalışma arkadaşım Arş. Gör. Dt. Merve DULUNDU başta olmak üzere benden yardımlarını, dostluklarını esirgemeyen tüm asistan arkadaşlarıma ve bölüm çalışanlarına,

Tez çalışmamın incelenmesinde ve görüntülerinin alınmasında büyük sabırla bana değerli vaktini ayırdığı ve desteklerinden dolayı Prof. Dr. Taner YILMAZ'a,

Çalışma süresince laboratuvarlarının esirgemeyen Prof. Dr. Fatih ÜSTEL'e ve Sakarya Üniversitesi Termal Sprey Kaplama ve Üretim Laboratuvarı çalışanlarına,

Tezimde lazer cihazını kullanabilmeme olanak sağlayan Unimed Tıbbi ve Analitik Cihazlar Sanayi ve Ticaret Ltd. Şti. kurucusu Enver ATALI ve ekibine,

Tez sürecim boyunca hep yanımda olan ve her türlü sabrı ve desteği gösteren Eray CESUR'a

Hayatım boyunca hiçbir fedakarlıktan kaçınmadan beni bugünlerime getiren, bana hep destek olan, benimle hep gururlanan canım ZENGİN ailesine,

En içten teşekkürlerimi sunarım.

Arş. Gör. Dt. Büşra ZENGİN

İÇİNDEKİLER

ONAY

BEYAN

İTHAF

TEŞEKKÜR

| | |
|--|------|
| TABLolar DİZİNİ | vii |
| ŞEKİLLER DİZİNİ | viii |
| RESİMLER DİZİNİ | ix |
| KISALTMA, SİMGE ve FORMÜLLER DİZİNİ | xii |
| 1.ÖZET | 1 |
| 2.SUMMARY | 2 |
| 3.GİRİŞ ve AMAÇ | 3 |
| 4.GENEL BİLGİLER..... | 5 |
| 4.1. Apikal Cerrahi | 5 |
| 4.2. Apikal Rezeksiyon..... | 5 |
| 4.3. Kök-ucu Kavite Preparasyonu | 7 |
| 4.3.1. Konvansiyonel Kök-ucu Kavite Preparasyonu | 7 |
| 4.3.2. Ultrasonik Kök-ucu Kavite Preparasyonu | 8 |
| 4.3.3. Apikal Cerrahide Lazer Kullanımı | 10 |
| 4.3.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazer Sınıflandırmaları | 18 |
| 4.3.5. Diş Hekimliğinde Sıklıkla Kullanılan Sert ve Yumuşak Doku Lazerleri | 19 |
| 4.3.6. Lazer Güvenliği | 22 |
| 4.4. Endodontik Cerrahide Operasyon Mikroskobunun Yeri | 24 |
| 4.5. Retrograd Dolgu Materyalleri | 26 |
| 4.5.1. Amalgam | 27 |
| 4.5.2. Cam İyonomer Siman | 27 |
| 4.5.3. Çinko Oksit Öjenol ve Güçlendirilmiş Çinko Oksit Öjenol Simanlar | 27 |
| 4.5.4. Kompozit Resin ve Resin İyonomer Hibritler | 28 |
| 4.5.5. Biyoseramikler..... | 28 |
| 4.6. Endodontik Cerrahi Alanında Mikrosızıntı | 35 |
| 4.6.1. Marjinal Adaptasyon | 35 |
| 5.GEREÇ VE YÖNTEM..... | 38 |
| 5.1. Çalışmaya Dahil Edilen Dişlerin Seçimi | 38 |
| 5.2. Örneklerin Hazırlanması | 38 |
| 5.3. Apikal Rezeksiyon İşleminin Gerçekleştirilmesi..... | 40 |
| 5.4. SEM inceleme si | 49 |
| 5.5. Görüntülerin Image J programında analiz edilmesi | 54 |
| 5.4.1. Kavite dış yüzey alanının belirlenmesi | 55 |
| 5.4.2. Dolgu materyali yüzey alanının belirlenmesi | 56 |
| 5.4.3. Ölçüsel kalibrasyon | 57 |
| 5.4.4. Boşluk alanın hesaplanması | 58 |
| 5.6. İstatistiksel Değerlendirme | 58 |

| | |
|--|-----------|
| 6.BULGULAR | 59 |
| 6.1. Koronal ölçümlerine göre sonuçlar..... | 64 |
| 6.1.1. Ultrasonik uç ile açılan kavitelerdeki sonuçlar | 64 |
| 6.1.2. Lazer ucu ile açılan kavitelerdeki sonuçlar | 65 |
| 6.2. Apikal ölçümlerine göre sonuçlar | 66 |
| 6.2.1. Ultrasonik uç ile açılan kavitelerdeki sonuçlar | 67 |
| 6.2.2. Lazer ucu ile açılan kavitelerdeki sonuçlar | 67 |
| 6.3. Image J analiz programında ölçüm yapılması | 68 |
| 6.3.1. Toplam boşluk alan ölçümlerine göre sonuçlar | 69 |
| 7.TARTIŞMA ve SONUÇ..... | 73 |
| 8.SONUÇLAR | 80 |
| 9.KAYNAKÇA | 81 |
| 10. ETİK KURUL ONAYI | 94 |
| 11. ÖZGEÇMİŞ..... | 96 |

TABLolar DİZİNİ

| | Sayfa |
|---|-------|
| Tablo 1. Lazer tehlike sınıflandırmasını özetleyen tablo | 24 |
| Tablo 2. Tüm gruplar için apikal ve koronal bölgelerdeki materyal-dentin arası en yüksek mesafe değerleri | 64 |
| Tablo 3. Gruplar arası koronal ve apikal bölgedeki retrograd materyal ve dentin arası mesafenin ölçüm değerlerinin ortalamalarına ilişkin kıyaslamalar | 68 |
| Tablo 4. Image J programı kullanılarak hesaplanan retrograd dolgu materyali ve dentin arası toplam boşluklu alan değerleri | 69 |
| Tablo 5. Ultrasonik ve lazer uç ile hazırlana kavitelerin dış alan ölçümleri | 69 |
| Tablo 6. Gruplar arasında, dentin ve dolgu materyali arasındaki toplam boşluk alan (mm^2) değerlerinin ortalamalarına ilişkin kıyaslamalar | 72 |

ŞEKİLLER DİZİNİ

| | Sayfa |
|---|--------------|
| Şekil 1. Işığın tek renkli olması | 11 |
| Şekil 2. Işığın dağılmadan paralel gitmesi | 12 |
| Şekil 3. Işığın tek noktada odaklanabilmesi | 12 |
| Şekil 4. Lazer cihazının komponentleri | 13 |
| Şekil 5. Uyarılmış emisyonun şematize edilmesi | 14 |
| Şekil 6. Diş hekimliğinde kullanılan lazer dalga boylarını gösteren elektromanyetik spektrumun bir bölümü | 15 |
| Şekil 7. Farklı dental yapılarla çeşitli dalga boylarındaki dental lazerlerin abzorpsiyon eğrisi | 17 |
| Şekil 8. Koronal bölgede, deney gruplarının retrograd materyal ve dentin arası mesafenin ölçüm (μm) değerlerinin karşılaştırıldığı kutu-çizgi grafiği | 65 |
| Şekil 9. Apikal bölgede, deney gruplarının retrograd materyal ve dentin arası mesafe ölçüm (μm) değerlerinin karşılaştırıldığı kutu-çizgi grafiği | 66 |
| Şekil 10. Deney gruplarının dentin ve dolgu materyali arasındaki toplam boşluk alan (mm^2) değerlerinin karşılaştırıldığı kutu-çizgi grafiği | 71 |

RESİMLER DİZİNİ

| | Sayfa |
|--|--------------|
| Resim 1. VDW Resiproc Endomotor | 39 |
| Resim 2. ProTaper Next döner alet sistemi | 40 |
| Resim 3. Apikal rezeksiyon için kullanılan elmas silindir frez | 40 |
| Resim 4. EMS Ultrasonik sistem | 42 |
| Resim 5. 180° açılı eğe tutucu ve Retrograd elmas kaplı uçlar | 42 |
| Resim 6. Er;Cr YSGG Sert doku lazeri | 43 |
| Resim 7. Çalışmamızda kullandığımız lazer cihazının uygulama parametreleri | 43 |
| Resim 8. 600 µm çap ve 6 mm uzunluğunda MGG6 safir uç ile örnek kavite preparasyonu | 44 |
| Resim 9. Operasyon mikroskobunda x2,5 büyütme altında farklı açılardan kavite örnekleri | 44 |
| Resim 10. ProRoot MTA | 45 |
| Resim 11. Küpsülü, amalgamatörü ve karıştırılmış haldeki Biodentine siman | 46 |
| Resim 12. TotalFill BC RRM Putty | 46 |
| Resim 13 Retrograd dolguların taşıyıcı ile kaviteye aktarılması | 47 |
| Resim 14. x2,5 büyütme altında ProRoot MTA yerleştirilmiş kavite örnekleri | 47 |
| Resim 15. x2,5 büyütme altında Biodentine yerleştirilmiş kavite örnekleri | 48 |
| Resim 16. x2,5 büyütme altında TotalFill BC RRM yerleştirilmiş kavite örnekleri | 48 |
| Resim17. Kesiti alınmış diş örneği | 49 |
| Resim 18. Altın kaplama cihazı | 50 |
| Resim 19. Altın kaplanmış ve SEM’de görüntülenmeye hazır diş örnekleri | 50 |
| Resim 20. SEM cihazı | 51 |
| Resim 21. Görüntülenme öncesi örneklerin SEM cihazına yerleştirilmesi | 51 |
| Resim 22. Örneğin x34 büyütme altında alınan mikrografi | 52 |
| Resim 23. Koronal bölgede x150 büyütme altında yapılan ölçümler | 53 |
| Resim 24. Apikal bölgede x150 büyütme altında yapılan ölçümler | 53 |
| Resim 25. Boşluk saptanmayan mikrograf örneği | 54 |

| | |
|---|----|
| Resim 26: Görüntülerin Image J programında açılması | 55 |
| Resim 27. Kavite dış yüzey alanının taranması | 56 |
| Resim 28. Dolgu materyali yüzey alanının taranması | 57 |
| Resim 29. Kalibrasyon işlemi | 57 |
| Resim 30. Boşluk alanının hesaplanması | 58 |
| Resim 31. ProRoot MTA ultrasonik ve lazer grupları x34 büyütme altındaki mikrograf örnekleri | 59 |
| Resim 32. Biodentine ultrasonik ve lazer grupları x34 büyütme altındaki mikrograf örnekleri | 60 |
| Resim 33. TotalFill ultrasonik ve lazer grupları x34 büyütme altındaki mikrograf örnekleri | 60 |
| Resim 34. Ultrasonik ile açılmış bir kavitede koronal (A) ve apikalden (B) alınan mikrograflarda ProRoot MTA ve dentin arasındaki boşluklar ve ölçüm değerleri (x150 büyütme altında). | 61 |
| Resim 35. Ultrasonik ile açılmış bir kavitede koronal (A) ve apikalden (B) alınan mikrograflarda Biodentine ve dentin arasındaki boşluklar ve ölçüm değerleri (x150 büyütme altında). | 61 |
| Resim 36. Ultrasonik ile açılmış bir kavitede koronal (A) ve apikalden (B) alınan mikrograflarda TotalFill ve dentin arasındaki boşluklar ve ölçüm değerleri (x150 büyütme altında). | 62 |
| Resim 37. Lazerle açılmış bir kavitede koronal (A) ve apikalden (B) alınan mikrograflarda ProRoot MTA ve dentin arasındaki boşluklar ve ölçüm değerleri (x150 büyütme altında). | 62 |

Resim 38. Lazerle açılmış bir kavitede koronal (A) ve apikalden (B) alınan mikrograflarda Biodentine ve dentin arasındaki boşluklar ve ölçüm değerleri (x150 büyütme altında). 63

Resim 39. Lazerle açılmış bir kavitede koronal (A) ve apikalden (B) alınan mikrograflarda TotalFill ve dentin arasındaki boşluklar ve ölçüm değerleri (x150 büyütme altında). 63



KISALTMA, SİMGE ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

EDTA: Etilen Diamin Tetraasetik Asit

Er:YAG: Erbiyum: Yitriyum Alüminyum Garnet

Er,Cr:YSGG: Erbiyum, Kromiyum: Yitriyum, Skandiyum, Galyum ve Garnet

Hz: Hertz

IRM: Geçici Restoratif Materyal

LASER: Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation

µm: Mikrometre

mJ: MiliJoule

mW: Miliwatt

MTA: Mineral trioksit agregat

NaOCl: Sodyum hipoklorit

Nd:YAG: Neodimyum: Yitriyum Alüminyum Garnet

rpm: Dakikadaki tur sayısı (Revolutions per minute)

SEM: Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)

sn: saniye

TotalFill BC RRM: TotalFill Biyoseramik Kök Tamir Materyali

ZOE: Çinko oksit ojenol

W: Watt

Simgeler

| | |
|------------|------------|
| λ | Dalga boyu |
| $^{\circ}$ | Derece |
| % | Yüzde |

Formüller

| | |
|-----------------------------|---------------------------|
| CaO-SiO_2 | Kalsiyum silikat |
| Ca(OH)_2 | Kalsiyum hidroksit |
| $\text{Ca(H}_2\text{PO}_4)$ | Kalsiyum dihidrojenfosfat |
| Ca_3SiO_5 | Trikalsiyumsilikat |
| CO_2 | Karbondioksit |

1.ÖZET

Er,Cr:YSGG Lazer ve Ultrasonik Aletler ile Hazırlanan Kök-Ucu Kavitelere Uygulanan Üç Farklı Retrograd Dolgu Materyali Adaptasyonunun Taramalı Elektron Mikroskobu Kullanılarak Değerlendirilmesi

Bu çalışmanın amacı, lazer ve ultrasonik uç kullanılarak hazırlanmış kök-ucu kavitelere yerleştirilen ProRoot MTA, Biodentine ve TotalFill BC RRM retrograd dolgu materyallerinin marjinal adaptasyonunun taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılarak değerlendirilmesidir.

Çalışmamızda 90 adet çekilmiş tek kök tek kanallı üst çene santral insan dişi kullanıldı. Kök kanallarının şekillendirme ve dolum işlemlerinden sonra; kök uçları rezeke edilen dişler her grupta 15 adet örnek olmak üzere rastgele altı gruba ayrıldı: Grup 1: Ultrasonik uç+MTA, Grup 2: Ultrasonik uç+Biodentine, Grup 3: Ultrasonik uç+TotalFill, Grup 4: Lazer uç+MTA, Grup 5: Lazer uç+Biodentine ve Grup 6: Lazer uç+TotalFill. Frez ve zımpara kullanılarak açığa çıkarılan dolgu materyallerinin dentin ile adaptasyonu SEM ile incelendi. x150 büyütme altında apikal ve koronal 1 mm'de alınan mikrograflar üzerinde dentin ve dolgu materyali arası mesafe ölçümlerinden en büyük değer kaydedilirken; x34 büyütmede ise alınan mikrografların materyal ve dentin arası boşluklu alanların toplamı Image J programı kullanılarak hesaplandı. Koronal bölge ölçümlerinde ultrasonik uç ile açılan kavitelere Biodentine grubunun TotalFill grubundan; apikal bölge ölçümlerinde ise Biodentine grubunun, TotalFill ve ProRoot MTA gruplarından anlamlı ölçüde daha yüksek olduğu gözlemlendi (sırasıyla, $p<0,001$, $p<0,001$, $p=0,007$). Image J programı ile yapılan ölçümlerde ultrasonik uç ile açılan kavitelere için Biodentine grubunun TotalFill grubundan; lazer ucu ile açılan kavitelere ise Biodentine grubunun ProRoot MTA grubundan anlamlı ölçüde yüksek olduğu gözlemlendi(sırasıyla, $p<0,001$, $p>0,002$).

Çalışmamızın sonuçlarına göre; dentin ve dolgu materyali arası en düşük toplam boşluklu alanın lazerle açılan kavitelere ProRoot MTA veya TotalFill yerleştirildiğinde olduğu görülürken; dentin ve materyal arası en büyük mesafe değeri apikalde ultrasonikle açılan kavitelere Biodentine yerleştirildiğinde tespit edildi.

Anahtar Sözcükler: Apikal rezeksiyon, Er,Cr:YSGG lazer, marjinal adaptasyon, retrograd dolgu materyali, ultrasonik

2.SUMMARY

Scanning Electron Microscopy-based Analysis of Marginal Adaptation of Three Different Retrograde Filling Materials Applied in Root-end Cavities Prepared by Er,Cr:YSGG Laser and Ultrasonic Instruments

The aim of this study was to evaluate the marginal adaptation of ProRoot MTA, Biodentine and TotalFill BC RRM applied in root-end cavities prepared by ultrasonic and laser tips using SEM.

Ninety extracted single-rooted, human maxillary anterior teeth were used. After the preparation and obturation of the root canals, the root-end resections were performed. Specimens in experimental groups were randomly divided into six groups each having 15 specimens as follows: Group 1: Ultrasonic tip+MTA, Group 2: Ultrasonic tip+Biodentine, Group 3: Ultrasonic tip +TotalFill, Group 4: Laser tip+MTA, Group 5: Laser tip+Biodentine, Group 6: Laser tip+TotalFill. Each specimen was prepared longitudinally with burs and subsequently with sandpapers to expose the filling material. 1mm of apical and coronal micrographs under x150 magnification were taken and the highest distance between dentin and filling material was recorded. Total gap area was calculated using Image J program on x34 magnified micrographs. Regarding root-end cavities prepared with ultrasonic tip, in the coronal region Biodentine group was significantly higher than the TotalFill group while Biodentine group was significantly higher than TotalFill and ProRoot MTA groups in the apical region (respectively, $p<0.001$, $p=0.007$). Based on the measurements obtained by Image J, Biodentine group was significantly higher than TotalFill group in root-end cavities prepared by ultrasonic tip ($p<0.001$). Similarly, Biodentine group was significantly higher than ProRoot MTA group in root-end cavities prepared by laser tip ($p=0.002$).

According to the results of this study, the minimum total gap area between dentin and filling material was observed for cavities prepared with laser tip and filled with ProRoot MTA or TotalFill. The largest distance between the dentin and filling material was observed for cavities prepared with laser tip and filled with Biodentine in the apical region.

Keywords: Apical resection, Er,Cr:YSGG laser, marginal adaptation, retrograde filling material, ultrasonic

3.GİRİŞ ve AMAÇ

Endodontik tedavinin amacı, bakterilerin kök kanal sisteminden elimine edilmesi ve daha sonra mikroorganizma veya ürünlerinin periapikal dokulara geçişini önleyerek etkili bir bariyer oluşturmaktır. Konvansiyonel endodontik tedavinin, vakaların yaklaşık %90'ında başarılı olduğu rapor edilmiştir. Endodontik tedavi başarısız olursa retreatment (endodontik tedavinin yenilenmesi) yapılır. Bu mümkün değilse veya retreatment başarısız olursa periapikal cerrahi gerekebilir. Periapikal cerrahi; enfekte veya iltihaplı dokunun küretajı, enfekte olmuş veya zarar görmüş kök apeksinin rezeke edilmesi (apisektomi), kök-ucu kavitesinin hazırlanması (retropreparasyon) ve kök kanal sistemi ile periapikal dokular arasındaki iletişimi önlemek için bir retrograd dolgu materyali yerleştirilmesini içerir (1).

Apisektomi, dişin uzun aksına dik olacak şekilde apikal 3 mm'nin rezeke edilmesi işlemidir. Yapılan çalışmalarda kök-ucu 3 mm rezeke edildiğinde, lateral kanalların %93'ü ve apikal dallanmaların %98'inin elimine edildiği gösterilmiştir (2, 3). İdeal kök-ucu kavitesi, duvarları birbirine paralel ve kök kanal boşluğunun anatomik dış hatlarıyla uyumlu olacak şekilde kök dentini içinde en az 3 mm'lik derinlikte olmalıdır (4). Kök-ucu preparasyonu; geleneksel olarak frezlerin kullanılmasıyla ya da güncel olarak ultrasonik ve lazer uçların kullanılmasıyla gerçekleştirilebilmektedir. Konvansiyonel yöntem, birbirine paralel olmayan kavite duvarları, kök-ucuna ulaşım zorluğu ve lingual dentinde perforasyon gibi komplikasyonlara neden olabilmektedir (3, 5). Ultrasonik uçların geliştirilmesi ile daha küçük, merkezi ve paralel duvarlı kök-ucu kaviteleri hazırlanabilmekte ve böylece perforasyon riski de büyük oranda azalmaktadır (6). Apikal cerrahide konvansiyonel teknik ve ultrasonik uçların kullanımının haricinde, lazer sistemi de kullanılmaktadır. Periapikal cerrahide lazer kullanımı ile; operasyon alanında hemostaz ve görüş alanının artması, kontamine kök apeksinin sterilizasyonu, kök yüzey dentin geçirgenliğinde azalma; postoperatif ağrının azalması ve apisektomi için aerosol üreten hava türbini el cihazlarının kullanımının ortadan kaldırılmasıyla cerrahi alanın kontaminasyon riskinin azalması sağlanır (7).

Retrograd dolgu materyalinin kök-ucu kavitesine yerleştirilmesinin amacı ise artık irritan maddelerin kök kanalından periradiküler dokulara sızmasını önleyen apikal tıkaçlama sağlamaktır (8). Amalgam, cam iyonomer siman, çinko oksit öjenol ve

güçlendirilmiş çinko oksit öjenol, kompozit rezinler ve biyoseramikler retrograd dolgu materyali olarak kullanılmaktadır.

Mineral trioksit agregat (MTA)'ın yüksek sızdırmazlık ve biyouyumluluk gibi özellikleri nedeniyle retrograd dolgu materyali olarak yaygın kullanımı bulunmaktadır. Ancak uygulama zorluğu ve uzun sertleşme süresi gibi olumsuz özellikler barındırmaktadır (8-10). Biodentine, dentin yerine geçebilen biyomateryal olarak tanımlanan bir trikalsiyum silikattır (Ca_3SiO_5) (11). MTA'dan daha kısa sertleşme süresine sahip olması, renkleşme yapmaması, manipülasyon kolaylığı, dentine benzer sıkıştırma dayanımı gibi avantajlara sahiptir (12, 13). TotalFill ise yeni tanıtılmış bir biyoseramik materyaldir. Karıştırılmış halde bulunması kullanım kolaylığı sağlar. MTA'ya göre kısa sertleşme süresi gösterir, hidrofiliktir ve yüksek pH sayesinde antibakteriyel özellik göstermesi gibi avantajlara sahiptir (13, 14).

Retrograd dolgu materyali ve kök-ucu kavite duvarları arasında iyi bir adaptasyon sağlanması ile mikrosızıntı oluşumu önlenebilir. Marjinal adaptasyon, bir dolgu materyalinin kavite duvarına yakınlık derecesi ve kenetlenmesi olarak tanımlanmıştır (15). Kök-ucu kavitelere yerleştirilen retrograd dolgu materyallerinin sağladığı adaptasyonun derecesi ve apikal sızdırmazlığın kalitesinin değerlendirilmesi için boyalar, radyoizotoplar, bakteriyel penetrasyon derinliği ölçümü, taramalı elektron mikroskobu (SEM), elektrokimyasal yöntem ve sıvı filtrasyon teknikleri kullanılmaktadır (16). SEM yüksek büyütme ve iyi çözünürlük sağladığı için marjinal adaptasyonun değerlendirildiği birçok çalışmada tercih edilmiştir (17-29).

Bu çalışmanın amacı; lazer ve ultrasonik uçlar kullanılarak hazırlanan kök-ucu kavitelere yerleştirilen ProRoot MTA, Biodentine ve TotalFill retrograd dolgu materyallerinin marjinal adaptasyonlarının SEM kullanılarak incelenmesidir.

4.GENEL BİLGİLER

4.1. Apikal Cerrahi

Endodontik tedavinin amacı, kök kanal sisteminin mekanik ve kimyasal olarak temizlenip şekillendirilmesi ve dişin tekrar enfekte olmasını engellemek için kök kanal boşluğunun iritan olmayan bir materyalle üç boyutlu olarak doldurulmasıdır. Kök kanallarının ortograd yolla tedavisinin mümkün olmadığı durumlarda ya da geleneksel endodontik tedaviler sırasında gelişen komplikasyonlar sonucu periapikal cerrahi işleme gereksinim duyulur (6, 8).

Periapikal cerrahinin endike olduğu durumlar aşağıdaki gibidir :

- Kanal tedavisi sırasındaki başarısızlıklar;
 - a) Apikalden taşan alet kırıkları
 - b) Aşılamayan basamak oluşumu, kalsifiye kanallar ve transportasyon varlığı
 - c) Taşkın kök kanal dolgusu
- Gerçek periradiküler kist varlığı
- Biyopsi
- Tekrar yapılan kanal tedavisinin başarısızlıkla sonuçlanması (30).

Apikal cerrahi klinik olarak dört basamaktan oluşur:

- Periradiküler dokunun küretajı
- Kök-ucu rezeksiyonu (apisektomi)
- Kök-ucu kavitesinin hazırlanması (retropreparasyon)
- Retrograd kök kanal dolgusunun yerleştirilmesi (5).

4.2. Apikal Rezeksiyon

Periradiküler cerrahinin iki temel amacı vardır: İlki; etiyolojik faktörü elimine etmektir. İkincisi ise; etiyolojik faktörler ortadan kaldırıldıktan sonra periradiküler dokuların yeniden enfekte olmasını önlemektir (30).

Apikal rezeksiyon işlemi ile ilgili iki önemli unsur bulunmaktadır. Bunlar; kök-ucunun ne kadarının rezeke edileceği ve rezeksiyonun hangi açıyla gerçekleştirileceğidir. Lateral kanallar ve apikal dallanmaların sıklığı kök-ucunun ne kadar rezeke edileceğini belirler. Yapılan çalışmalarda kök-ucu 3 mm rezeke edildiğinde, lateral kanalların %93'ü ve apikal dallanmaların %98'inin elimine edildiği gösterilmiştir. Apikal bölgenin 3 mm rezeke edilmesi anatomik düzensizlikleri ve kontamine radiküler sert dokuları (biyofilmler, bakteriler ve endotoksinler) ortadan kaldırmak için gereklidir (2, 3). Marjinal değer olan 3 mm'den fazla apeksin rezeke edilmesi kuron-kök oranındaki dengeyi bozacağından dolayı tavsiye edilmez (3) .

Kök-ucu rezeksiyonu ve eğimini tamamlamak için birçok enstrüman ve frez bulunmaktadır. Esas olarak 3 cerrahi frez çoğu kez yeterli olabilmektedir. Bunlardan ilki olan 6 veya 8 # rond frezler kemiğe giriş ve kök-ucunun uzaklaştırılması için, ikinci olarak Lindemann frezi hızlı sert doku uzaklaştırması ve kök-ucuna ilk eğimi vermek için, üçüncü olarak 1170 veya 1171 # frezler eğimlendirilmiş kök yüzeyini düzeltmek için kullanılır (31). Yumuşak dokuda amfizem ve emboli gibi komplikasyonların oluşmasını önlemek amacıyla çalışma ucundan dışarı hava vermeyen yüksek devirli mikro başlıklar standart olanların yerine tercih edilmelidir (32).

Modern endodontik cerrahi öncesi kullanılan başlıkların ve frezlerin ebat olarak büyük olması, osteotomi esnasında gereğinden fazla kemik uzaklaştırılmasına, dolayısıyla da operasyon sonrası iyileşme sürecinin uzamasına yol açabilmektedir (33). Geçmişte operasyon mikroskobu ve mikrocerrahi aletlerin mevcut olmaması, apikal cerrahi esnasında cerrahi sahaya ulaşılabilirliği ve görüşü artırmak amacıyla 45-60° eğimler ile kök-ucunun rezeksiyonunu neredeyse zorunlu kılmıştır. Bu durum bukkal kemikten gereğinden fazla doku uzaklaştırılmasına ve kök boyunda kısalmaya yol açmaktadır. Ayrıca rezeksiyon işlemi esnasında kök-ucunda yapılan eğimli kesim, açığa çıkan dentin tübülü sayısının artmasına ve dolayısıyla kök kanalı ile apikal saha arasında sızıntıya neden olacak daha fazla sayıda geçiş yolunun oluşmasına neden olmaktadır. Bu durum, tekrarlayan enfeksiyon oluşumuna zemin hazırlama potansiyeli taşımaktadır (34). Günümüzde operasyon mikroskobu ve mikrocerrahi aletler sayesinde kök rezeksiyonu, kökün uzun eksenine hemen hemen dik olarak gerçekleştirilebilir (33).

Apikal rezeksiyon işleminin minimal bevel açısıyla gerçekleştirilmesinin dört önemli avantajı vardır:

- Bukkal kemik tabakasının daha az kaldırılması neticesinde, daha stabil bir diş yapısı ve osteotomi sonrası daha iyi bir iyileşme gerçekleşir (33).
- Potansiyel bir endodontik-periodontal ilişki önlenir (33).
- Daha az dentinal tübül açığa çıkarak bakteriyel sızıntı ve kontaminasyon önlenmiş olur (35).
- Kök uzunluğu korunmuş olur (3).

4.3. Kök-ucu Kavite Preparasyonu

Kök-ucu preparasyonunun amacı, intrakanal dolgu malzemesini ve iritan maddeleri uzaklaştırmak ve sızdırmaz bir şekilde doldurulabilecek bir kavite hazırlamaktır. İdeal kök-ucu kavitesi, duvarları birbirine paralel ve kök kanal boşluğunun anatomik dış hatlarıyla uyumlu olacak şekilde kök dentini içinde en az 3 mm'lik derinlikte olmalıdır (4).

İdeal bir kök-ucu kavite preparasyonu şu özelliklere sahip olmalıdır:

- Kökün uzun eksenine paralel olarak hazırlanmalı,
- Retrograd dolgu materyalinin kaviteye retansiyonun sağlanması için yeterli derinlikte hazırlanmalı,
- İsthmus dokusu uzaklaştırılmalı,
- Preparasyon sonrasında yeterli dentin duvar kalınlığı kalabilmesi için merkezi biçimde konumlandırılmış olmalıdır (30, 36-38).

4.3.1. Konvansiyonel Kök-ucu Kavite Preparasyonu

Geleneksel olarak kök-ucu kavitesi, yüksek devirli mikro başlıkların küçük rond ve tersine konik frezlerin kullanımıyla yapılır (31).

Konvansiyonel kök-ucu kavite preparasyonunda;

- Kanal duvarlarına paralel olmayan kavite oluşabilir.
- Lingual dentin duvarlarında perforasyon riski vardır.
- Kök-ucu kavite derinliği yetersiz olabilir.
- Kısıtlı çalışma alanı vardır.
- Hazırlanan kök yüzey açısının 45° ya da daha fazla olması gerekir.
- Giriş açısının eğiminden dolayı dentin tübüllerinin ağzı genişler.
- Sınırlı çalışma alanı nedeniyle kök ucuna erişim zorluğu gibi dezavantajlara sahiptir (3, 5, 33, 37, 39).

4.3.2. Ultrasonik Kök-ucu Kavite Preparasyonu

Periradiküler cerrahideki en önemli gelişmelerden biri, kök-ucu kavite preparasyonu için ultrasonik mikrocerrahi uçların tanıtılmasıdır. Ultrasonik uç ile kök-ucu kavite preparasyonu, geleneksel yöntemlere göre daha merkezi, konservatif ve iyi şekillendirilmiş kavitelerin oluşturulmasını sağlar. Böylece lateral perforasyon riski de azalmaktadır (6).

Ultrasonikler, diş hekimliğinde ilk kez, 1952 yılında insan dişlerinde kavite hazırlanmasında kullanılmıştır (40, 41). Ultrasoniklerin periradiküler cerrahide uygulanması ise, ilk kez 1957'de Richman (19) tarafından, kök-ucu rezeksiyonunda kullanılmasıyla başlamıştır (42). Daha sonra, Bertrand ve ark. (43) 1976'da kök-ucu preparasyonu için hazırlanmış bir kavitron sunmuştur. Flath ve Hicks (44), kök-ucu kavite preparasyonu için değiştirilmiş ultrasonik ve sonik eğelerin kullanımını tanımlamışlardır. Carr (4) ise, endodontik cerrahi sırasında özellikle kök-ucu kavitesi hazırlığı için tasarlanmış ultrasonik retrotipleri tanıtmıştır.

Ultrason, 16-20 kHz insan işitme aralığının üstünde frekansa sahip bir sestir (45, 46). Diş hekimliğinde kullanılan ultrasonik cihazlar yaklaşık 25-50 kHz frekans aralığına sahiptir (46). Ultrasonik kullanımının mekanizması elektrik enerjisinin hızlı titreşimler halinde mekanik enerjiye dönüşümüne dayanmaktadır. Ultrasonik hareket üreten iki temel yöntem vardır: manyetostriktif ve piezoelektrik etkidir (45). Manyetostriktif etki, elektromanyetik enerjiyi mekanik enerjiye dönüştürür. Piezoelektrik ise elektrik yükü

uygulandığında bir kristalin boyut değiştirmesi prensibine dayanmaktadır. Bu kristalin deformasyonu, ısı üretmeden mekanik salınma dönüştürülür (46, 47). Piezoelektrik prensip ile çalışan cihazların, manyetostriktif cihazlara kıyasla bazı avantajları vardır. Piezoelektrik cihazların saniyedeki devirleri manyetostriktif cihazlara göre daha fazladır. Bu cihazların uçları düz bir çizgi üzerinde piston hareketi gibi ileri-geri çalışır. Bu da endodontik uygulamalar için idealdir. Piezoelektrik ünitlerde hareket doğrusal iken manyetostriktif ünitlerde sekiz şekilde eliptik bir doğrultu gösterir. Bu durum hem cerrahi hem de cerrahi olmayan endodonti uygulamaları için uygun değildir. Manyetostriktif ünitlerin diğer bir dezavantajı ise ısı oluşturmalarıdır. Bu nedenle bu tip cihazları kullanırken soğutma yapılmalıdır (47, 48).

Klinik olarak ultrasoniklerin en önemli avantajı kök-ucuna erişimi kolaylaştırmasıdır. Çeşitli açılı ve küçük boyutlu uçların kullanılması daha küçük bir osteotominin yapılması avantajını getirmiştir (49). Geleneksel kök-ucu kavite preparasyonunda kavite duvarlarının kanala paralel olmaması, kök-ucuna erişim zorluğu, kökte lingual perforasyon riski gibi durumlar ile karşılaşılabilir. Ultrasonik retrotip kullanımı ile daha iyi bir operatör kontrolü, mikro başlıklara kıyasla kanalda merkezde kalma kabiliyetinin artışıyla birlikte azalmış perforasyon riski sağlanmaktadır (43). Ayrıca retrotiplerin geometrik dizaynı, açılı kök-ucu rezeksiyonu durumunu ortadan kaldırmaktadır. Böylelikle açığa çıkmış dentinal tübül sayısında ve dolayısıyla apikal sızıntıda azalma olmaktadır.

Birçok çalışmada kök-ucu preparasyonunda ultrasonik uç ile geleneksel frezler karşılaştırılmış; ultrasonik ile hazırlanan kök-ucu kavite yüzeylerinin daha temiz olduğu bildirilmiştir (39, 43, 50, 51). Zuolo ve ark. (50), kök-ucu preparasyonunda elmas kaplı ultrasonik ucu, düz bir uç ile karşılaştırdıklarında; preparasyon duvarlarının daha pürüzsüz olduğu, daha az debris ve smear tabakası içerdini rapor etmişlerdir. Elmas uçlar, düz uçlardan daha hızlı bir preparasyon yapar. Ancak elmas kaplama nedeniyle daha büyük bir preparasyon oluşturur (50).

Walmsley ve ark. (52) çalışmalarında, ultrasonik retrotiplerin kırılmasını uçların dizaynı ile ilişkilendirmişlerdir. Retrotiplerin artan açısı enine salınımı artırırken; dikey salınımı azaltır. Bu şekilde aletin dirsek bölümüne en fazla yük gelir. Kırılma insidansı, daha az açılı ve deformasyona daha dirençli kalın uçlar tarafından azalmış görünmektedir.

Bununla birlikte, daha kalın uçlarda, güç ve kesme etkinliği kaybı nedeni ile daha az titreşim görülebilir.

Ultrasonik enerjinin oluşturduğu titreşim sonucu kökte mikroçatlakların oluşabilmesi önemli bir dezavantajdır (30). Bu mikroçatlakların, sızıntıya neden olarak başarısızlığa yol açtığı öne sürülmüştür (53). Abedi ve ark. (54), ultrasonik uç ve frezlerle hazırlanan kök-ucu kaviterinde çatlak oluşumunu karşılaştırmışlardır. Ultrasonik ile hazırlanan kaviterlerde önemli ölçüde daha fazla çatlak oluşumu rapor edilmiştir. Frez kullanılarak hazırlanan kaviterlerin, ultrasoniklere kıyasla daha büyük ebatla olmasına rağmen çatlak oluşumu ile bir ilişkisinin olmadığı bulunmuştur. Bu çalışmada aynı zamanda çatlak oluşumunda kalan dentin duvar kalınlığının önemli bir rol oynadığı da belirtilmiştir. Kavite duvarının en ince kısmında %95 oranında çatlak bulunmuştur. Kalan dentin duvarı 1 mm'den daha ince olduğunda, ultrasonik ile hazırlanan kök-ucu kaviterlerinin %75'inde çatlak oluşumu gözlenmiştir ve bunun sonucunda kök-ucu kavite hazırlığı sırasında ince duvarlarda ultrasonik uçların uygulanmaması gerektiği vurgulanmıştır. Yine Saunders ve ark. (53)'ün yaptıkları bir çalışmada frezle hazırlanan kaviterlerde ultrasoniklere göre anlamlı derecede daha az oranda çatlak oluşumu görülmüştür. Layton ve ark. (55) da ultrasonikleri yüksek güç ayarında kullandıklarında daha yüksek oranda mikroçatlak oluştuğunu gözlemlemişlerdir.

4.3.3. Apikal Cerrahide Lazer Kullanımı

Apikal cerrahide konvansiyonel teknik ve ultrasonik uçların kullanımının haricinde, lazer sistemi de kullanılmaktadır. Periapikal cerrahide lazer kullanımı ile; operasyon alanında hemostaz ve görüş alanının artması, kontamine kök apeksinin sterilizasyonu, kök yüzey dentin geçirgenliğinde azalma, postoperatif ağrının azalması ve apisektomi için aerosol üreten hava türbini el cihazlarının kullanımının ortadan kaldırılmasıyla cerrahi alanın kontaminasyon riskinin azalması sağlanır (7).

Lazer ışığı teorisi 1916 yılında Albert Einstein'in bir maddenin uyarılarak radyasyon yayılımı yapabileceği kavramını ortaya atması ile başlamıştır. 1960 yılında Amerikalı Theodore Harold Mainmann tarafından "yakut parçası" kullanılarak laboratuvarında deneysel olarak ilk lazer ışığı üretilmiştir (56-60). Bu gelişmeler ışığında araştırmacılar, diş hekimliğinde lazer uygulamalarının üzerine eğilmişlerdir. Lazerin

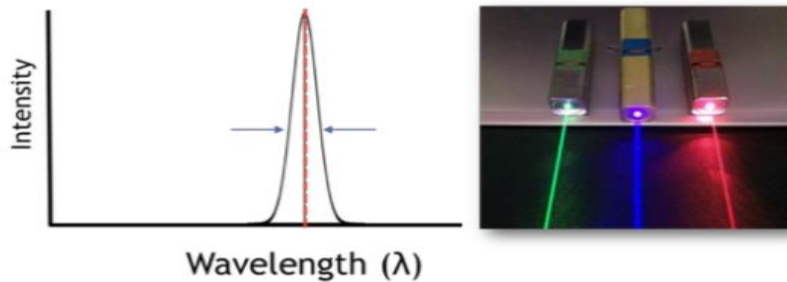
endodonti alanındaki ilk kullanımı Weichman ve Johnson tarafından 1971’de gerçekleştirilmiştir (61). Apikal rezeksiyonda lazer kullanımı ise 1988’de Miserendino tarafından CO₂ lazerin kullanımı ile başlamıştır (7).

Lazerin İngilizce karşılığı olan "LASER" kelimesi “Light Amplification by Stimulated Emmission of Radiation” kelimelerinin baş harflerinin kısaltılmış şeklidir. Bu sebeple lazer kelime olarak "radyasyonun uyarılmış yayılımı ile ışığın kuvvetlendirilmesi" anlamına gelmektedir (62).

4.3.3.1. Işık

Işık, bir parçacık ve dalga gibi davranan elektromanyetik enerjinin bir şeklidir. Bu enerjinin temel birimi foton olarak adlandırılır (62). Lazer ışığı, insan yapımı tek foton dalga boyudur ve uyarılmış atomun kendiliğinden foton emisyonu sonucu oluşmaktadır. Lazer ışığı, üç özelliğe sahiptir: Tek renklidir, paraleldir ve eş fazlıdır (63, 64).

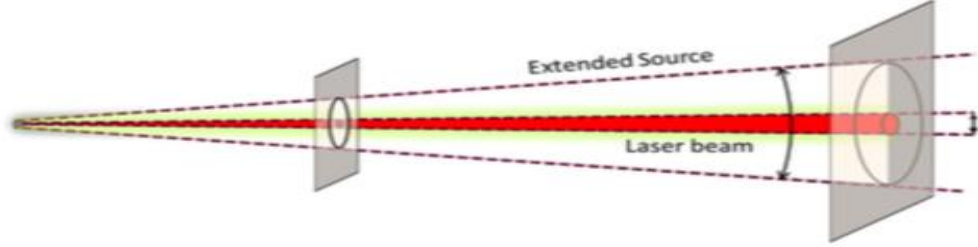
Tek renkli olması (Monokromatiklik): Lazer ışığının özel bir rengi olmasına monokromatizm denir. Tek dalga boyundaki ışığın, bir mercek tarafından odaklandığında hedef alanının çok küçük olması gibi oldukça önemli bir niteliği vardır. Lazerlerin tek renkli belirli bir dalga boyuna sahip olması, tıpta ve diş hekimliğinde kullanılmasına olanak sağlamıştır. Bu özellik hedeflenen dokulara etki edilirken, çevre dokulara verilecek hasarın önlenmesine olanak sağlamaktadır. Buna lazerin “doku seçici (selektif) özelliği” denilmektedir (Şekil 1).



Şekil 1. Işık tek renkli olması (65)

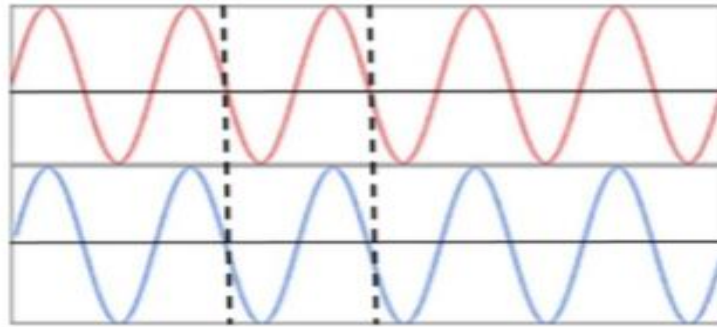
Dağılmadan paralel gitmesi (Kolimasyon): Işıkın spesifik boyutsal sınırlamalara sahip olmasıdır. Bu durum lazer kavitesinden yayılan ışığın sabit boyut ve şekle sahip

olduğunu ifade eder. Lazer ışığı, diğer ışık türlerinin aksine yüksek derecede paralellik gösterir (Şekil 2).



Şekil 2. Işığın dağılmadan paralel gitmesi (65)

Tek noktada odaklanabilmesi (Koherentlik): Koherent terimi lazer kaynağından çıkan tüm ışık dalgalarının eş fazlı bir ışık demeti oluşturduklarını ifade etmek için kullanılır. Eş fazlı terimi, demeti oluşturan tüm dalgaların aynı frekansta olduğunu ve aynı fazda titreştiklerini ifade eder (Şekil 3).



Şekil 3. Işığın tek noktada odaklanabilmesi (65)

Lazer ışığının klinik olarak kullanılabilirliği ise verimlilik özelliğidir (62, 63).

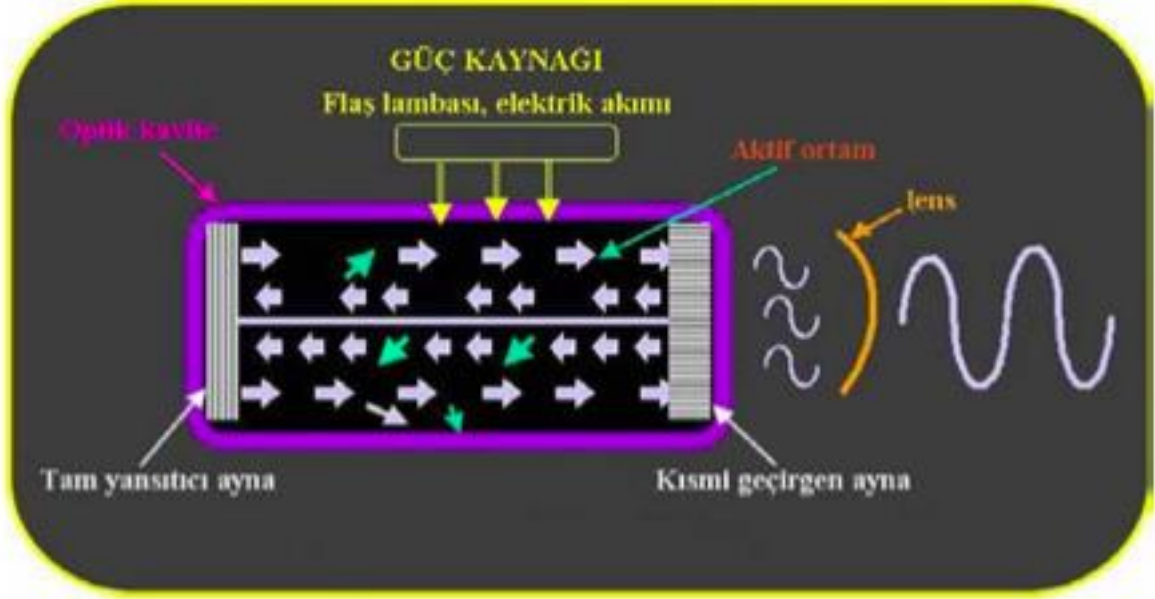
Lazerle üretilmiş foton dalgalarını tanımlayan üç ölçüm değeri vardır. Bunlar; ışığın hız değeri (velocity), dikey ekseninde dalga salınımının en üst noktasından en alt seviyesine kadar olan total yükseklik değeri (amplitude) ve dalga boyudur (wavelength). Amplitude, dalga yoğunluğu miktarının bir göstergesidir; arttıkça gerçekleştirilen iş miktarı da artar. Dalga boyu ise yatay ekseninde dalga üzerinde karşılıklı herhangi iki nokta arasındaki mesafedir. Cerrahi sahaya salınan lazer ışığının dokuyla nasıl reaksiyona girdiğinin

belirlenmesinde önemli bir fiziksel ölçüm değeridir. Dalga boyuyla ilişkili dalganın bir özelliği de frekans değeridir. Frekans saniyedeki salınım sayısını ifade eder ve dalga boyuyla ters orantılıdır; dalga boyu kısaltıkça frekans değeri artar (62).

4.3.3.2. Amplifikasyon

Amplifikasyon, lazerin içinde gerçekleşen sürecin bir parçasıdır. Lazer cihazının komponentlerini anlamak, ışığın nasıl üretildiğinin kavranması açısından faydalı olacaktır.

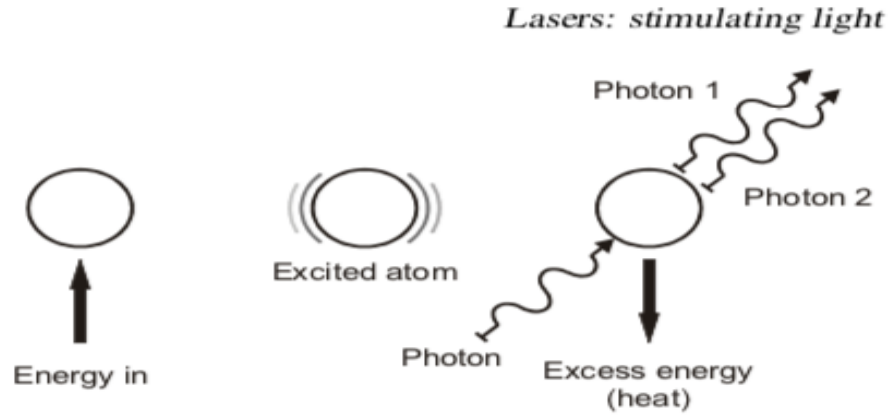
Optik kavite, cihazın merkezinde konumlanır. Kavitenin merkezi; kimyasal elementler, moleküller veya bileşiklerden oluşur ve aktif ortam olarak adlandırılır. Lazerler genel olarak aktif ortamın materyaline göre isimlendirilir. Bu madde gaz, kristal veya katı haldeki yarı iletken olabilir. Dış hekimliğinde kullanılan argon ve CO₂ olmak üzere iki çeşit gaz aktif ortam lazeri bulunmaktadır. Geri kalanlar ise galyum, alüminyum, indiyum ve arsenik gibi katı halde yarı iletken metal plakalardan veya itriyum, alüminyum, skandiyum ve galliumun, garnet kristaliyle çeşitli kombinasyonlarının geliştirilmesinin ardından kromium, neodimyum veya erbiyum elementlerinin katılması şeklinde bulunmaktadır. Optik kavitenin her iki ucunda birbirine paralel şekilde konumlandırılmış iki ayna bulunur. Çekirdeğin etrafında ise uyarı kaynağı olarak bir flaş lambası ya da elektrik bobini aktif ortama enerji sağlamak amacıyla bulunmaktadır (Şekil 4)(62).



Şekil 4. Lazer cihazının komponentleri (62)

4.3.3.3.Uyarılmış Emisyon

"Uyarılmış emisyon" terimi fiziğin kuantum teorisinin temelini oluşturur. Enerjinin en küçük parçası olan kuantum, bir molekül veya atomun elektronları tarafından absorbe edilirse kısa bir uyarılma sonucu salınmasına "kendiliğinden emisyon" adı verilir. Aynı zamanda foton olarak adlandırılan kuantum emisyonu, bir atomdaki farklı enerji seviyeleriyle birlikte çeşitli elektron yörüngelerine sahip olmasından dolayı farklı dalga boylarında olabilir. Albert Einstein (62), aynı uyarıcı enerji seviyesine sahip uyarılmış atomun enerji aktarım alanında ekstra bir kuantum olduğunu ve iki kuantum salınımıyla olayın sonuçlanabileceğini belirtmiş ve kendiliğinden emisyonun hemen önce gerçekleşen bu süreç "uyarılmış emisyon" olarak adlandırmıştır (Şekil 5). Enerji iki özdeş foton şeklinde uyumlu (koherent) bir yol seyrederek saçılır.

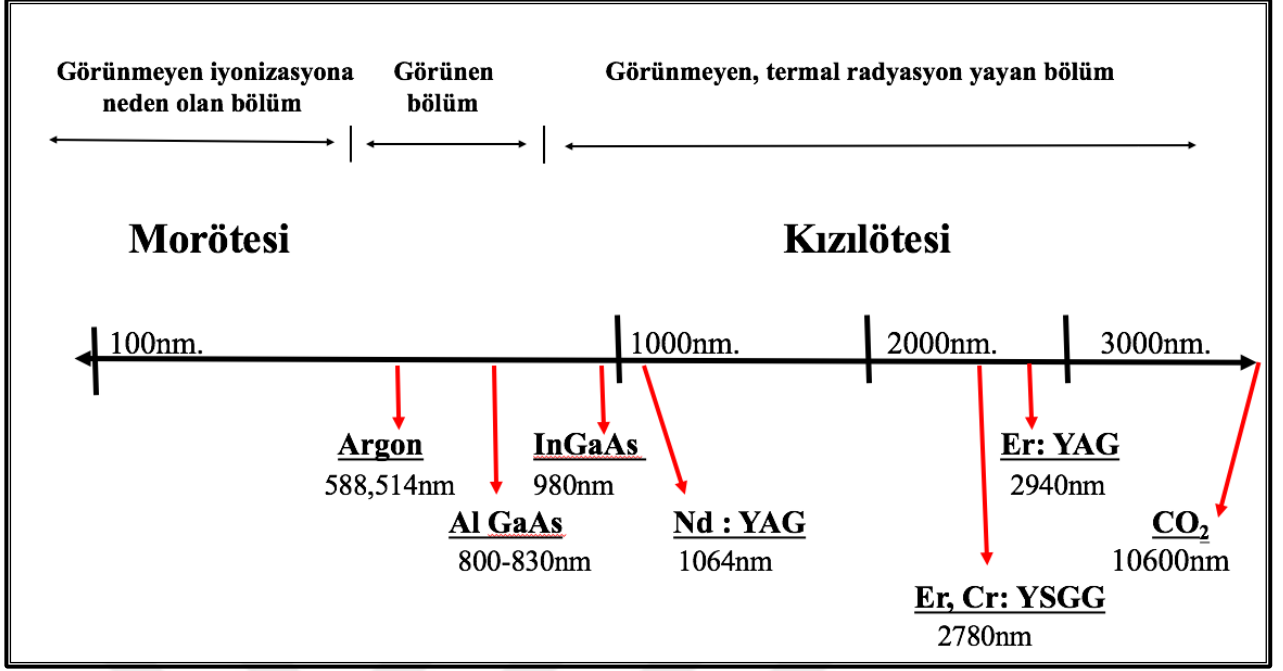


Şekil 5. Uyarılmış emisyonun şematize edilmesi (66)

Optik kavitede aktif ortamın her iki ucunda bulunan aynalar bu fotonları ileri ve geri yansıtarak ilave uyarılmış emisyonların oluşmasına izin verir ve aktif ortam boyunca ilerleyen ardışık geçişler foton demetinin gücünü arttırması (amplifikasyon) işlemidir. Bu süreçte bir miktar enerji olduğundan optik kavite soğutulmalıdır. Aynaların paralelliği, ışığın paralel bir şekilde saçılmasını sağlar. Aynalardan birinin seçici geçirgen olması optik kavitede yeterli enerjide ışığın çıkışına izin verir (62).

4.3.3.4. Radyasyon

Radyasyon terimi, elektromanyetik enerjinin spesifik bir formu olarak lazer tarafından üretilen ışık dalgalarını ifade eder. Mevcut tüm dental lazer cihazların emisyon dalga boyu 500 ile 10.600 nm arasındadır. Diş hekimliğinde kullanılan lazer dalga boylarını gösteren elektromanyetik spektrumun bir bölümü **Şekil 6**'da gösterilmektedir. Lazerler aktif madde, dalga boyu, atım sistemi, yayılım modu, doku absorpsiyonu ve klinik uygulamalarına göre adlandırılırlar (62).



Şekil 6. Diş hekimliğinde kullanılan lazer dalga boylarını gösteren elektromanyetik spektrumun bir bölümü (62)

Diş hekimliğinde kullanılan tüm lazer cihazları, klinisyen tarafından ayarlanabilen parametrelere sahiptir. Her dalga boyu bir foton enerjisine sahiptir. Enerji, iş yapabilme yeteneğidir ve joule veya milijoule olarak ifade edilir. Güç, zamanla tamamlanan işin ölçümüdür ve ölçü birimi wattır. 1 watt 1 saniyede elde edilen 1 joule'e eşittir. Bu niceliklerden biri veya ikisi her cihaz için ayarlanabilir.

Enerji=Güç x Zaman yani $E=W \times sn$ 'dir.

Ortalama güç, dokuyu belirli bir zaman periyodu içinde devamlı olarak etkileyen güçtür. Bazı lazerler 1 saniyede çoklu ışık atımı (multiple pulse) üretir. Atım süresi, tek başına bir atımın emisyon süresinin uzunluğunu tanımlar. Atım süresi saniyelerle ölçülür ve bazı lazerler saniyenin on binde biri gibi kısa atım değerleri oluşturabilir. Hertz terimi saniyedeki atım sayısını ifade eder. Atımlı lazerler için ortalama güç, her atımdaki enerjinin hertzle çarpımının sonucudur.

Lazer ışığı dokuda dört şekilde ilerleyebilir:

- Yansıma (reflection)

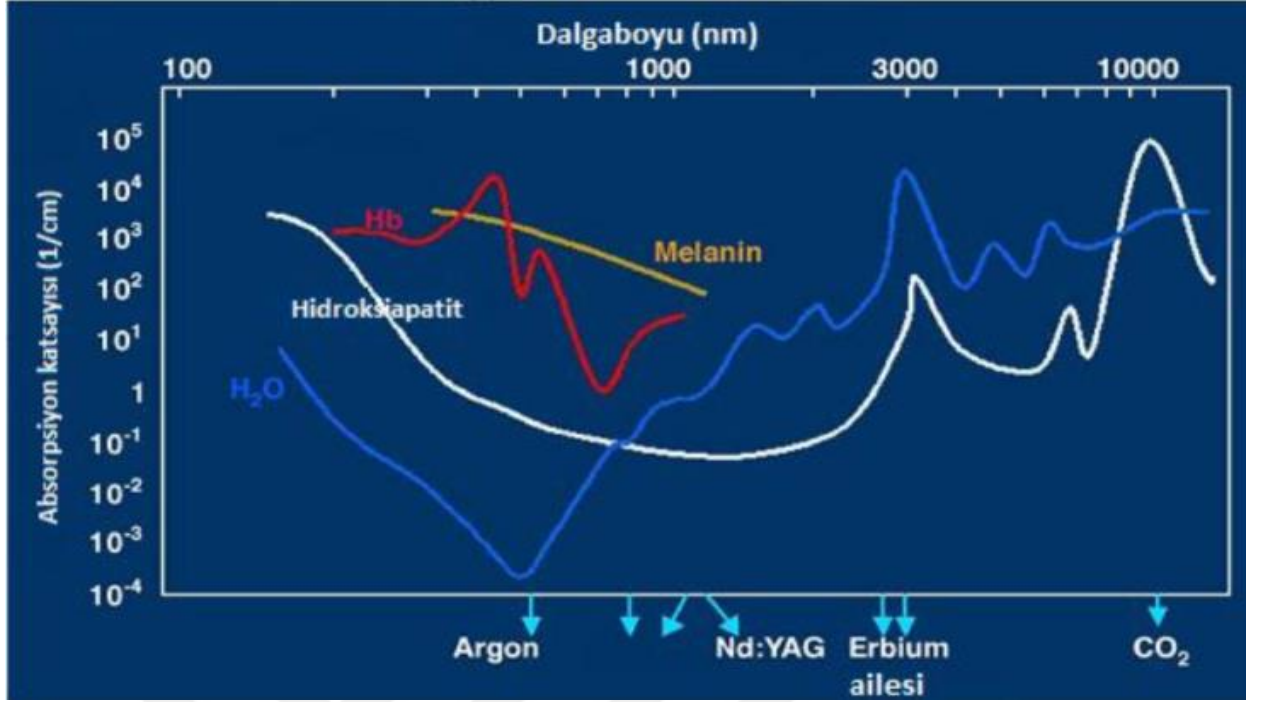
- Yayılma (scattering)
- Soğurulma (absorbtion)
- Geçme (transmission) (56, 63).

Yansıma (reflection): Hedef doku üzerinde bir etki olmadan, ışının kendisini yüzeyden yönlendirmesidir.

Saçılma (scattering): Saçılma, ışık enerjisi, doku içinde molekülden moleküle sıçradığında meydana gelir (62). Saçılma, hedeflenen enerjiyi zayıflatır ve muhtemelen faydalı bir biyolojik etki üretmez. Lazer ışınının saçılması, cerrahi bölgeye bitişik dokuya ısı transferine neden olabilir ve istenmeyen hasarlar meydana gelebilir.

Absorbsiyon (absorbtion): İlk ve en çok istenen etkileşim, lazer enerjisinin hedeflenen doku tarafından emilimidir. Doku tarafından emilen enerji miktarı, pigmentasyon ve su içeriği gibi doku özelliklerine, lazer dalga boyu ve emisyon moduna bağlıdır. Akorfor olarak adlandırılan doku bileşikleri, tercihen belirli dalga boylarını emer. Oksijeni dokuya taşıyan molekül olan hemoglobın, kırmızı dalga boylarını yansıtır ve arter kanına renk verir. Bu nedenle, mavi ve yeşil dalga boyları tarafından güçlü bir şekilde emilir. Daha az oksijen içeren venöz kan, daha fazla kırmızı ışığı emer ve daha koyu görünür. Cilde renk veren pigment melanin, kısa dalga boyları tarafından güçlü bir şekilde emilir. Evrensel olarak mevcut molekül olan su, farklı dalga boyları tarafından değişen emilim derecelerine sahiptir (Şekil 7).

Geçme (transmission): Lazer enerjisinin hedef doku üzerinde hiçbir etkisi olmadan doğrudan dokudan iletilmesidir. Absorbsiyonun tersidir. Bu etki, büyük ölçüde lazer ışığının dalga boyuna bağlıdır (62).



Şekil 7. Farklı dental yapılarla çeşitli dalga boylarındaki dental lazerlerin absorpsiyon eğrisi (62)

4.3.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazer Sınıflandırmaları

Lazerler ışık spektrumuna, kullanılan materyale ve sertliklerine göre sınıflandırılabilirler. Lazerler ayrıca yumuşak ve sert lazerler olarak da sınıflandırılır (67).

Lazerlerin enerji güçlerine göre sınıflandırılması:

Yumuşak Lazerler

- Helyum-neon (He-N)
- Galyum-arsenid (Ga-As)

Sert Lazerler

- Argon lazer
- Karbondioksit Lazer (CO₂)
- Neodimyum: Yitriyum-Alüminyum-Garnet (Nd:YAG) Lazerler

- Holmiyum Yitriyum-Alüminyum-Garnet (Ho:YAG) Lazerler
- Erbiyum, Kromiyum: Yitriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet (Er,Cr:YSGG)
- Neodmiyum Yitriyum Alüminyum-Perovskite (Nd: YAP)

Lazerlerin ışık spektrumlarına göre sınıflandırılması :

A) Görülebilir Işık Lazerleri

- Argon (Ar) Lazerler (488-514 nm)

B) Kızıl Ötesi Lazerler

- Karbondioksit (CO₂) Lazerler (10.600 nm)
- Holmiyum Yitriyum-Alüminyum-Garnet (Ho:YAG) Lazerler (2.100 nm)
- Neodmiyum: Yitriyum-Alüminyum-Garnet (Nd:YAG) Lazerler (1.064 nm)
- Erbiyum, Kromiyum: Yitriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet (Er,Cr:YSGG) Lazerler (2.780 nm)
- Erbiyum:Yitriyum-Alüminyum-Garnet (Er:YAG) Lazerler (2.940 nm)
- Diyot Lazerler (800-980 nm)

Lazerlerin elde edildiği aktif maddesine göre sınıflandırılması:

- ✓ **Katı Lazerler:** Diyot lazer Nd:YAG, Ho:YAG, Er:YAG, Ruby, Alexandrite, Er,Cr:YSGG
- ✓ **Gaz Lazerler:** CO₂, Argon, He-Ne

4.3.5. Diş Hekimliğinde Sıklıkla Kullanılan Sert ve Yumuşak Doku Lazerleri

4.3.5.1. Argon lazer

Aktif ortamında argon gazı bulunan ve yüksek akımlı bir elektrik sistemi ile çalışan bir lazer sistemidir. Işığın görünür spektrumunda bulunan tek cerrahi lazer olan argon lazer görülebilir iki emisyon dalga boyuna sahiptir; biri mavi renkte 488 nm dalga boyunda, diğeri 514 nm dalga boyunda ve mavi yeşil renktedir. 514 nm dalga boyundaki argon lazer hemoglobinin, hemosiderinin ve melaninin içeren dokular tarafından yüksek emilim oranına sahip olduğundan çok iyi hemostaz sağlamaktadır. Her iki dalga boyunun da dış

sert dokuları ve su tarafından emilimi zayıftır. Mine ve dentin tarafından emiliminin az olması yumuşak doku cerrahisi sırasında diş sert dokularının zarar görmesini engellemesi açısından avantaj sağlamaktadır (62).

4.3.5.2. Nd:YAG Lazer (Neodimyum, Yitrium, Alüminyum, Garnet)

Nd:YAG, yitrium ve alüminyum ile kombine edilmiş, neodimyum iyonları ile takviye edilmiş garnet kristallerinden oluşan bir katı hal lazeridir. Dalga boyu 1.064 nm'dir (62). Diş hekimliği cerrahisinde kullanılan tüm lazer sistemleri içinde en fazla penetrasyon derinliğine sahip olduğu için cerrahi yüzey altında kalan dokuların da lazer enerjisine maruz kalması ve pulpada ısıl zararlar oluşturması nedeni ile diş sert dokularında kullanımı sınırlı kalmıştır (56). Bu lazerin en önemli avantajı düzenli preparasyonları sağlayabilen, karbonize dokunun birikimini engelleyen ve de temizlenmesini sağlayan ucunun bulunmasıdır (68). Yumuşak doku cerrahisi (69), dentin duyarlılığının giderilmesi (70), mine veya dentinin pürüzlendirilmesi, kavite ve kök kanalı sterilizasyonu ve pulpa kuafajında kullanılır (58). Nd:YAG lazer enerjisi dentine iletildiğinde, termal olarak etki göstererek pulpal analjezi oluşturur (71). Işık, kuron ya da köke yönlendirilirse pulpa direkt olarak etkilenir. Bu etki, hassasiyet gibi pulpal fonksiyonların azalması şeklinde kendini gösterir. Hassasiyetin azalması hasta ve hekim tarafından tercih edilen bir durumdur, ama bu fonksiyon kaybı teşhisi yanılabilir (58). Lazer ışığı, endodontide debris ve "smear" tabakasını kaldırabilmesinin yanında, ince fiber uç sayesinde dentin dokusuna daha fazla penetre olarak kök kanal sisteminin karmaşık yapısının içerisindeki ulaşılamayan bölgelere de ulaşılmasını sağlayabilmektedir (58, 68, 72).

4.3.5.3. Karbondioksit (CO₂) Lazer

Aktif maddesi gaz olan CO₂ lazerin dalga boyu 10.600 nm'dir. Yumuşak doku lazeridir. CO₂ lazerin ışını, spektrumun orta kızılötesi görünmez iyonize olmayan kısmının ucuna yerleştirilir (7, 62). Hidroksiapatit tarafından en fazla absorbe edilen lazerdir (56, 73). Dokuyla temas etmeden çalışma gerektirmesi nedeni ile kullanıcının dokunma hissini ortadan kaldırmaktadır. Dezavantaj olarak kabul edilen temassız çalışma, dil ve ağız tabanı gibi hareketli ağız dokularının tedavisinde ise avantaj sağlamaktadır (62).

CO₂ lazerlerin geleneksel yöntemlere göre avantajları ise; operasyon alanında koagülasyonu sağlaması nedeni ile kanamanın olmayışı, kuru ve görülebilir bir ortam sağlaması, dikiş gerektirmemesi, işlem süresinin kısalması, mekanik travmanın olmayışı, postoperatif ağrı, ödem ve skar dokusunun daha az olması, bakteriyemi riskinin azalması ve hasta tarafından daha kabul edilebilir olması olarak sayılabilmektedir (74, 75).

4.3.5.4. Diyot Lazer

Diyot lazer alüminyum ya da indiyum, galyum ve arsenid gibi yarı iletken kristaller içeren katı bir lazerdir. Diş hekimliğinde 800 nm (aktif ortamında alüminyum bulunan) ve 980 nm (aktif ortamında indium bulunan) olmak üzere iki dalga boyu kullanılmaktadır. Yüksek oranda hemoglobin ve diğer pigmentler tarafından absorbe edildiği için yumuşak doku cerrahisinde kullanımı tercih edilir (63).

4.3.5.5. Erbiyum Lazer Ailesi

Erbium kullanan, farklı dalga boylarında benzer özelliklere sahip iki lazer sistemi vardır. Er:YAG (2.940 nm), erbiyum katkılı; itriyum, alüminyum, garnet gibi katı kristallerinden oluşan bir aktif ortama sahiptir. Er,Cr:YSGG (2.780 nm) ise; erbiyum ve kromiyum katkılı; yitriyum, skandiyum, galyum ve garnet katı kristallerinden oluşan bir aktif ortama sahiptir. Bu dalga boylarının her ikisi de spektrumun orta kızılötesi, görünmez ve iyonlaştırıcı olmayan kısmının başına yerleştirilir. Er:YAG lazerde ışık iletimi taşınımında bir fiberoptik demetle veya içi boş dalga rehberi (hollow wave-guide); Er,Cr:YSGG'de ise sadece fiberoptikler kullanılır (62).

Erbium lazerler; su, hidroksiapatit ve kollajen tarafından yüksek oranda absorbe edilen dalga boyları için ortak bir karakteristik özellik paylaşırlar (76). Lazerle, diş dokusunun uzaklaştırılması termal ablasyon prensibine dayanmaktadır. Lazer enerjisi, apatit kristalindeki hidroksil radikale ve dişin kristal yapılarına bağlı suyla birleşir, suyun hacimsel olarak genişmesiyle enerji patlayıcı bir şekilde yayıldığında şok dalgası oluşur. Bu sürece kavitasyon denir. Bu nedenle, gelen enerjiyi verimli bir şekilde materyalin içinde bir sıcaklık artışına dönüştürmek için ışınlanmış materyalde absorbe bir bileşen bulunmalıdır. Lazer enerjisi; su moleküllerini ısıtır, bir patlama meydana gelir ve sırayla diş yapısı ve/veya çürükler kesilir (73, 77).

Ablasyon mekanizması için öne sürülen diğer bir hipotez lazer hidrokinetiğidir. Er:YAG lazer ile benzer dalga boyundaki Er,Cr:YSGG, atımlı lazer enerjisini su moleküllerine ve mine veya dentin yapısındaki hidroksil gruplarına aktararak kinetik enerji verir ve bu kuvvet dokuda mikro-patlamalara neden olur. Böylece pulpada termal hasar oluşturmadan sert dokuların uzaklaştırılması gerçekleşir (78).

Er,Cr:YSGG lazerlerin gücü, 0-6 W arasında ayarlanabilmektedir ve atım sayısı sabit olup 20 Hz'dir. Er,Cr:YSGG lazer cihazlarında enerji, fiber optik sistemle taşınarak, cihazın en ucunda bulunan aeratör formundaki başlık aracılığı ile dokuya iletilir. Başlığın uç kısmında ise özel safir uç bulunmaktadır ve hava-su spreyi cihaza bitişiktir. Işık demeti safir uçtan yayılırken aynı anda hava-su akışı olur (78-80).

Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler çürük uzaklaştırılması, kavite preparasyonu, mine pürüzlendirmesi, periodontal tedavi, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesi, smear tabakasının uzaklaştırılması, sert ve yumuşak doku cerrahisinde, kavite ve kök kanal sterilizasyonu, kök kanal şekillendirilmesinde kullanılırlar (56, 76, 77, 81-83).

Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerin sahip olduğu ortak avantajlar;

- Mine ve dentinde preparasyon sonrasında temiz ve düzgün kenarlar oluştururlar.
- İşlem sırasında ağrıyı azalttıkları için anesteziye ihtiyaç duyulmaz.
- Kök kanallarında kullanıldığında antiseptik etkiye sahiptirler.
- Temassız kullanımlarından dolayı vibrasyonun olumsuz etkilerini ortadan kaldırarak daha az ağrı oluşumuna neden olurlar.
- Pulpa için güvenilirdirler.
- Diş etine yakın çürükler temizlenirken yumuşak dokuda yeniden şekillendirme yaparlar (56, 62, 72).

4.3.6. Lazer Güvenliği

Lazerlerin diş hekimliği alanında güvenli şekilde kullanımı için, sağlık hizmeti sağlayıcılarının, eğitici kurumların ve ticari sektörün bilinçli ve işbirliği içinde çalışmalarını sürdürmesi gerekmektedir. Lazerlerin güvenli bir şekilde uygulanmasının sorumluluğu, diş hekimi, akademisyen, üreticilerin ve bilim insanlarının sorumluluğu

altındadır. Diş hekimliğinde lazer güvenliği, sadece lazerlerin nasıl kullanıldığı ile ilgili olası riskler ve tehlikeler hakkında farkındalığı değil, aynı zamanda mevcut bakım standartlarının tanımlanması ve güvenlik kontrol önlemlerinin tam olarak alınmasını da içerir.

Diş hekimliğinde klinik uygulamada karşılaşılabilecek tehlike tipleri aşağıdaki şekilde gruplandırılabilir:

- Oküler yaralanmalar,
- Doku hasarları,
- Solunum tehlikeleri,
- Yangın ve patlama,
- Elektrik şoku (84).

Lazer güvenliği ile ilgili standart olarak kabul edilen Uluslararası Elektroteknik Komisyonu (IEC EN 60825-1:2014) tarafından yapılan mevcut sınıflandırmaya göre lazer tehlike sınıflandırması şu şekildedir (Tablo 1) (65):

SINIF 1: Her türlü kullanım şekli (çıplak göz veya optik araçlar ile bakılması vb.) güvenli olan lazerler SINIF 1 Lazerler olarak sınıflandırılır. ‘Göze güvenli’ (eye-safe) terimi yalnızca SINIF 1 lazerler için kullanılabilir. Örn: DVD oynatıcılar, lazer yazıcılar, konfokal mikroskoplar.

SINIF 1M: M “magnifying” in kısaltması olarak geçmekte ve büyütücü cihazlarının kullanılmasını ifade etmektedir Bu lazerler çıplak göz ile görüntüleme için güvenli iken optik cihazlar (mikroskop, loop, teleskop vb.) ile bakıldığında tehlikeli olabilir. Örn: Fiber iletişim sistemi.

SINIF 2: Görünür dalga boylarına (400-700 nm) 0,25 sn’den daha az bir süre (göz kırpma refleksi kadar) bakıldığında güvenlidir. Ancak süre uzarsa tehlikeli olabilir. Örn: Lazer işaretleyici.

SINIF 2M: Sınıf 2 gibi çıplak gözle kısa süreli bakıldığında güvenliyken optik cihazlarla kullanımı tehlikeli olabilir. Örn: lazer projeksiyon cihazları.

SINIF 3R: Sınıf 3R lazerler genellikle <5mW ve görünebilir ışık spektrumundadır. R harfi “relaxed” yani yumuşamış anlamına gelir. Direk göz temasından kaçınılması gereklidir. Normal kullanımda düşük risk olarak kabul edilir.

SINIF 3B: Işın göze direk olarak temas ettiğinde tehlikelidir. Küçük cilt yaralanmalarına neden olabilir veya odaklanma meydana gelirse yanıcı maddelerde tutuşma riski oluşturabilir. Örn: Diyet lazer, HeNE lazer.

SINIF 4: Doğrudan ve yansıyan enerjiden ciddi cilt ve göz yaralanmasına neden olabilen yüksek güçteki lazerlerdir. Örn: Endüstriyel materyal proses lazeri.

Tablo 1. Lazer tehlike sınıflandırmasını özetleyen tablo (85)

| | Kısa süreli uygulama | | Uzun süreli uygulama | | Yansıyan ışın | Cildin ışına maruz kalması |
|------|----------------------|----------------|----------------------|----------------|---------------|----------------------------|
| | Büyüteç varlığı | Korunmayan göz | Büyüteç varlığı | Korunmayan göz | | |
| I | | | | | | |
| IM | | | | | | |
| II | | | | | | |
| IIM | | | | | | |
| IIIR | | | | | | |
| IIIB | | | | | | |
| IV | | | | | | |



Risk yok



Tedbir alınması
gerekmekte



Maksimum tedbir
alınması
gerekmekte

4.4. Endodontik Cerrahide Operasyon Mikroskobunun Yeri

Mikrocerrahi, operasyon mikroskobu ile oldukça küçük ve karmaşık alanda yapılan cerrahi işlemler olarak tanımlanır. Modern periradiküler mikrocerrahi, özellikle dental

operasyon mikroskobu, ultrasonikler, modern mikrocerrahi aletler ve biyouyumlu retrograd dolgu malzemeleri gibi ileri tekniklerden yararlanır ve son derece başarılı tedavi sonuçları elde edilmektedir. Mikroskop, cerrahın patolojik değişiklikleri daha kesin bir şekilde değerlendirmesini ve patolojik lezyonları çok daha büyük bir hassasiyetle çıkarmasını sağlar, böylece ameliyat sırasında doku hasarını en aza indirir (33). Operasyon mikroskobu, hem yumuşak hem de sert doku yönetiminde cerrahi beceriyi geliştirir. Işık ve görünürlük, ameliyat sonrası prosedür için kritik öneme sahiptir; operasyon mikroskobu, cerrahi endodonti için uygun aydınlatma ve büyütme seviyeleri sağlar (4).

Dental operasyon mikroskobu, Apotheker tarafından 1981 yılında kullanıma sunulmuştur. Bu mikroskop yetersiz yapılandırmaya sahip olması ve ergonomik olarak kullanımının zor olduğundan kabul görmemiştir. 1992’de Dr. Gary Carr endodonti için ergonomik olarak yapılandırılmış, hemen hemen tüm endodontik işlemlerde kolay kullanım sağlayan bir operasyon mikroskobunu kullanıma sunmuştur (4, 86).

Kök apeksinin değerlendirilmesi, hazırlanması ve doldurulması gerçek mikrocerrahi prosedürlerdir ve büyütme altında yapılması gereken işlemlerdir. Operasyon mikroskobu endodontik mikrocerrahi için aşağıdaki avantajları sağlar:

- Cerrahi alan yüksek büyütme altında incelenebildiği için ekstra apikal foramen ve lateral kanallar gibi küçük ama önemli anatomik detaylar tespit edilip gerekli işlemler yapılabilir. Ayrıca, kök yüzeyindeki çatlak ya da kırık hattı, perforasyon varlığı gibi hasar belirtileri açısından büyük hassasiyetle incelenebilir.
- Görüş alanının artması ile hastalıklı dokular artık doku bırakılmadan tamamen çıkarılabilir.
- Yüksek büyütme altında osteotomi daha küçük (3-4 mm) yapılabilir ve bu daha hızlı iyileşme ve daha az postoperatif rahatsızlık ile sonuçlanır.
- Mikroskop kullanımı dik bir duruş gerektirdiğinden mesleki ve fiziksel stres azalır. Daha da önemlisi, klinisyenler çalışma alanını açıkça görebildiklerinden klinik ortam daha az stresli olur (33).

Operasyon mikroskobu ile endodontik mikrocerrahi işlemi gerçekleştirmeden önce,

konsept ile ilgili açıklığa kavuşturulması gereken bazı unsurlar vardır. Sanıldığı gibi aksine en yüksek büyütme, en iyi çalışma koşulunu her zaman sağlamaz. Endodontik mikrocerrahi işlemler için 30 kattan fazla büyütme ihtiyacı yoktur. Bu kadar yüksek büyütme hastanın en ufak hareketi, odağın bozulmasına neden olacaktır. Endodontik mikrocerrahide belli işlemler için doğru aralıklarda büyütme kullanmak, operasyon mikroskobunun işlevli bir şekilde kullanımını sağlayacaktır (4). Ayrıca mikroskop, cerrahi alana ulaşımı kolaylaştırır. Cerrahi sahaya ulaşım kısıtlıysa, operasyon mikroskobu ile aynı alan görülmeye çalışıldığında da bu sorun devam edecektir. Bununla birlikte, cerrahi sahaya düzgün bir ulaşım sağlandığında, büyütme ve iyi bir aydınlatma özelliği sayesinde operasyon mikroskobu ilgili alanın çok daha detaylı ve net görüntüsü elde edilebilecektir (33).

4.5. Retrograd Dolgu Materyalleri

Retrograd dolgu materyalinin kök-ucu kavitesine yerleştirilmesinin amacı, artık irritan maddelerin kök kanalından periradiküler dokulara sızmasını önleyen apikal tıkaçlama sağlamaktır (8).

İdeal bir retrograd dolgu materyalinde bulunması gereken özellikler şu şekildedir:

- Periapikal dokular tarafından tolere edilmelidir.
- İyi bir apikal sızdırmazlık sağlamalıdır.
- Dentin duvarına yapışabilmelidir.
- Boyutsal değişim göstermemelidir.
- Çözünmeye karşı dirençli olmalıdır.
- Sementogenezi desteklemelidir.
- Bakteriyosit veya bakteriostatik olmalıdır.
- Korozyona karşı dirençli olmalıdır.
- Kolayca hazırlanabilmeli ve uygulanabilmelidir.
- Yeterli çalışma ve uygulama süresine sahip olmalıdır.
- Biyouyumlu olmalıdır (8, 30, 87).

Diş hekimliğinde amalgam, cam iyonomer siman, çinko oksit öjenol ve güçlendirilmiş çinko oksit öjenol, kompozit rezinler ve biyoseramikler retrograd dolgu

materyali olarak kullanılmaktadır.

4.5.1. Amalgam

Retrograd dolgu materyali olarak en çok tercih edilen materyal olmuştur çünkü diş hekimliğinde uzun yıllardır en çok kullanılan materyaldir. Kolay elde edilebilir olması, manipülasyon kolaylığı ve radyoopasitesi gibi avantajlarının yanında yavaş sertleşme süresi, yumuşak dokuda renklenme yapması, korozyon oluşumu, başlangıç sızıntısı ve biyoyumluluğunun zayıf olması gibi dezavantajları bulunmaktadır (88-90).

4.5.2. Cam İyonomer Siman

Cam iyonomer simanlar, kalsiyum alümino-silikat cam parçacıkları ile aköz formdaki poliakrilik asidin reaksiyonu ile oluşur (30). Diş hekimliğinde birçok alanda kullanılan cam iyonomer simanların, retrograd dolgu materyali olarak da kullanımları önerilmiştir (91). Dentine fiziko-kimyasal olarak bağlanır, radyoopaktır, kolay uygulanır ve biyoyumludur. Siman kaviteye yerleştirilirken retrograd kavitenin nemle kontamine olması tıkaçlama yeteneğini olumsuz etkiler (92). Cam iyonomer simanların biyoyumlu olmaları ve dentine bağlanma gibi avantajları olsa da, neme duyarlı olması önemli bir dezavantajdır (88).

4.5.3. Çinko Oksit Öjenol ve Güçlendirilmiş Çinko Oksit Öjenol Simanlar

Kullanımı 1870'lere dayanan bu materyal, çinko oksit tozu ve öjenol sıvısı karıştırılarak elde edilir (30). Sitotoksik bir materyaldir. Çinko oksit öjenolün formülasyonu geliştirilerek daha dayanıklı, radyoopak ve çözünürlüğü azaltılmış materyaller oluşturulmuştur (30). Super etoksi benzoik asit (Super-EBA) ve intermediate restorative material (IRM) geliştirilmiş çinko-oksit öjenol simanlardır (93).

Super-EBA, likit kısmının öjenol miktarı azaltılıp, etoksi benzoik asit eklenmesi ile oluşturulmuştur. Bu sayede sertleşme süresi değiştirilmiş ve özellikleri iyileştirilmiştir. Super-EBA yüksek sıkışma ve gerilme dayanımı göstermesi, nötral pH'a sahip olması ve doku sıvılarında çözünürlüğünün düşük olması gibi çinko-oksit öjenolden daha iyi özelliklere sahiptir. Super-EBA, IRM'den farklı olarak kendi kendine de bağlanabildiği için tabakalama tekniğiyle yerleştirilebilir (94). IRM, polimetil metakrilat ile

güçlendirilmiş bir çinko oksit ve öjenol simandır. Retrograd dolgu materyali olarak IRM kullanımında toz oranı arttırıldığında, manipülasyon kolaylığı, daha kısa sertleşme süresi, düşük toksisite ve çözünürlük gibi avantajlar sağlar (95).

Hem Super-EBA hem de IRM biyouyumludur ve iyi sızdırmazlık özelliği gösterir. Super-EBA, IRM'nin üçte biri kadar öjenol içerir. Super-EBA nemli ortamda diş yapısına bağlanırken, IRM bağlanmaz. Retrograd dolgu maddesi olarak kullanılmak üzere Super-EBA, IRM'ye tercih edilir (88).

4.5.4. Kompozit Rezın ve Rezın İyonomer Hibritler

Kompozit rezınler, retrograd dolgu materyali olarak kullanılabilir. Kompozit rezınlerin polimerizasyon büzülmesi göstermesi nedeniyle marjinlerde boşluk ortaya çıkar. Dentin bağlayıcı ajan kullanımı, bu boşlukların elimine edilmesine yardımcı olabilir (96). İki kompozit rezın esaslı materyal, Retroplast ve Geristore, retrograd dolgu materyali olarak kullanılmak üzere geliştirilmiştir. Retroplast, 1984 yılında geliştirilen bir dentin-bağlayıcı kompozit rezındır. Gümüşün, iterbıyım triflorür ve ferrik oksit ile yer değiştirilmesiyle 1990 yılında formülasyonu değiştirilmiştir. Retroplast, kök apeksinde sement benzeri bir sert doku oluşumunu indüklemektedir. Rezın-iyonomer ve kompomer grubuna, kompozit rezınler ve cam iyonomerlerin çeşitli özelliklerini bir araya getirmesiyle oluşan Geristore ve Dyract hakkında yayınlanmış literatür sınırlı olsa da, retrograd dolgu maddeleri olarak kullanım için araştırılmıştır. Bu iki malzemenin, diş bağlanması için ışık aktivasyonu ve dentin-bağlayıcı ajan gerektirir (30). Kompozitler her ne kadar retrograd dolgu materyali olarak kullanılabilir olsalar da özellikle polimerizasyon büzülmesi sonucu oluşan boşluklar nedeniyle sızıntı, materyalin sertleşmesini olumsuz olarak etkileyen neme karşı olan hassasiyetleri, yeterli radyoopasiteye sahip olmamaları ve uygulama zorlukları gibi dezavantajları apikal tıkaçlama işleminin ideal bir şekilde gerçekleştirilmesine engel olur (88, 95).

4.5.5. Biyoseramikler

Biyoseramikler, tıpta ve diş hekimliğinde kullanılmak üzere özel olarak tasarlanmış seramik materyallerdir (14). Alümina, zirkonya, biyoaktif cam, cam seramik, kaplama ve kompozitler, hidroksiapatit ve emilebilir kalsiyum fosfat içerir (97, 98).

Biyoseramikler türlerine ve konak doku ile etkileşimlerine göre; “biyo inert” veya “biyo aktif” olarak ve biyo aktif seramikler de yeniden emilebilir veya emilemez olarak sınıflandırılabilir (98). Biyo inert terimi, materyalin biyolojik dokularla etkileşimde olmaması demektir. Biyo aktif ise çevreleyen dokular ile ara yüzey etkileşimlerine girebilen dokularda dayanıklı olmasıdır (14).

Günümüzde birçok biyoseramik materyal, tıpta ve diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Alümina ve zirkonya protez cihazları için kullanılan bio inert seramiklerdendir. Kemik defektlerini doldurmak için kalsiyum fosfat bazlı gözenekli seramikler kullanılmıştır. MTA gibi bazı bazik kalsiyum silikatlar diş hekimliğinde kök onarım materyali olarak ve retrograd dolgu için kullanılmıştır (99).

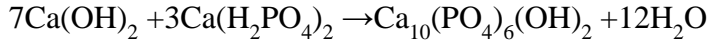
Biyoseramiklerin diş hekimliğinde popüler hale gelmesini sağlayan önemli avantajları bulunmaktadır. En önemli avantajı fiziksel özellikleri ile ilgilidir. Biyoseramikler yüksek derecede biyouyumludur, toksisite ve büzülme göstermez ve biyolojik ortamda kimyasal olarak kararlıdır. Ayrıca endodontide kullanımı için önemli bir avantaj olarak, dolgu veya kök perforasyon onarımı sırasında meydana gelen taşkınlığa karşı enflamatuvar yanıt oluşturmaz (99). Diğer bir önemli avantajı da sertleşme sırasında dentin ve dolgu materyali arasında hidroksiapatit ve bir bağ oluşturma kabiliyetidir. Kanal duvarı ile olan bu adaptasyon, materyalin hidrofilik özelliğinden dolayı kaynaklanmaktadır. Kısa sertleşme süresi, yüksek mekanik dayanıklılık, alkalik pH, yüksek radyoopasite, düşük porözite ve çözünürlük gibi avantajları da bulunmaktadır (100).

Biyoseramik teknolojisinin kullanımıyla ilişkili özelliklerin tam olarak anlaşılabilmesi için materyalin sertleşmesindeki hidrasyon reaksiyonunun bilinmesi gerekir. Kalsiyum silikat, kalsiyum silikat hidrat jeli ve kalsiyum hidroksit üretmek için toz hidratta bulunur. Kalsiyum hidroksit, hidroksiapatit ve suyu çökeltilmek için fosfat iyonlarıyla reaksiyona girer. Su, ilave jel benzeri kalsiyum silikat hidratı çökeltilmek için kalsiyum silikatlarla reaksiyona girmeye devam eder. Bu reaksiyon yoluyla tedarik edilen su, hidrasyon oranının ve sertleşme süresinin kontrolünde önemli bir faktördür (99).

Kalsiyum silikatın hidrasyon reaksiyonu:



Çökelme reaksiyonu:



Sertleşme süresi tamamlandığında, sıkı bir adaptasyon gösterir ve sızdırmazdır. Sertleşme sürecinde, ilk önce kalsiyum hidroksit oluşturan ve daha sonra kalsiyum ve hidroksil iyonlarına ayrılan hidrasyon reaksiyonu nedeniyle pH 12'nin üzerindedir. Bu nedenle sertleşme süresince materyal antibakteriyel özelliklere sahiptir. Tamamen sertleştiğinde ise materyal biyouyumlu ve hatta biyoaktiftir. Biyoseramik materyal doku sıvılarıyla temas ettiğinde, hidroksiapatit oluşturmak için doku sıvıları içindeki fosfatla etkileşime girebilen kalsiyum hidroksit salgılar. Bu özellik, materyalin doku-indüktif özelliğini açıklayabilir. Bioseramikler, pulpa kuafajı, pulpotomi, perforasyon onarımı, retrograd dolgu ve kapalı apeksli dişlerde kök kanal patı olarak kullanımı önerilmiştir (13).

MTA ve Biodentine'in toz ve likit formu bulunur ve kullanım öncesi üretici firma talimatına göre karıştırılarak hazır hale getirilirken; 2007 yılında Kanadalı araştırmacılar daha önceden karıştırılmış (premixed); kullanıma hazır (ready-to-use) kalsiyum silikat esaslı iRoot SP'yi geliştirmişlerdir. Daha sonra 2008 yılında Kuzey Amerika'da EndoSequence Root Repair Material (ERRM), BioAggregate (Innovative BioCeramix) gibi materyaller üretildi. Son olarak ise TotalFill Root Repair Material (TotalFill BC RRM) piyasaya sürüldü (13).

4.5.5.1. MTA

Mineral trioksit agregat (MTA), endodontik tedavide yaygın olarak kullanılan ek ağır metaller içeren bir biyoseramik materyaldir (13). MTA'nın orijinal formülasyonu 1990'lı yıllarda geliştirilmiş ve Dentsply International tarafından üretilmiş ve retrograd dolgu materyali olarak ilk defa Torabinejad ve ark. (8) tarafından kullanılmıştır. MTA tozu, dikalsiyum silikat, trikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat, alçıtaşı, tetrakalsiyum

alüminoferrit ve bizmut oksidin bir karışımıdır. Likiti ise steril sudur. Toz/likit oranı 3/1'dir. Bizmut oksit radyopak özelliğini vermektedir. MTA'nın gri ve beyaz olmak üzere 2 formu bulunmaktadır. Pulpa kuafajında, retrograd dolgu materyali olarak, apeksifikasyon ve perforasyon tamirinde yaygın kullanımı bulunmaktadır (100).

MTA, toz kısmının, steril distile su ile karıştırılması sonucu elde edilir. Karışım, nemli ortamda hidrate olarak koloidal jel haline gelir ve yaklaşık 4 saat içerisinde sertleşir. MTA hidrofilik karakteri sayesinde nemden olumsuz etkilenmez. MTA'nın başlangıç pH'ı 10,2 olup, sertleştiğinde pH'ı 12,5'e kadar çıkar (9, 10).

MTA doku sıvısı ile karşılaştığında aşağıdaki fiziko-kimyasal olaylar gerçekleşir:

- MTA'nın hidrasyonu sonucu kalsiyum hidroksit oluşur (101). Kalsiyum hidroksit ortamın pH'sını alkali hale getirir böylece hücre proliferasyonu artar (102).
- Alkali pH, antibakteriyel bir ortam oluşturur ve sitokin üretimini tetikler. Sert doku oluşumunu sağlayan hücreler bu bölgeye göç eder (103).
- MTA yüzeyinde hidroksiapatit yapısı oluşur ve oluşan bu tabaka biyolojik sızdırmazlık sağlar (102).

MTA'nın avantajları:

- Sertleşme sırasında neme gereksinim duyar,
- Tıkaçlama özelliği iyidir,
- Biyouyumludur,
- Kalsiyum hidroksite benzer şekilde sert doku oluşumunu indükler,
- Sitotoksik etkisi çok fazla değildir,
- Yüksek pH'ı nedeniyle antibakteriyel özellik gösterir (9, 10, 43, 104, 105).

Dezavantajları:

- Manipülasyonu zordur,
- Pahalıdır,
- Gri MTA renkleşme yapabilir,
- Sertleşme süresi uzundur (9, 106).

Torabinejad ve ark.(8)'nin yaptıkları bir çalışmada Süper-EBA, MTA ve amalgamın mikrosızıntı değerleri karşılaştırılmış ve mikrosızıntı değeri en düşük materyalin MTA olduğu rapor edilmiştir. Torabinejad ve ark.(9)'nin yaptıkları başka bir çalışmada ise MTA'nın, Super-EBA ve IRM'den daha radyopak olduğu bildirilmiştir. Sanchez ve ark. (107) MTA'nın, Super-EBA, IRM ve amalgama göre çevre dokular ile daha yüksek biyouyumluluk gösterdiğini belirtmişlerdir. Torabinejad ve ark. (108) MTA, Super-EBA ve IRM'nin retrograd dolgu materyali olarak marjinal adaptasyonlarını incelemişler ve MTA'nın daha yüksek adaptasyon gösterdiğini rapor etmişlerdir. Bu çalışmaların ışığında MTA günümüzde altın standart olarak kabul görmektedir.

4.5.5.2. Biodentine

Biodentine, inorganik bazlı, ikinci jenerasyon ve dentin yerine geçebilen biyomateryal olarak tanımlanan bir trikalsiyum silikattır (Ca_3SiO_5) (11). Tozu; trikalsiyum silikat, kalsiyum karbonat, zirkonyum oksit, dikalsiyum silikat, kalsiyum oksit, demir oksit, likiti ise kalsiyum klorür çözeltisidir (12, 109). Zirkonyum oksit radyopaklaştırıcı olarak kullanılır. Likitinde bulunan kalsiyum klorür sertleşme süresini kısaltır (110). Biodentine'in kapsül içerisinde bulunan toz kısmına, üretici firma talimatına uygun olarak likit eklenir ve amalgamatörde karıştırılarak hazır hale getirilir. Ca_3SiO_5 siman ilk olarak, perforasyon tamirinde ve direkt kuafajda pulpa ile temas halinde kullanılmak üzere tanıtılmıştır (111).

Biodentine'in avantajları:

- MTA'ya göre daha kısa sertleşme süresine (yaklaşık 10-12 dakika) sahiptir (13).
- Dentine benzer sıkıştırma dayanımı gösterir (13).
- Arttırılmış sıkıştırma dayanımı, bağlanma dayanımı ve yoğunluğa sahiptir (93).
- Hızlı kalsiyum hidroksitin oluşumu, kalsiyum iyonlarının birleşme derinliğinin artması ve yüksek salınımları gibi biyolojik özellikler gösterir (12).

Dezavantajları:

- Pahalıdır (106).
- Kapsül halinde hazırlandıkları için az miktarda kullanım gerektiren durumlarda geri kalan materyal ziyan olur (13).

Caronna ve ark. (112) yaptıkları bir çalışmada, kuru ve nemli ortamda Biodentine'in mikrosertliğini incelenmişlerdir. ProRoot MTA, EndoSequence Root Repair Material ve Biodentine'in farklı nem oranlarında yüzey sertliklerini değerlendirilmişler ve ortamın kuru veya nemli olmasının Biodentine'in mikrosertliğini etkilemediğini rapor etmişlerdir. MTA'nın Endosequence RRM ve Biodentine ile karşılaştırıldığında ise nemli ve kuru ortamlarda yüzey sertliğinin etkilendiği bildirilmiştir.

Agrafiotti ve ark. (113) beyaz MTA ve Biodentine'in mikrosızıntı değerlerini sıvı filtrasyon testi yardımıyla ölçülmüşler ve her iki materyalin mikrosızıntı değerlerinin klinik kullanıma uygun olduğunu ancak asidik ortamda MTA'nın daha düşük mikrosızıntı değerine sahip olduğunu rapor etmişlerdir.

Kaup ve ark. (114), ProRoot MTA ve Biodentine'in çözünürlük değerlerini ISO 6876 standartları doğrultusunda değerlendirmişler ve ProRoot MTA'nın çözünürlük değerinin daha düşük olduğunu rapor etmişlerdir.

4.5.5.3. TotalFill BC RRM

TotalFill BC RRM (bioceramic root repair material); kalsiyum silikat, zirkonyum oksit, tantal oksit ve kalsiyum fosfattan oluşan biyoseramik kök tamir materyalidir. Biyoseramikler, sertleşme için sıvı varlığı gerektirir ve bu nedenle çok hidrofiliktir. TotalFill BC RRM Putty için sertleşme süresi, üretici firmaya göre yaklaşık 2 saattir. Fast-Set Putty ise daha kısa bir sertleşme süresine (20 dk) sahiptir. Kısa sertleşme süresi MTA'ya göre ek bir avantaj sağlar (106). Pulpa kuafajı, pulpatomi, perforasyon tamiri, kök-kanal dolgu materyali olarak ve açık apeksli dişlerde kök-ucu tıkaçlamasında kullanılabilir (13).

Biyoseramik materyallerin önceden karıştırılmış (pre-mixed) formu ilk olarak 2008 yılında EndoSequence ticari ismi ile Kuzey Amerika'da Brasseler firması tarafından piyasaya sürülmüştür. Son zamanlarda ise aynı içeriğe sahip, önceden karıştırılmış olarak kullanıma hazır halde bulunan TotalFill, güncel bir retrograd dolgu materyali olarak FKG firması tarafından Avrupa bölgesinde piyasaya sürülmüştür (13, 14, 115).

TotalFill'in avantajları:

- Hidrofiliktir,

- Çözünmez,
- Radyoopaktır,
- Alüminyum içermez,
- Yüksek pH'a sahiptir ve antibakteriyel özellik gösterir,
- Sertleşmesi için neme ihtiyacı vardır,
- Karıştırılmalarına gerek olmadan hazır halde bulunur,
- Sertleşme süresi kısadır (13).

Dezavantajları:

- Pahalıdır (106),
- Sertleşme süreci tamamlandıktan sonra uzaklaştırılması zordur (106).

AlAnezi ve ark. (116), EndoSequence RRM, beyaz ve gri MTA'nın sitotoksitelerini inceledikleri çalışmalarında, gruplar arasında anlamlı bir farklılık bulunmadığını ve EndoSequence'in MTA ile benzer hücre canlılığı gösterdiğini rapor etmişlerdir.

Kamal ve ark. (117), TotalFill ile Biodentine'i direkt pulpa kuafajında kullanmışlar ve verdikleri enflamatuar cevabı değerlendirmişlerdir. Birinci ay sonunda enflamatuar cevap olarak aralarında anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. Bu durum materyallerin özellikleri ile ilişkilendirilmiştir. TotalFill, Biodentine ile karşılaştırılabilir bir alkaline pH'a sahiptir ve hidroksiapatit oluşumunu tetikler. Sert doku oluşumuna olanak sağlayan Ca^{+2} salınımını sağlar.

Kohli ve ark. (118), koronal renkleşme açısından TotalFill'i; Biodentine, beyaz ve gri MTA ile karşılaştırmışlar ve TotalFill ve Biodentine'in klinik olarak renkleşmeye neden olmadığını; beyaz ve gri MTA'nın ise renkleşmeye neden olduğunu bildirmişlerdir.

Lertmalapong ve ark. (119), TotalFill BC RRM'i açık apeksli dişlerde kullanmışlar ve materyal ile kök-ucu dentini arasında boşluklu alanların yüzdesinin yüksek oranda olduğunu rapor etmişlerdir. Ayrıca en iyi sızdırmazlık ve marjinal adaptasyonun, 3-4 mm kalınlıkta yerleştirme ile sağlandığını bildirmişlerdir.

4.6. Endodontik Cerrahi Alanında Mikrosızıntı

Retrograd dolgu yerleştirilmesinin amacı, geleneksel ortograd dolgunun sızdırmazlığının şüpheli ya da yetersiz olduğunda kök kanalı ile periapikal dokular arasında etkili bir bariyer oluşturmaktır (120). Retrograd dolgu kullanılmasıyla kök kanalında kalıcı bir tıkaçlama ile mikroorganizma ve toksinlerinin apikal foramenden sızması engellenir (121). Retrograd dolgu yerleştirilmiş bir kökün apeksinde sızıntı oluşmasına neden olabilecek iki yol vardır. Birincisi, dolgu materyali ile kanal duvarı arasındaki ara yüz boyunca olan apikal mikrosızıntıdır. İkinci yol ise, rezeke kök-ucunda geçirgen apikal dentinde açık tübüller boyunca sıvıların ve maddelerin akışıdır. Bu iki yol boyunca oluşan sızıntı "apikal sızıntı" olarak adlandırılabilir (120).

4.6.1. Marjinal Adaptasyon

Marjinal adaptasyon, bir dolgu materyalinin kavite duvarına yakınlık derecesi ve kenetlenmesi olarak tanımlanmıştır (15). Retrograd dolgu materyali ve kök-ucu kavite duvarları arasında iyi bir adaptasyon sağlanması ile mikrosızıntı oluşumu önlenir. Materyalin marjinal adaptasyonundaki başarısızlığı, materyal ve dentin duvarı arasındaki ara yüzeydeki çatlak ve boşlukların varlığı, apikal sızıntıya yol açarak tedavinin başarısızlığına yol açabilir (53).

Marjinal adaptasyonun değerlendirilmesinde iki temel yöntem kullanılmaktadır; ışık mikroskobu ve taramalı elektron mikroskobudur (15). Ayrıca konfokal lazer taramalı mikroskop (122) ve mikro-bilgisayarlı tomografi (123) de kullanılmaktadır.

4.6.1.1. Işık Mikroskobu (Light Microscopy)

Koike ve ark. (15), tarafından ışık mikroskobunun üzerine monte edilmiş bir vida mikrometresinin kullanımı bildirilmiştir. Işık mikroskobunun, 1024x'e kadar büyütme yeteneği ifade edilir. Materyal silindirik dentin kavitesine yerleştirilerek, hacimsel büzülme yüzdesini belirlemek ve marjinal boşlukları doğru bir şekilde tespit etmek için kullanılmaktadır.

4.6.1.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

SEM (scanning electron microscopy), elektronları kullanarak numune yüzeyinden yüksek çözünürlüklü görüntü almaya yarayan sistemdir (124). Bir numuneyi bir elektron

ışınıyla taranan bir görüntüde izleyerek detayların yüzey bilgisini sağlar (125). Dış hekimliğinde ilk defa SEM kullanılması 1970 yılında Lee ve Schwartz (126)'ın kompozit rezinlerin yüzey özellikleri ve marjinal adaptasyonlarını inceledikleri çalışmada rapor edilmiştir.

SEM'in tasarımı, birincil elektron ışınının numune ile etkileşimine ve etkileşimin bir sonucu olarak herhangi bir enerji formundan oluşan bir sinyalin tespitine bağlıdır. X ışınları, elektronlar ve fotonlar gibi olası sinyaller; her biri uygun şekilde tasarlanmış ve konumlandırılmış bir dedektör gerektirir. Dalgalanan sinyal, uzay ve zaman içerisinde ardışık noktadaki durumu tanımlar. Numunenin görüntüsü, değişken bir zaman aralığı boyunca taranan tüm uzay noktalarının entegrasyonu ile üretilir. Büyütme, sabit ekran alanı üzerinden belirlenmiş ve değişken olarak taranmış bir kısmın görüntülenmesidir. Görüntü kalitesi ve çözünürlüğü; elektron kaynağının voltajı, ışının çapı, kullanılan herhangi bir diyafram açıklığı, numunenin odaklanan lensin yüksekliği ve tarama hızı gibi değerler ile değiştirilebilir (124).

Numunelerin SEM'de incelenmesi ile yüzeyin oldukça detaylı bir şekilde görüntülenmesi sağlanarak, görüntüler üzerinde çizgisel ve alansal ölçümler yapılmasına olanak tanır (127). Ayrıntılı üç boyutlu ve topografik görüntüleme ve farklı dedektörlerden toplanan çok yönlü bilgileri içerir. Ek olarak dijital biçimde veri üretilmesine izin vermektedir. Tüm numunelerin vakum odasına yerleştirilmeden önce hazırlanması gerekmesine rağmen, çoğu SEM numunesi minimum hazırlık işlemleri gerektirir (125). Önemli derecede artırılmış alan derinliği, gözlem altında iken numuneye potansiyel erişim ve yüzeylerdeki hem elektriksel hem de kimyasal değişimleri tespit edebilme gibi avantajları da bulunmaktadır (128).

Numunelerin yüksek vakum altında incelenmesi, sert doku numunelerinde çatlak oluşumu, dolgu materyalinin dış dokusundan ayrılması ve dış veya dolgu materyalinde genleşme veya büzülme gibi durumlara neden olabilir (129).

Yüksek büyütme ve iyi çözünürlük sağladığı için SEM'in, laboratuvar çalışmalarında kök kanal ve retrograd dolgu materyallerinin marjinal adaptasyonunu değerlendirmek için en sık kullanılan araç olduğu görülmektedir (17, 20, 27, 129-131).

4.6.1.3. Konfokal Lazer Taramalı Mikroskop (CLSM)

Ravichandra ve ark. (122), retrograd dolgu materyalinin marjinal adaptasyonun değerlendirilmesinde konfokal lazer taramalı mikroskobu (confocal laser scanning microscope) kullanmışlardır. CLSM'nin birincil avantajı, seri olarak ince (0,5 ila 1,5 mikrometre) optik bölümleri, 50 mikrometreye veya daha fazla değişen bir kalınlığa sahip floresan numuneler vasıtasıyla üretme yeteneğidir. Görüntü serisi, her adımda sıralı görüntü elde etme ile mikroskop ince odaklama mekanizmasındaki (bir step motor kullanarak) artan değişiklikler koordine edilerek toplanır. Görüntü bilgisi, numunedeki uzak konumlardan kaynaklanan sinyallerle karmaşılaştırılmak yerine iyi tanımlanmış bir düzlemle sınırlandırılmıştır.

4.6.1.4. Mikro-bilgisayarlı Tomografi

Yüksek çözünürlüklü mikro-bilgisayarlı tomografi (mikro-BT), diş hekimliğinin farklı alanlarında umut verici uygulamalara sahip; yeni ortaya çıkan bir teknolojidir (132). Sanal dilimler, tomografi taramalarının üç boyutlu (3D) rekonstrüksiyonlarında kolayca oluşturulabilir ve bu da kökleri kesmeye olan ihtiyacı ortadan kaldırır. Böylece bölümlenme sırasında dişlerde meydana gelebilecek mekanik hasardan dolayı artefakt oluşumu engellenmiş olur. Bu yöntem, gütta-perka, dentin ve boşluk ara yüzlerini yüksek çözünürlükte gösterir; doku ve materyaller arasındaki ilişkiler mikrometre uzunluk ölçeğinde ve 3D olarak ölçülebilir (133).

Bu çalışmada, lazer ve ultrasonik sistemler ile hazırlanan kök-ucu kavitelere yerleştirilen farklı retrograd dolgu materyallerinin marjinal adaptasyonlarının SEM kullanılarak incelenmesi amaçlanmıştır.

5.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu *in vitro* çalışmanın etik kurul onayı, Kocaeli Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan KÜ GOKAEK 2017/217 araştırma proje numarası, KÜ GOKAEK 2017/1022 karar numarasıyla 19.07.2017 tarihinde alınmıştır ve Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Birimi tarafından 2017/083 numaralı proje ile desteklenmiştir.

Çalışmamızın deney aşamaları, Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda, örneklerin altın kaplanması Sakarya Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü Termal Sprey Laboratuvarı'nda ve görüntüleme aşaması Kocaeli Üniversitesi Makine Mühendisliği'nde gerçekleştirilmiştir.

5.1. Çalışmaya Dahil Edilen Dişlerin Seçimi

Çalışmamızda 90 adet çekilmiş tek kök, tek kanallı üst çene santral insan dişi kullanıldı.

- Daha önce endodontik tedavi görmeyen, kırıksız, kanal eğimi az, kök yüzeyinde eksternal rezorbsiyon içermeyen ve kök-ucu kapanmış dişler çalışmaya dahil edildi.
- Alınan bukko-lingual ve mesio-distal radyografilerde iki kanal içeren ve internal rezorbsiyon gözlenen dişler çalışmadan çıkarıldı.
- Diş seçiminde kök boyutlarının ve kök kanal genişliklerinin birbirine yakın olmasına dikkat edildi.
- Dişler deney aşamasına kadar oda sıcaklığında %0,12'lik Kloramin T solüsyonunda bekletildi.

5.2. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda kullanılan dişler silindirik uçlu elmas frezler (DIA.TESSIN, Vanetti, İsviçre) ile kök boyları 15 mm olacak şekilde kuron kısımlarından kesildi. 15 numaralı paslanmaz çelik K tipi el eğeleri (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) kanal yolunun devamlılığını teyit etmek için kök kanallarına yerleştirildi. Çalışma boyu operasyon mikroskobu altında, 15 numaralı K tipi eğenin apikal foramen sınırına kadar ilerletilmesi ve kanal eğesine takılı silikon stoperin koronal referans noktasında sabitlenmesi sonucu elde edilen mesafeden 0,5 mm çıkarılarak tespit edildi.

Kök kanalları, ProTaper Next nikel titanyum döner alet sistemi (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) kullanılarak üretici firmanın önerileri doğrultusunda belirlenen hız ve tork değerlerinde VDW SILVER endomotor (VDW GmbH, Münih, Almanya) yardımıyla şekillendirildi (Resim 1). Sırasıyla ProTaper Next sistemine ait X1 (0.17/.04), X2 (0.25/.06), X3 (0.30/.07) ve X4 (0.40/.06) eğeleri ile çalışma boyuna kadar genişletme yapıldı (Resim 2) ve her eğe arasında 1 ml olacak şekilde %2,5 konsantrasyondaki sodyum hipoklorit (NaOCl) solüsyonu ile kanallar irrigate edildi. Kanalların şekillendirilmesi bittikten sonra sırasıyla her biri 5'er ml olacak şekilde %2,5'luk NaOCl, %17'lik etilendiamin tetraasetik asit (EDTA) (Wizard, Rehber Kimya, İstanbul, Türkiye) ve %2,5'luk NaOCl ile irrigate edildi. Kök kanalları kağıt konlar (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) ile kanal içerisinde nem kalmayınca kadar kurutuldu. Kurulanan kanallar 0.02 taperlı güttaperka (Diadent, Choongchong Buk Do, Kore) ve AH Plus (Dentsply-DeTrey, Konstanz, Almanya) kanal patı ile lateral kondenzasyon tekniği kullanılarak dolduruldu. Kanal patının iyice sertleştiğinden emin olmak için dişler, 1 hafta süre ile 37°C'de %100 nemli ortamda muhafaza edildi.



Resim 1. VDW Resiproc Endomotor (VDW GmbH, Münih, Almanya)



Resim 2. ProTaper Next döner alet sistemi (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre)

5.3. Apikal Rezeksiyon İşleminin Gerçekleştirilmesi

Deney grubundaki tüm örneklerin kök uçları 3 mm kadar, kökün uzun aksına dik olacak şekilde su soğutması altında yüksek devirli başlık kullanılarak elmas silindir frez (DIA.TESSIN, Vanetti, İsveç) (Resim 3) ile kesildi.



Resim 3. Apikal rezeksiyon için kullanılan elmas silindir frez (DIA.TESSIN, Vanetti, İsveç)

Sonrasında örnekler, kök-ucu preparasyonu tekniği ve kök-ucu dolgu materyali göz önünde tutularak rastgele her grupta (n=15) olacak şekilde altı gruba ayrıldı.

Grup 1 (US+MTA) : Ultrasonik uç ile kök-ucu preparasyonu, ProRoot MTA retrograd dolgu

Grup 2 (US+Biodentine): Ultrasonik uç ile kök-ucu preparasyonu, Biodentine retrograd dolgu

Grup 3 (US+TotalFill): Ultrasonik uç ile kök-ucu preparasyonu, TotalFill BC RRM retrograd dolgu

Grup 4 (Lazer+MTA): Lazer uç ile kök-ucu preparasyonu, ProRoot MTA retrograd dolgu

Grup 5 (Lazer+Biodentine): Lazer uç ile kök-ucu preparasyonu, Biodentine retrograd dolgu

Grup 6 (Lazer+TotalFill): Lazer uç ile kök-ucu preparasyonu, TotalFill BC RRM retrograd dolgu

Yukarıdaki gruplara göre dişlerin kök-uçlarında ultrasonik uçlar veya lazer uçları ile 3 mm derinliğinde ve yaklaşık 1 mm çapında standart kaviteler hazırlandı. Dişlerin hazırlık sürecindeki tüm ölçüm aşamalarında, periodontal sond üzerindeki rehber çizgilerden yararlandı. Çalışmamızın ultrasonik grubunda Ultrasonik sistem (EMS miniMaster Piezon, Nyon, İsviçre) ile cihazın el aletine anahtar yardımıyla 180° açılı eğe tutucu (EMS Elektro Medikal Sistem SA, Nyon, İsviçre) ve retrograd elmas kaplı uç (DT-060/ Berutti, EMS, LeSentier, İsviçre) kullanıldı (Resim 4,5). Üretici firmanın talimatları doğrultusunda hazne serum fizyolojik ile doldurularak cihaz “Endo” modunda, maksimum su çıkışıyla ve orta güçte kullanıldı.



Resim 4. Ultrasonik sistem (EMS miniMaster Piezon, Nyon, İsviçre)



Resim 5. 180° açılı eğe tutucu (EMS Elektro Medikal Sistem SA, Nyon, İsviçre) ve Retrograd elmas kaplı uçlar (DT-060/ Berutti, EMS, LeSentier, İsviçre)

Lazer grubunda ise; Er,Cr: YSGG Sert doku lazeri (Waterlase iPlus/MD Gold, Biolase, CA, ABD) ile 3,5 W güç ayarında, 20 Hz (pps) atım sıklığında % 55 su ve % 65 hava soğutması altında 600 µm çap ve 6 mm uzunluğundaki MGG6 safir uçlar non-

kontakta modda kullanılarak kaviteler açıldı (Resim 6-8).



Resim 6. Er;Cr YSGG Sert doku lazeri (Waterlase iPlus/MD Gold, Biolase, CA, ABD)



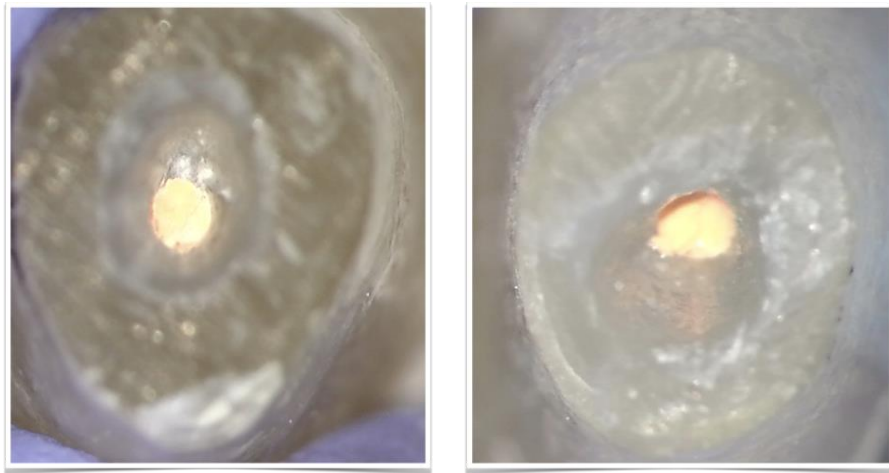
Resim 7. Çalışmamızda kullandığımız lazer cihazının uygulama parametreleri (Waterlase iPlus/MD Gold, Biolase, CA, ABD)



Resim 8. 600 μm çap ve 6 mm uzunluğunda MGG6 safir uç ile örnek kavite preparasyonu

Kavite preparasyonu yapılırken her 5 örnekte bir eski uçlar yenileri ile değiştirildi. Kavite preparasyonları lup (Carl Zeiss EyeMag Smart, Jena, Almanya) ve aydınlatma (Schott AG, Mainz, Almanya) yardımıyla x2,5 büyütmede yapıldı.

Kök-ucu kaviteleri hazırlandıktan sonra her bir kavite 1 ml serum fizyolojik ile yıkandı ve ardından kağıt konular ile kurutuldu (Resim 9). Dişler, kök-ucu dolgu materyalleri kavitelere yerleştirilene kadar nemli gazlı beze sarılarak bekletildi.

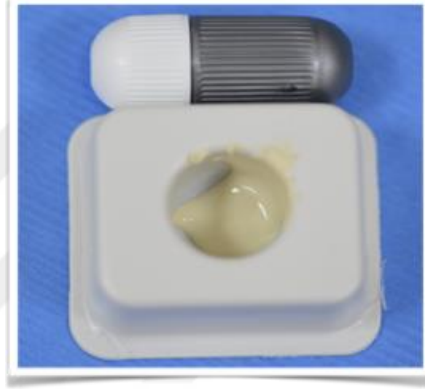
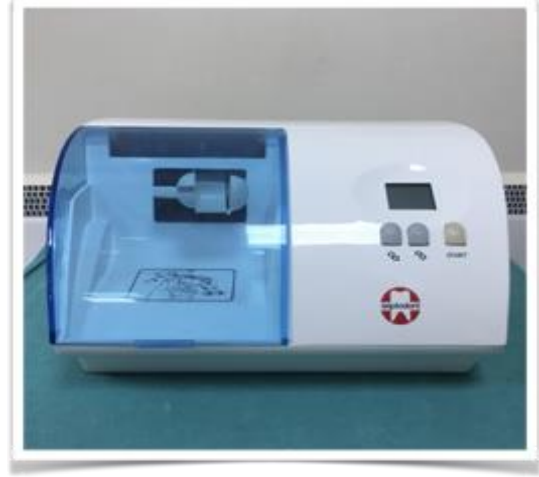


Resim 9. Operasyon mikroskobunda x2,5 büyütme altında farklı açılardan kavite örnekleri

Kök-ucu dolgu materyalleri üretici firmalarının önerileri doğrultusunda hazırlandı. ProRoot MTA (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, ABD), toz ve likit oranı 3:1 olacak şekilde karıştırılarak hazırlanırken (Resim 10), Biodentine (Septodont, Saint Maur des Fossés, Fransa) kapsül içerisinde yer alan toza beş damla likit damlatılması sonrasında kapsülün amalgamatörde 30 sn karıştırılması ile hazırlandı (Resim 11). TotalFill (FKG, La Chaux-de-Fonds, İsviçre) ise putty formunda kullanıldı (Resim 12).



Resim 10. ProRoot MTA (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, ABD)



Resim 11. Biodentine kapsülü (Septodont, Saint Maur des Fossés, Fransa), amalgamatör ve karıştırılmış haldeki Biodentine siman

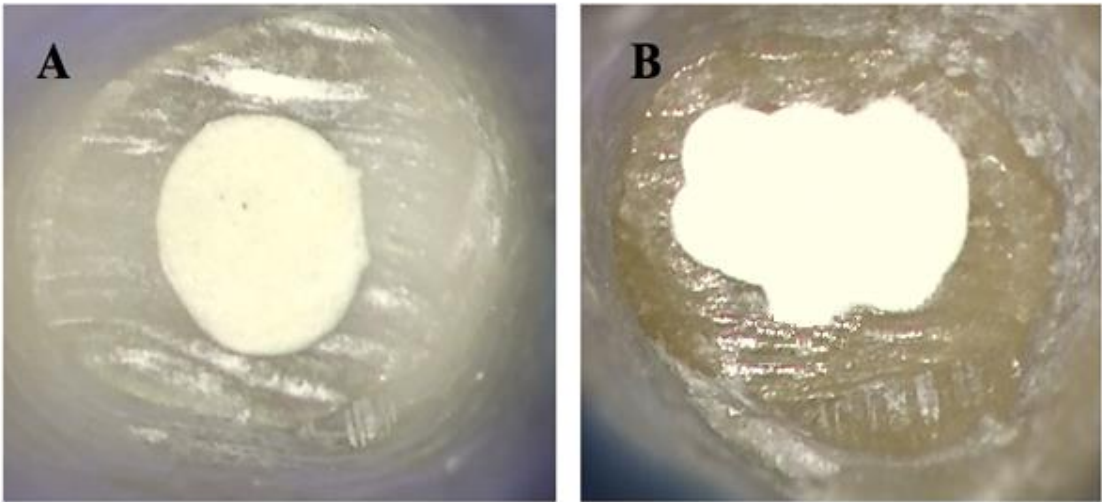


Resim 12. TotalFill BC RRM Putty (FKG, La Chaux-de-Fonds, İsviçre)

ProRoot MTA, kök-ucu kavitelere 1,2 mm çaplı MTA tabancası (Cerkamed, Polonya), Biodentine ve TotalFill ise ağız spatülü ile kavitelere taşındı (Resim 13) ve operasyon mikroskobunda x2,5 büyütme altında plugger ile kavitelere yerleştirildi (Resim 14,15,16). Tüm örnekler 24 saat boyunca nemli ortamda bekletildi.

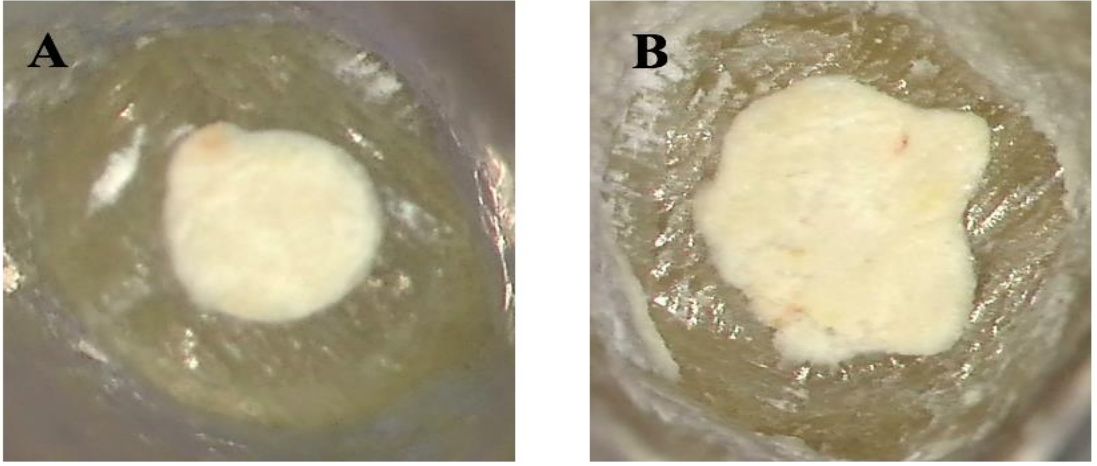


Resim 13. Retrograd dolguların taşıyıcı ile kaviteye aktarılması

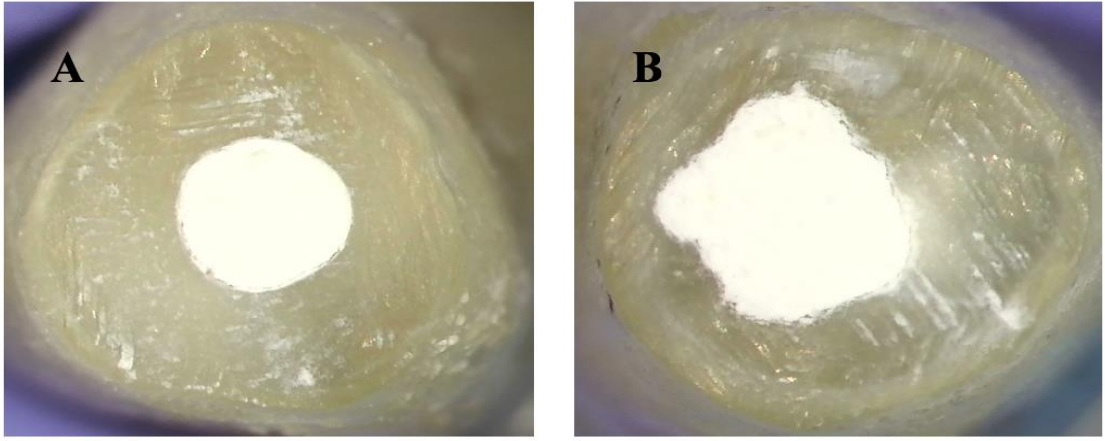


Resim 14. x2,5 büyütme altında ProRoot MTA yerleştirilmiş kavite örnekleri A:

Ultrasonik uç ile hazırlanmış kavite, B: Lazer uç ile hazırlanmış kavite



Resim 15. x2,5 büyütme altında Biodentine yerleştirilmiş kavite örnekleri A: Ultrasonik uç ile hazırlanmış kavite, B: Lazer uç ile hazırlanmış kavite



Resim 16. x2,5 büyütme altında TotalFill BC RRM yerleştirilmiş kavite örnekleri A: Ultrasonik uç ile hazırlanmış kavite, B: Lazer uç ile hazırlanmış kavite

Kenar uyumu analizi SEM altında incelenecek yüzeylerin hazırlanmasında Rosa ve ark. (17)'lerinin uyguladıkları yöntem kullanıldı. Dişlerin dikey kesitleri için dış yüzeyinde ve dolgu materyallerinin sonlandığı bölgenin 1 mm kadar uzağında uzunlamasına aerotöre takılı elmas silindir frez ile dentin uzaklaştırıldı. Böylelikle dolgu materyallerinin üzerinin 1 mm kalınlığında ince bir dentin tabakası ile örtülü hale gelmesi sağlandı. Bu aşamadan sonra zımpara ile 1 mm'lik dentin tabakası, dolgu materyallerine zarar verilmeden operasyon mikroskobu altında kontrollü bir şekilde uzaklaştırıldı (Resim 17).



Resim17. Kesiti alınmış diş örneği

5.4. SEM incelemesi

Altın kaplama öncesi tüm dişler dehidrate edildi. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) incelemeleri için örnekler Sakarya Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendislik Fakültesi Termal Sprey Araştırma Merkezi Uygulama Laboratuvarı'nda mevcut olan kaplama cihazı (Cressington Sputter Coater 108auto, Watford, İngiltere) ile 20 mA akımda 30 sn altın ile kaplandı (Resim 18,19).



Resim 18. Altın kaplama cihazı (Cressington Sputter Coater 108auto, Watford, İngiltere)

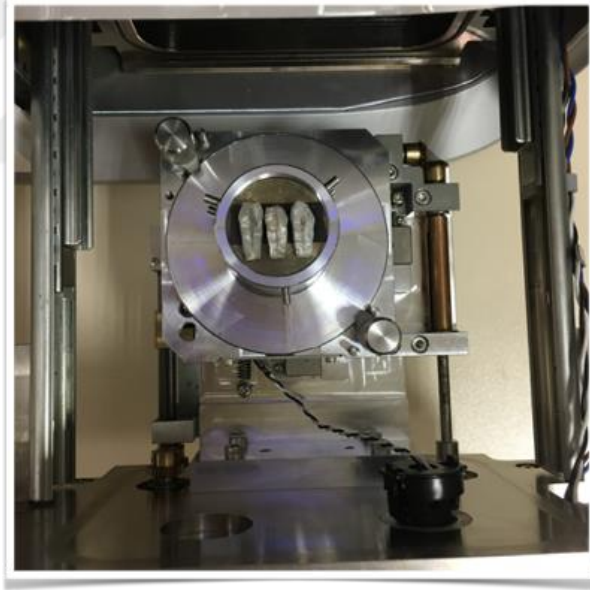


Resim 19. Altın kaplanmış ve SEM’de görüntülenmeye hazır diş örnekleri

Kaplama işlemi tamamlanan örnekler Kocaeli Üniversitesi Makine Mühendisliği Fakültesi Ar-Ge Laboratuvarı’nda bulunan Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) (Jeol JCM 6000 Plus, JEOL, Tokyo, Japonya) ile yüksek vakumda sekonder elektron (SE) modda incelendi (Resim 20, 21).

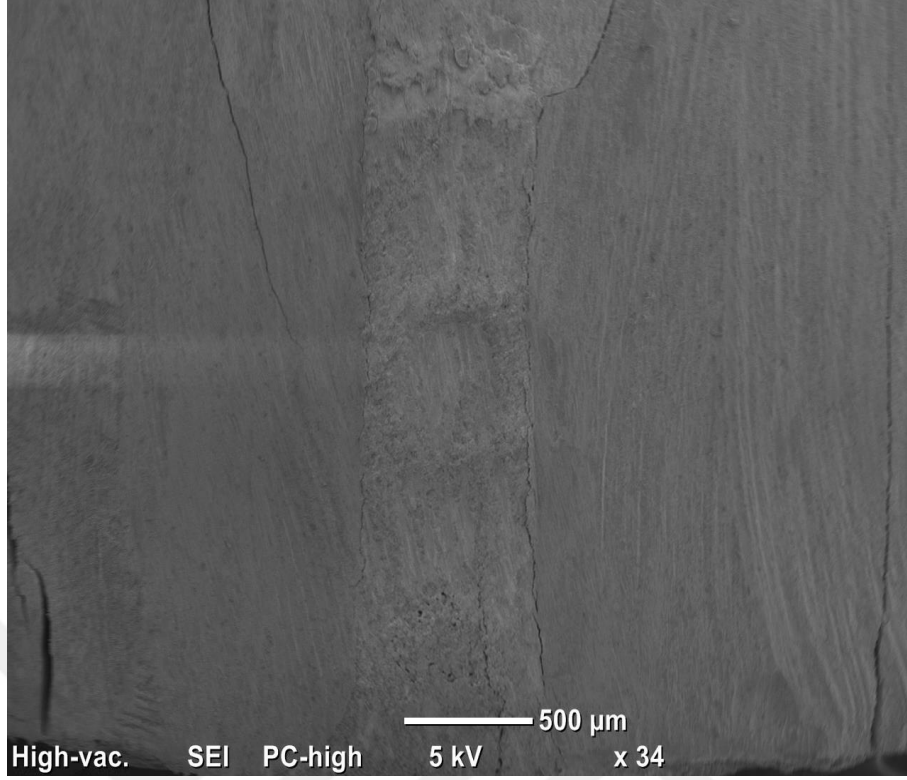


Resim 20. SEM cihazı (Jeol JCM 6000 Plus, JEOL, Tokyo, Japonya)



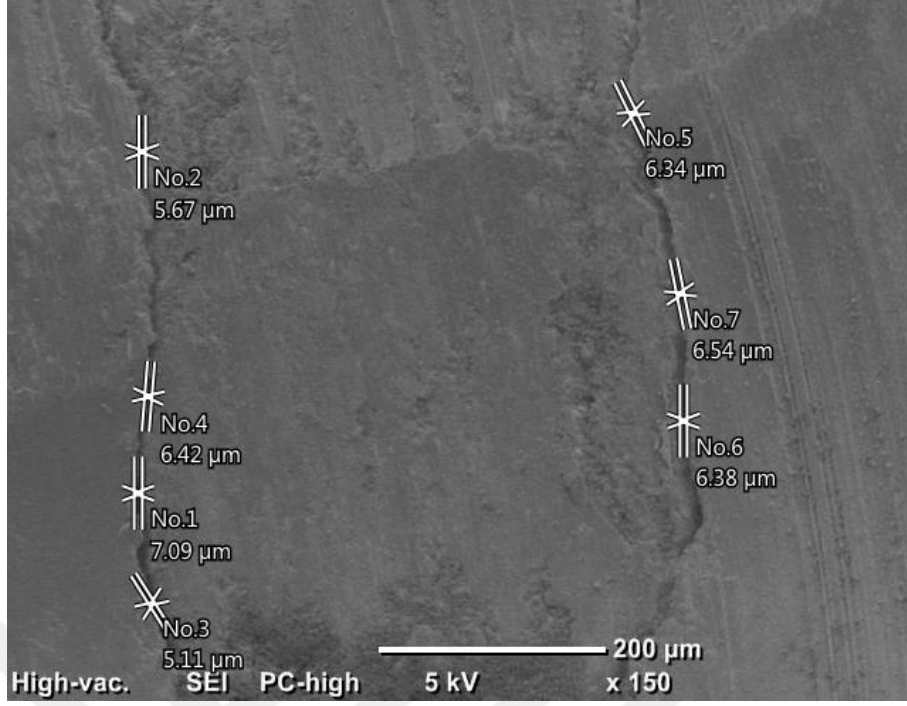
Resim 21. Görüntülenme öncesi örneklerin SEM cihazına yerleştirilmesi

İlk olarak örneklerin Image J programında analiz edilebilmeleri için tüm bölgeyi içine alan yüksek vakumda 5-10 kV ve x34 büyütme altında mikrografları alındı (Resim 22).

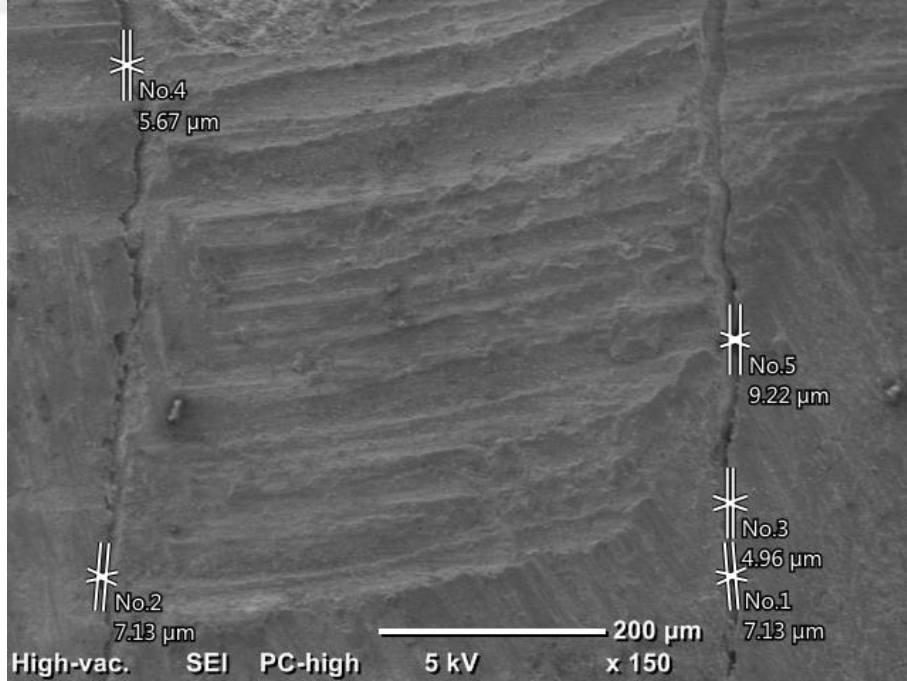


Resim 22. x34 büyütme altında alınan mikrograf örneği

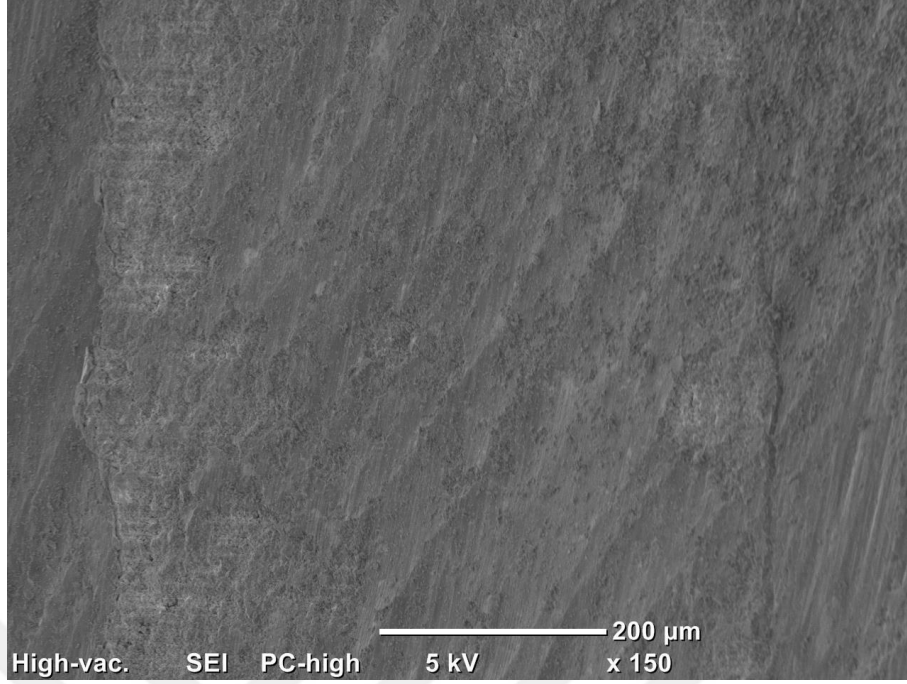
Daha sonra x150 büyütme altındaki mikrograflar üzerinde apikal ve koronal bölgelerde dolgu materyali ve dentin arasında ölçümler yapıldı. Apikal ve koronal bölgede yapılan ölçümlerde kaydedilen en büyük değer o alanın ölçüm değeri olarak kaydedildi. Boşluk saptanmayan bölgelerde ise ölçüm değeri “0” olarak kaydedildi (Resim 23-25).



Resim 23. Koronal bölgede x150 büyütme altında yapılan ölçümlere bir örnek



Resim 24. Apikal bölgede x150 büyütme altında yapılan ölçümlere bir örnek



Resim 25. Boşluk saptanmayan mikrograf örneği

5.5. Görüntülerin Image J programında analiz edilmesi

Görüntü analiz programı olan Image J (ImageJ 1.52a, National Institute of Health, A.B.D.) kullanılarak her bir örnek için retrograd dolgu materyali ile onu çevreleyen yapılar (kök dentini ve guta-perka) arasındaki boşlukların alanına dair matematiksel hesaplamalar yapıldı.

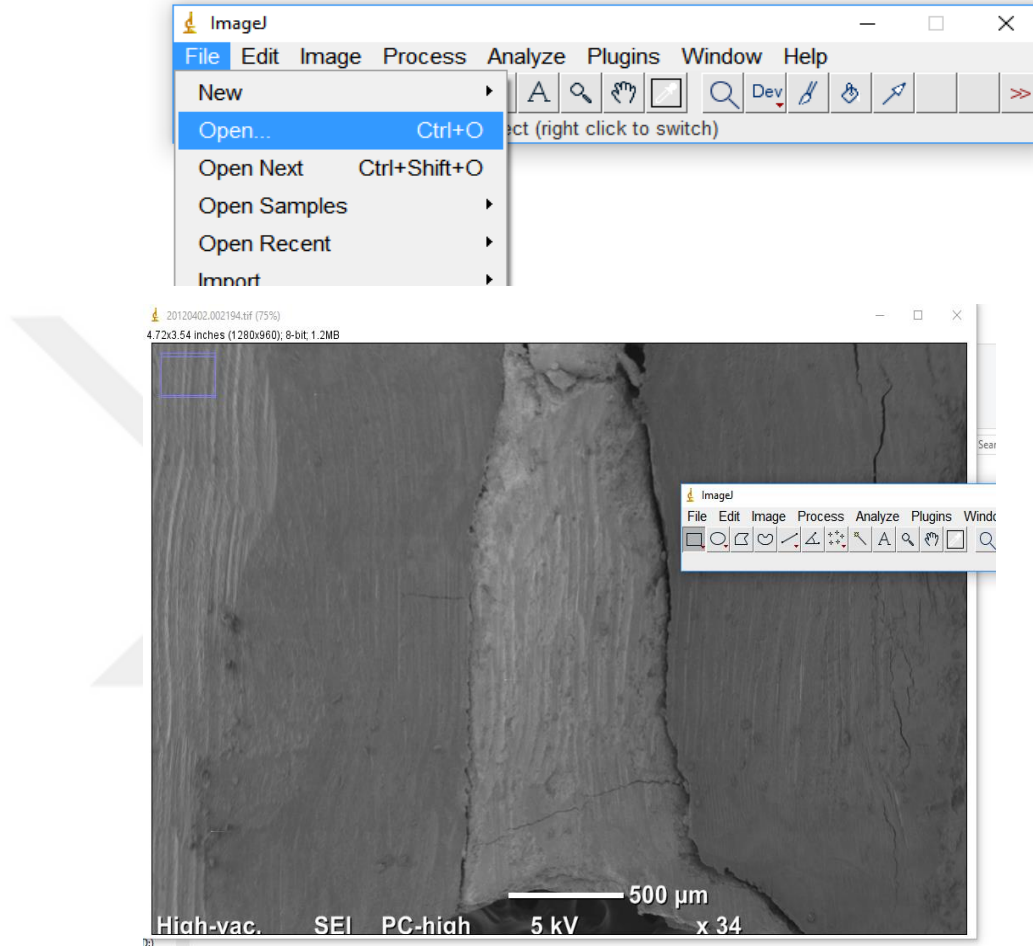
İlk olarak 90 adet numuneye ait mikrograflar JPEG formatında bilgisayar ortamına aktarıldı.

Mikrograflar Image J programı yardımı ile aşağıdaki adımlar izlenerek analiz edildi:

- Kavite dış yüzey alanının belirlenmesi
- Dolgu materyali yüzey alanının belirlenmesi
- Ölçüsel kalibrasyon
- Boşluk alanın hesaplanması

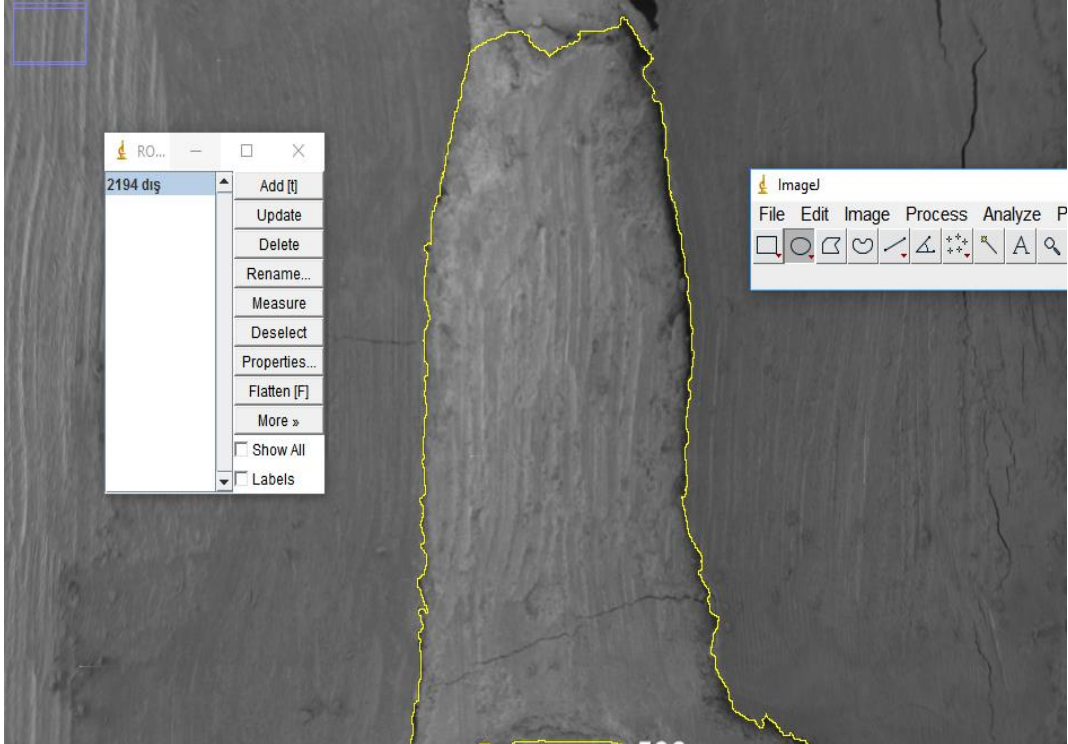
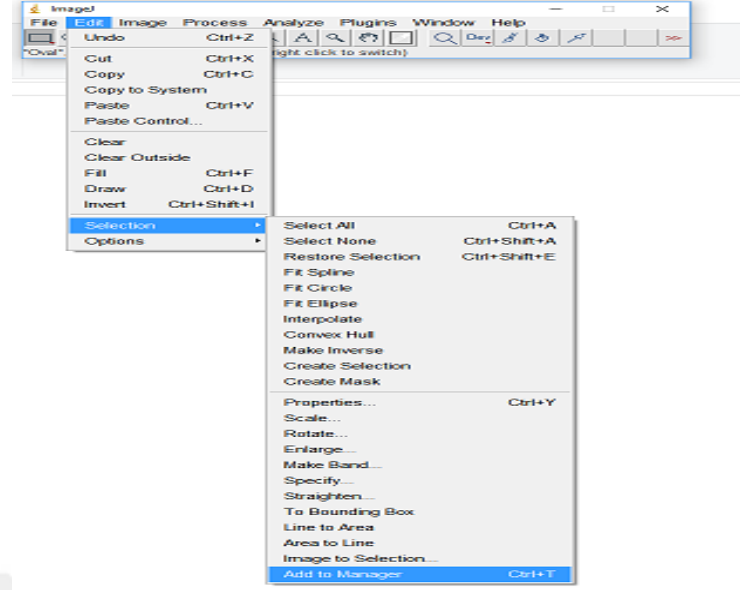
5.4.1. Kavite dış yüzey alanının belirlenmesi

JPEG formatına dönüştürülen resimler Image J programında açıldı. (Resim 26)



Resim 26. Görüntülerin Image J programında açılması

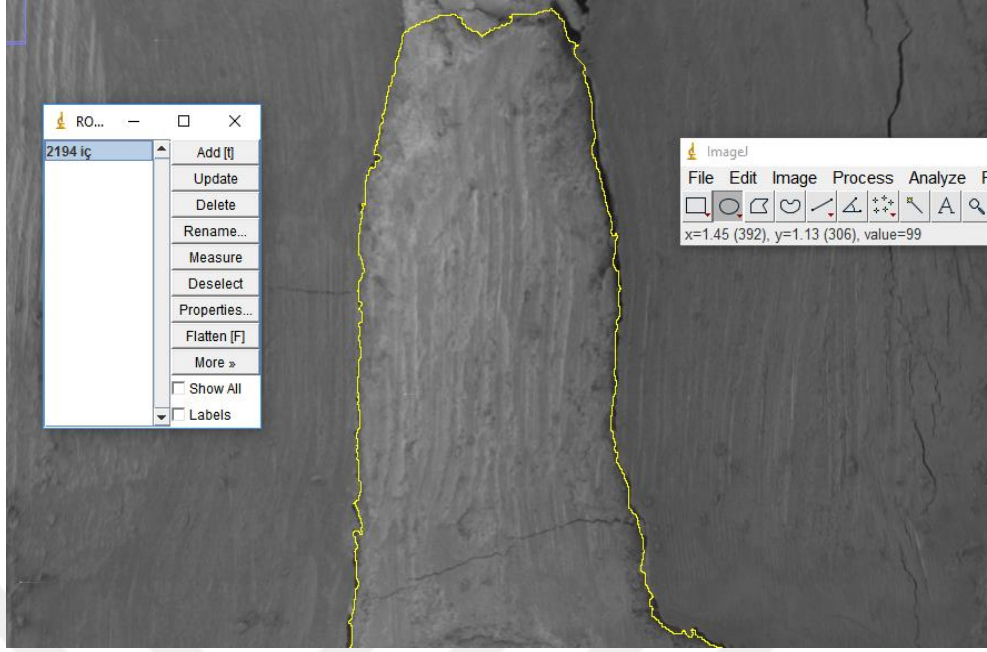
Daha sonra Selection/Add to Manager aracı ile kavitenin dış yüzey alanının tarama işlemi gerçekleştirildi (Resim 27).



Resim 27. Kavite dış yüzey alanının taranması

5.4.2. Dolgu materyali yüzey alanının belirlenmesi

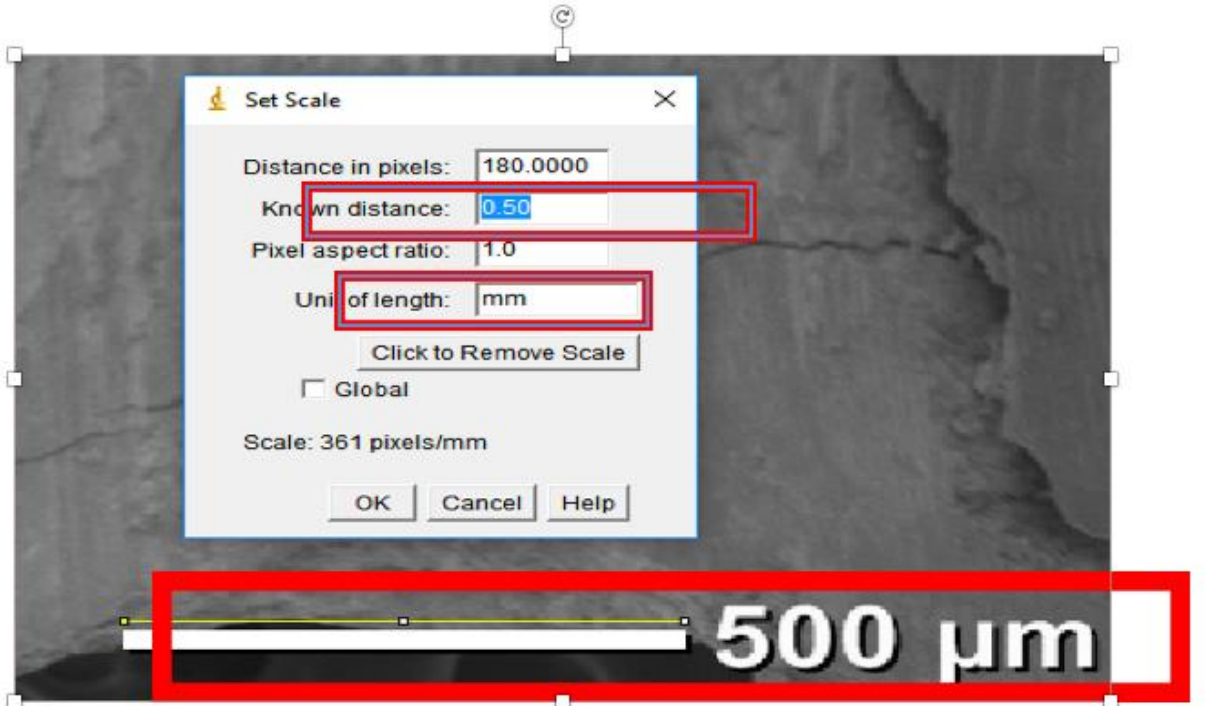
Kavite dış yüzey alanının ölçümü aşamasında yapılan tarama işlemi, dolgu materyali yüzey alanı içinde gerçekleştirildi. (Resim 28)



Resim 28. Dolgu materyali yüzey alanının taranması

5.4.3. Ölçüsel kalibrasyon

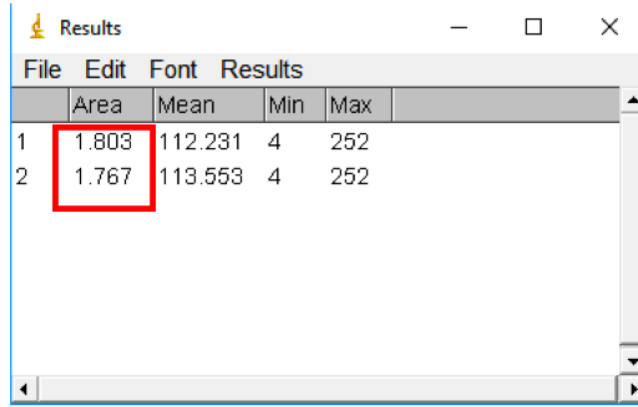
Mikrograflar üzerinde bulunan kalibrasyon çubukları referans alındı. Mikrograf üzerinde bulunan ölçü birimi “mm” cinsinden programa tanıtıldı (Resim 29).



Resim 29. Kalibrasyon işlemi

5.4.4. Boşluk alanının hesaplanması

"Add to Manager" aracı (tool) yardımı ile oluşturulmuş olan iki ayrı alan (kavite dış yüzeyi ve dolgu materyali yüzeyi), kalibrasyon adımı sonrasında yine aynı araç yardımı ile hesaplatılarak çizimlere ait alanlar milimetre cinsinden elde edildi. İki ayrı alan sonuçları birbirinden çıkarılarak, dolgu materyali ve kavite yüzey alanı arasında kalan boşluklu bölgenin alanı elde edildi (Resim 30).



| | Area | Mean | Min | Max |
|---|-------|---------|-----|-----|
| 1 | 1.803 | 112.231 | 4 | 252 |
| 2 | 1.767 | 113.553 | 4 | 252 |

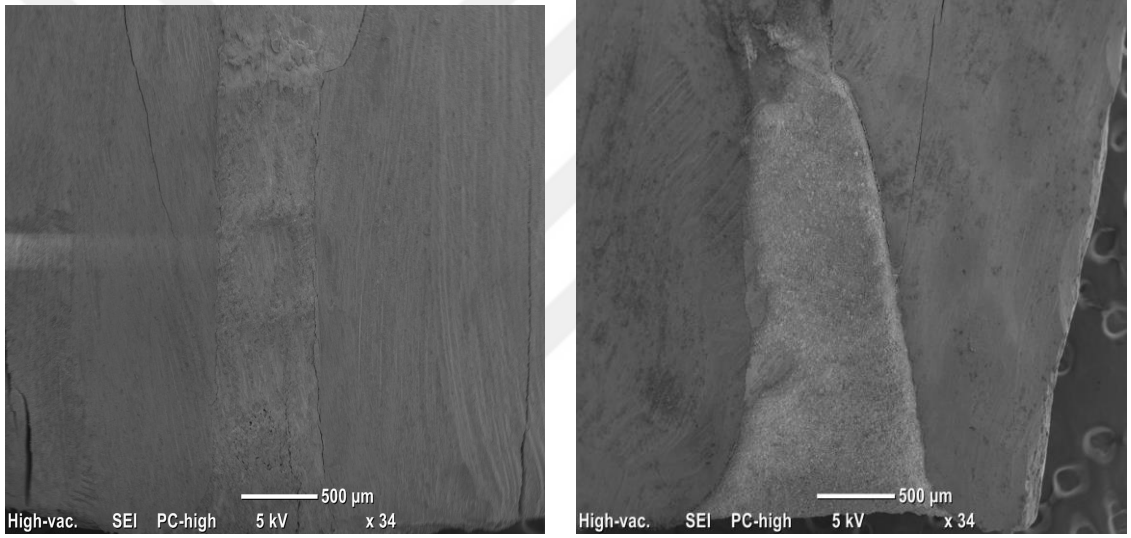
Resim 30. Boşluk alanının hesaplanması

5.6. İstatistiksel Değerlendirme

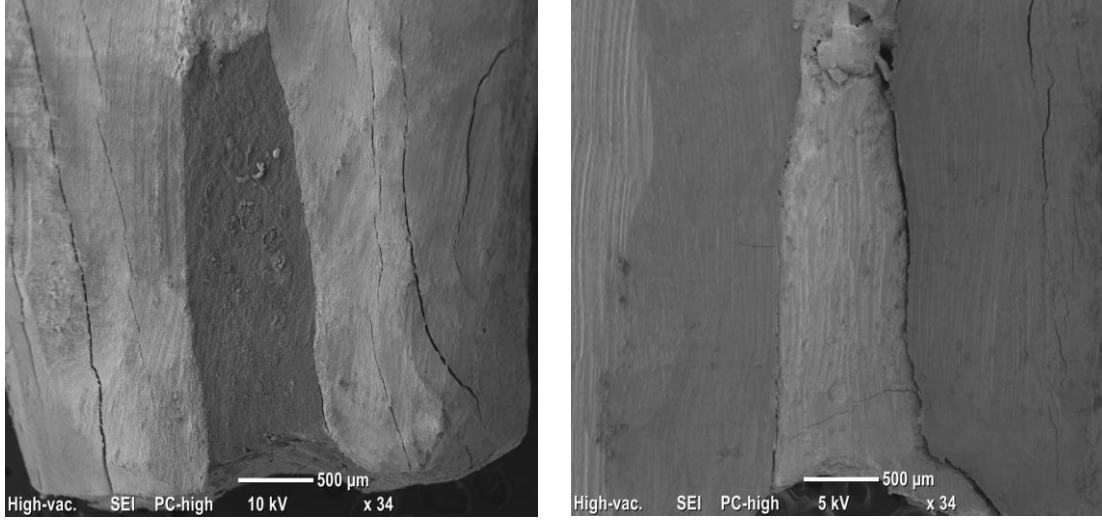
İstatistiksel analizler için NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007 (Kaysville, Utah, USA) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metodlar (ortalama, standart sapma, medyan, birinci çeyreklik, üçüncü çeyreklik, frekans, yüzde, minimum, maksimum) kullanıldı. Nicel verilerin normal dağılıma uygunlukları Shapiro-Wilk testi ve grafiksel incelemeler ile sınanmıştır. Normal dağılım gösteren nicel değişkenlerin iki grup arası karşılaştırmalarında Bağımsız gruplar t testi, normal dağılım göstermeyen nicel değişkenlerin iki grup arası karşılaştırmalarında Mann-Whitney U test kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen nicel değişkenlerin ikiden fazla grup arası karşılaştırılmasında Kruskal-Wallis test ve Dunn-Bonferroni post-hoc testler kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık $p < 0,05$ olarak kabul edildi.

6.BULGULAR

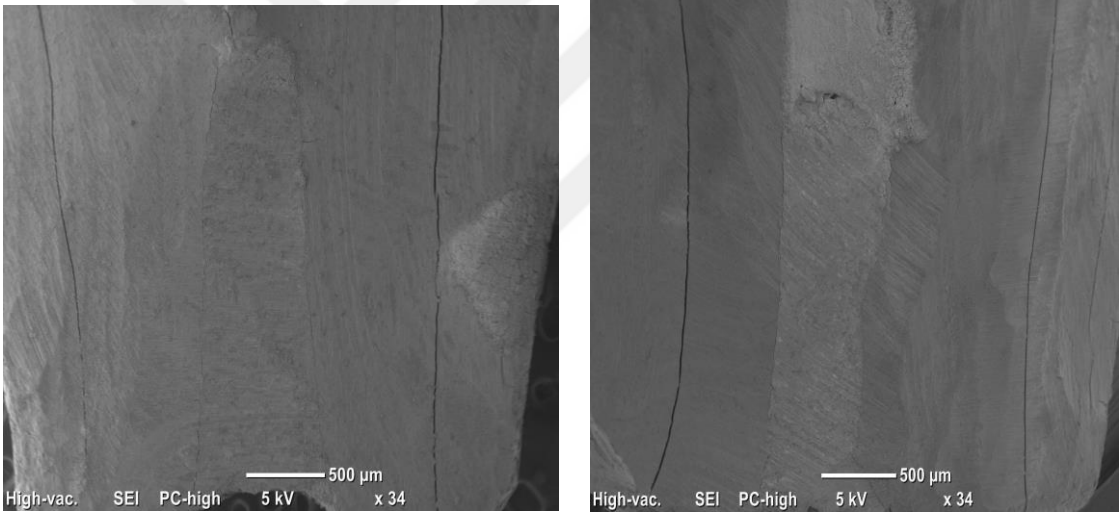
Bu araştırmadan elde edilen bulgular, ProRoot MTA, TotalFill ve Biodentine'in ultrasonik ve lazer uçlar ile hazırlanmış kök-ucu kaviteleindeki marjinal adaptasyonlarına aittir. Marjinal adaptasyonun değerlendirilmesi için, örneklerden SEM ile iki farklı büyütmede mikrograflar elde edildi. x150 büyütme altında alınan örneklerin ölçümleri SEM'de ve x34 büyütmede alınan mikrografların ise Image J programında ölçümleri yapıldı. SEM'de apikal ve koronal bölgelerden yapılan ölçümlerde alınan en büyük değer "µm" biriminde kaydedildi (Resim 31-38 ve Tablo 2)



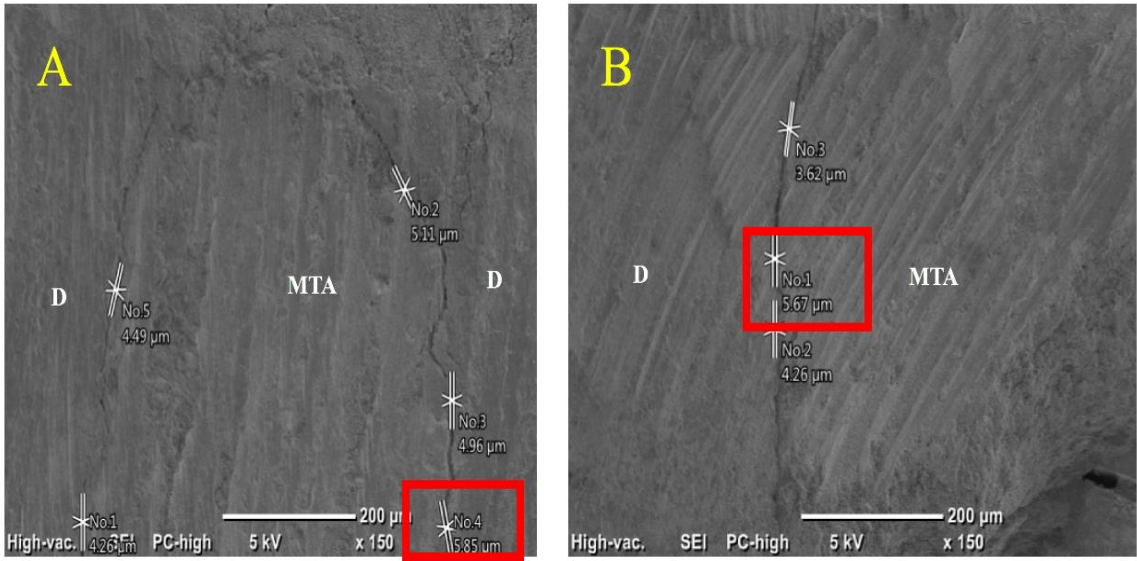
Resim 31. ProRoot MTA ultrasonik ve lazer grupları x34 büyütme altındaki mikrograf örnekleri



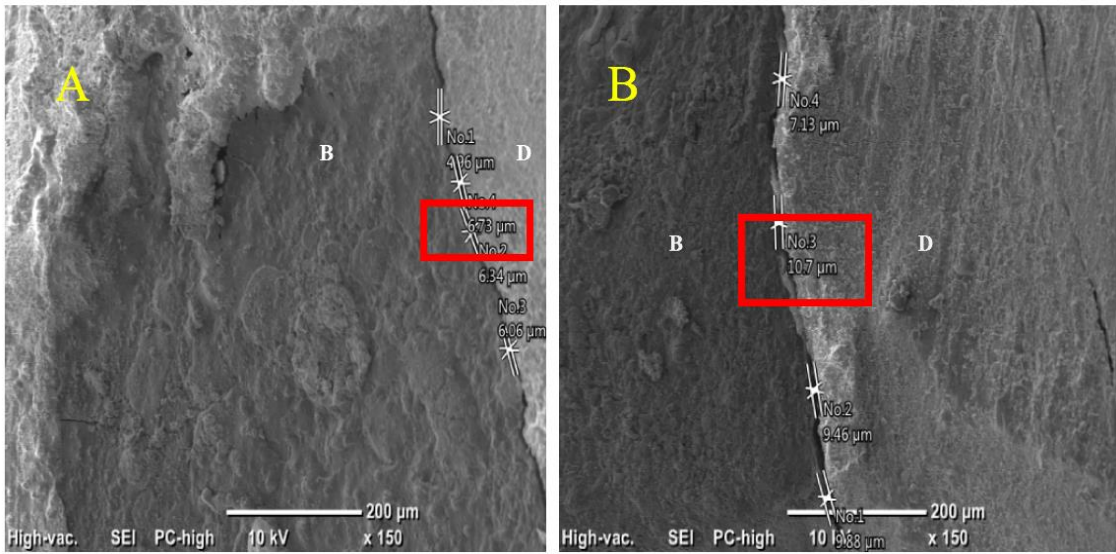
Resim 32. Biodentine ultrasonik ve lazer grupları x34 büyütme altındaki mikrograf örnekleri



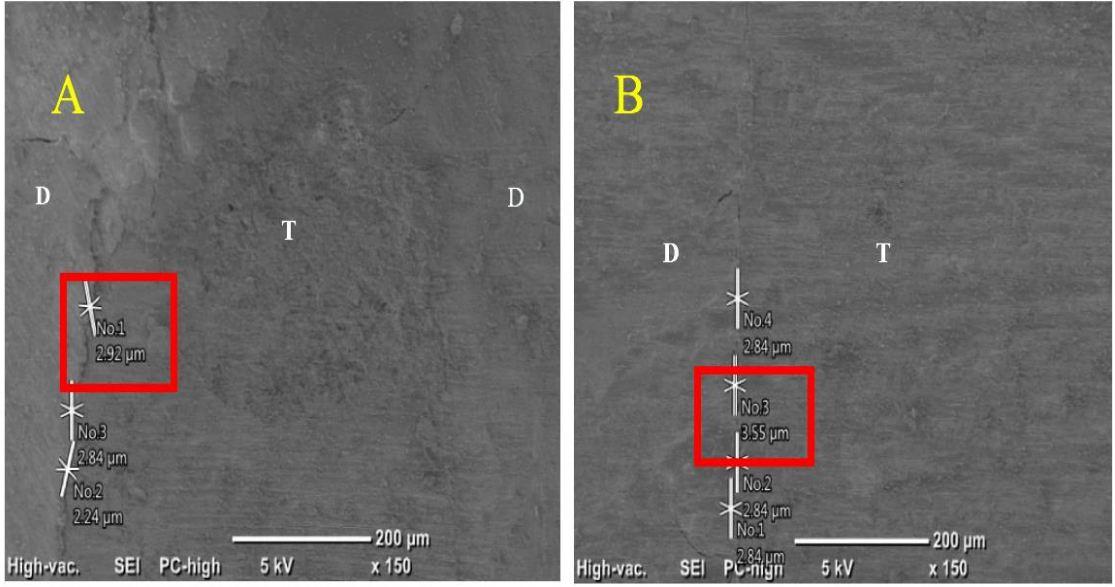
Resim 33. TotalFill ultrasonik ve lazer grupları x34 büyütme altındaki mikrograf örnekleri



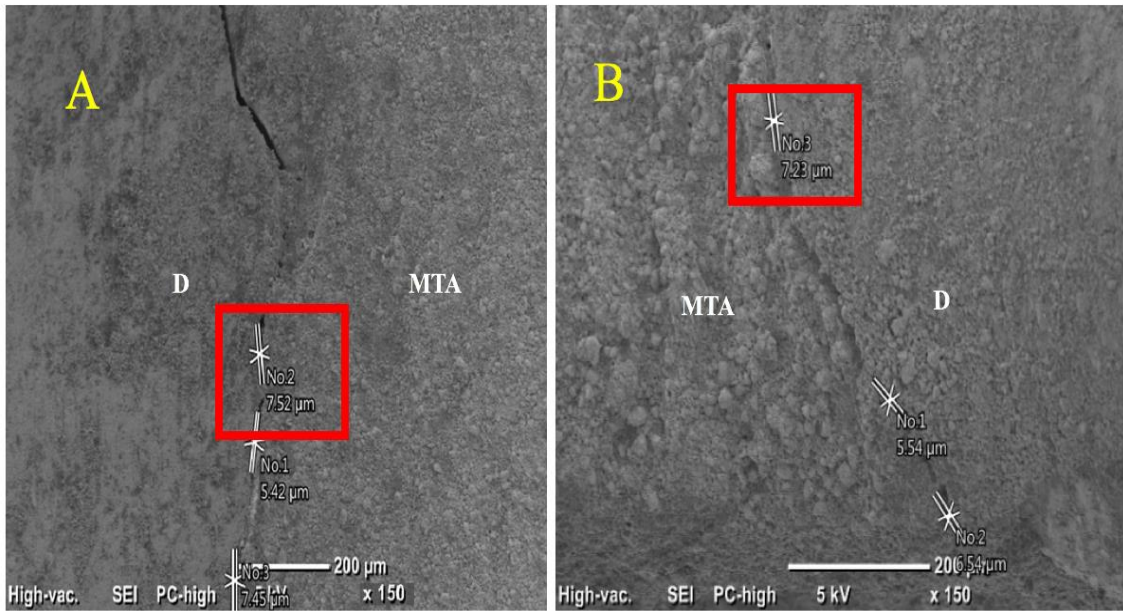
Resim 34. Ultrasonik ile açılmış bir kavitede koronal (A) ve apikalden (B) alınan mikrograflarda ProRoot MTA ve dentin arasındaki boşluklar ve ölçüm değerleri (x150 büyütme altında). D: Dentin



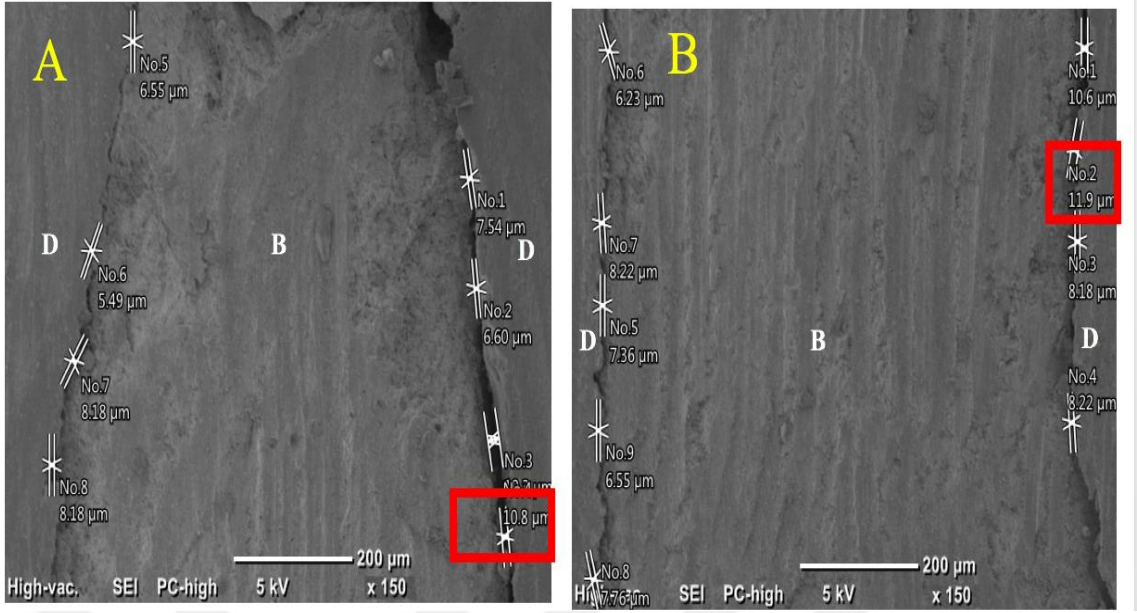
Resim 35. Ultrasonik ile açılmış bir kavitede koronal (A) ve apikalden (B) alınan mikrograflarda Biodentine ve dentin arasındaki boşluklar ve ölçüm değerleri (x150 büyütme altında). D: Dentin, B: Biodentine



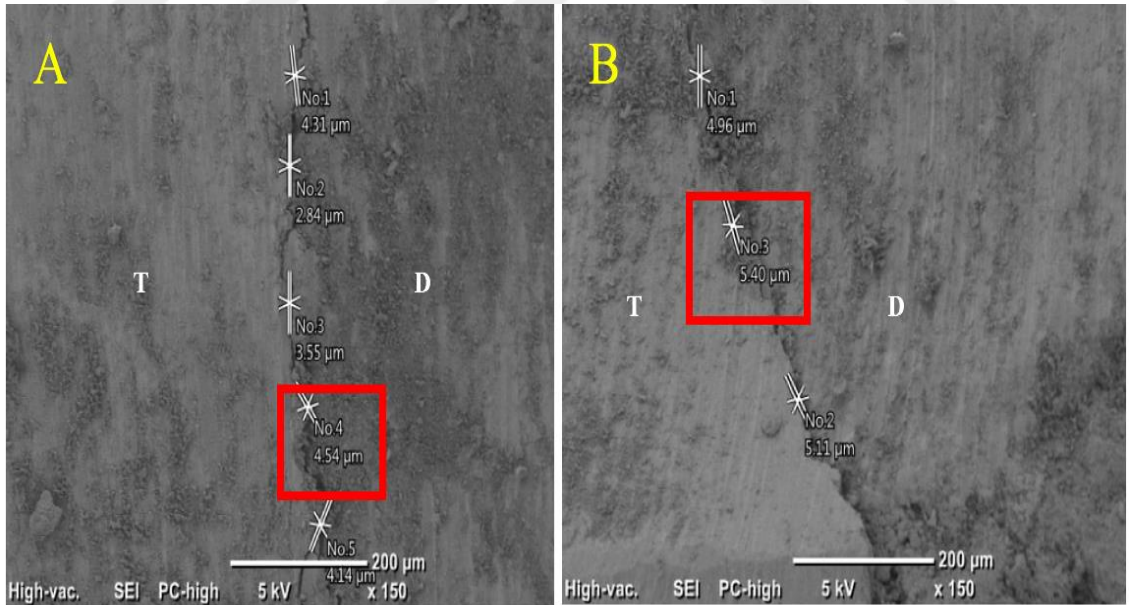
Resim 36. Ultrasonik ile açılmış bir kavitede koronal (A) ve apikalden (B) alınan mikrograflarda TotalFill ve dentin arasındaki boşluklar ve ölçüm değerleri (x150 büyütme altında). T: TotalFill, D: Dentin



Resim 37. Lazerle açılmış bir kavitede koronal (A) ve apikalden (B) alınan mikrograflarda ProRoot MTA ve dentin arasındaki boşluklar ve ölçüm değerleri (x150 büyütme altında). D: Dentin



Resim 38. Lazerle açılmış bir kavitede koronal (A) ve apikalden (B) alınan mikrograflarda Biodentine ve dentin arasındaki boşluklar ve ölçüm değerleri (x150 büyütme altında). D: Dentin, B: Biodentine



Resim 39. Lazerle açılmış bir kavitede koronal (A) ve apikalden (B) alınan mikrograflarda TotalFill ve dentin arasındaki boşluklar ve ölçüm değerleri (x150 büyütme altında). D: Dentin, T: TotalFill

Tablo 2. Tüm gruplar için apikal ve koronal bölgelerdeki materyal-dentin arası en yüksek mesafe değerleri (μm)

| | Grup (US+MTA) | | Grup (US+Biodentine) | | Grup (US+TotalFill) | | Grup (Lazer+MTA) | | Grup (Lazer+Biodentine) | | Grup (Lazer+TotalFill) | |
|----|---------------------------|--------------------------|---------------------------|--------------------------|---------------------------|--------------------------|---------------------------|--------------------------|---------------------------|--------------------------|---------------------------|--------------------------|
| | Koronal (μm) | Apikal (μm) | Koronal (μm) | Apikal (μm) | Koronal (μm) | Apikal (μm) | Koronal (μm) | Apikal (μm) | Koronal (μm) | Apikal (μm) | Koronal (μm) | Apikal (μm) |
| 1 | 4,26 | 5,72 | 6,73 | 10,7 | 2,92 | 3,55 | 10,1 | 13,8 | 5,16 | 5,67 | 10,3 | 8,77 |
| 2 | 4,96 | 7,45 | 7,23 | 16,3 | 0 | 7,09 | 0 | 0 | 4,26 | 4,93 | 7,23 | 11,9 |
| 3 | 14,9 | 21,2 | 5,01 | 9,52 | 4,76 | 7,09 | 0 | 8,58 | 4,09 | 7,74 | 2,13 | 0 |
| 4 | 5,85 | 5,67 | 7,93 | 5,16 | 3,17 | 3,55 | 7,93 | 6,78 | 7,14 | 6,47 | 4,49 | 6,42 |
| 5 | 5,01 | 7,67 | 5,85 | 8,63 | 5,05 | 8,96 | 6,02 | 5,42 | 8,76 | 11,9 | 5,16 | 12,4 |
| 6 | 9,54 | 9,22 | 21,5 | 16,5 | 4,62 | 2,92 | 7,37 | 11 | 3,66 | 4,91 | 5,16 | 3,62 |
| 7 | 6,69 | 7,09 | 10,7 | 20,3 | 17,8 | 3,82 | 0 | 0 | 9,23 | 9,53 | 7,09 | 11,5 |
| 8 | 3,01 | 7,8 | 10,7 | 10,7 | 2,48 | 19,3 | 7,52 | 7,23 | 5,01 | 4,26 | 8,27 | 5,16 |
| 9 | 5,01 | 5,67 | 3,82 | 8,77 | 4,9 | 5,16 | 7,93 | 8,1 | 5,18 | 5,18 | 4,54 | 5,4 |
| 10 | 4,98 | 5,18 | 4,96 | 7,91 | 5,01 | 6,26 | 3,82 | 0 | 5,73 | 4,41 | 3,84 | 9,25 |
| 11 | 0 | 0 | 11,5 | 31,5 | 3,19 | 2,7 | 7,14 | 2,66 | 10,8 | 11,9 | 3,55 | 4,26 |
| 12 | 6,38 | 7,23 | 12,1 | 26,3 | 4,96 | 7,09 | 6,03 | 6,69 | 9 | 10,4 | 0 | 0 |
| 13 | 5,67 | 7,23 | 8,09 | 8,92 | 3,55 | 3,62 | 5,21 | 8,75 | 5,49 | 5,16 | 7,98 | 6,65 |
| 14 | 17,7 | 4,49 | 22 | 22,2 | 2,48 | 3,27 | 4,26 | 5,73 | 0 | 0 | 4,98 | 5,18 |
| 15 | 5,72 | 7,93 | 11,2 | 11,5 | 17,09 | 7,83 | 3,55 | 7,13 | 0 | 0 | 2,92 | 4,62 |

6.1. Koronal ölçümlerine göre sonuçlar

TotalFill materyali ile dentin arasındaki boşlukların en yüksek değerleri karşılaştırıldığında; ultrasonik ve lazer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ($p>0,05$).

Biodentine materyali ile dentin arasındaki boşlukların en yüksek değerleri karşılaştırıldığında; ultrasonik grubu değerlerinin lazer grubuna göre anlamlı derecede daha yüksek olduğu tespit edilmiştir ($p=0,016$).

ProRoot MTA materyali ile dentin arasındaki boşlukların en yüksek değerleri karşılaştırıldığında; ultrasonik ve lazer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

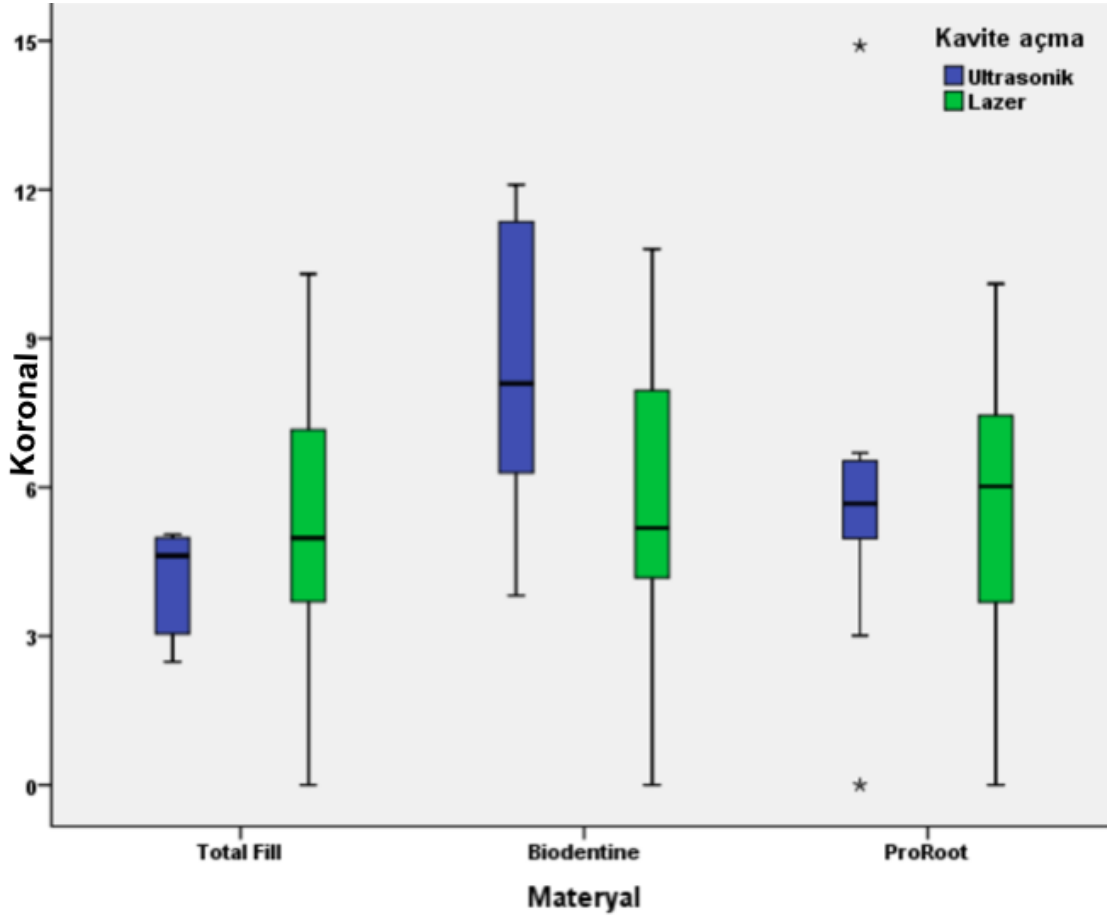
6.1.1. Ultrasonik uç ile açılan kaviteledeki sonuçlar

- Üçlü karşılaştırma sonucu gruplar arası istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($p=0,002$).
- **TotalFill** grubu değerlerinin, **Biodentine** grubu değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük olduğu saptanmıştır ($p=0,001$).
- **ProRoot MTA** ve **Biodentine** grupları arasında anlamlı bir farklılık saptanmamıştır ($p=0,205$).

- **ProRoot MTA** ve **TotalFill** grupları arasında anlamlı bir farklılık saptanmamıştır ($p=0,269$).

6.1.2. Lazer ucu ile açılan kaviteleredeki sonuçlar

- Gruplar arası anlamlı farklılık tespit edilmemiştir ($p>0,05$).



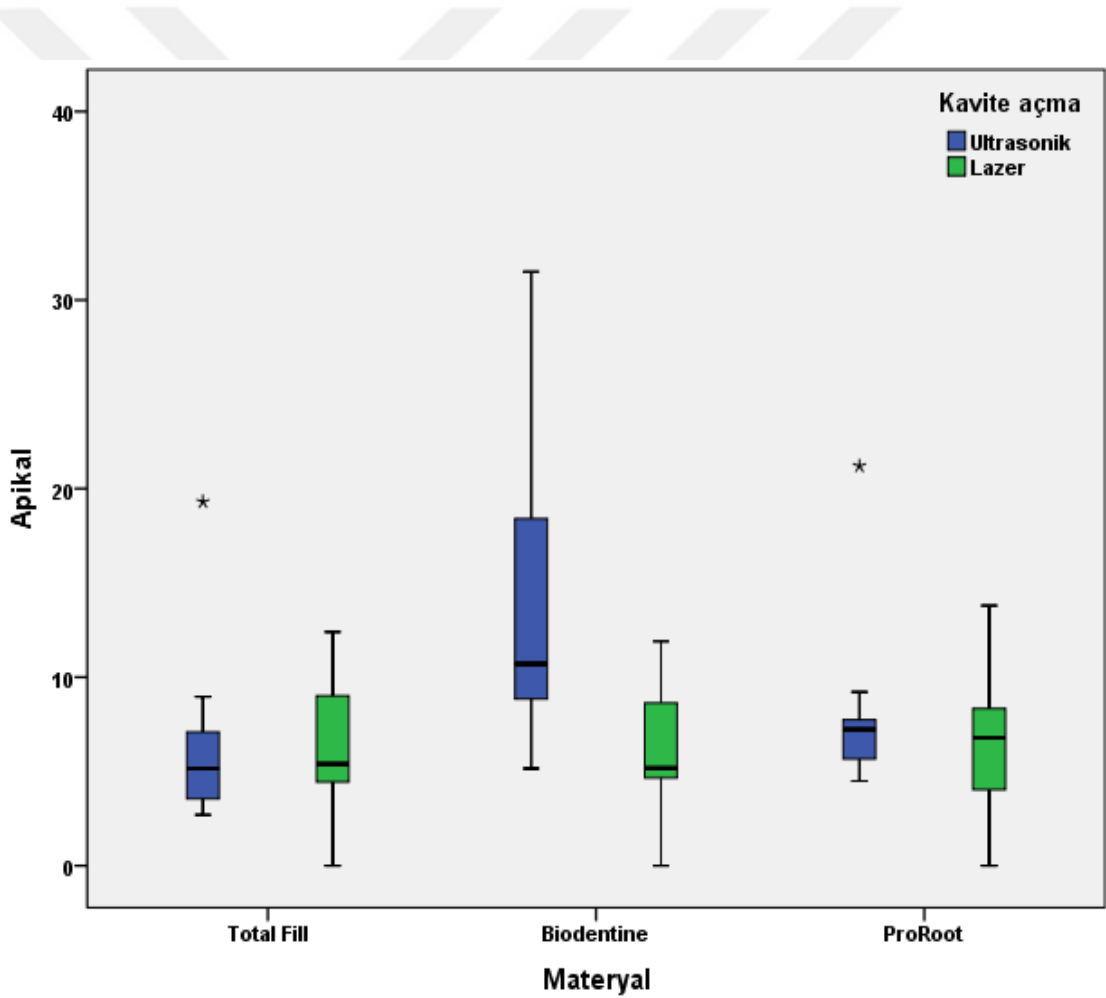
Şekil 8. Koronal bölgede, deney gruplarının retrograd materyal ve dentin arası mesafenin ölçüm (μm) değerlerinin karşılaştırıldığı kutu-çizgi grafiği (Her kutunun ortasındaki yatay çizgiler ortanca değerini ifade eder. En üst ve en alt çizgiler maksimum ve minimum değerleri gösterir).

6.2. Apikal ölçümlerine göre sonuçlar

TotalFill materyali ile dentin arasındaki boşlukların en yüksek değerleri karşılaştırıldığında; ultrasonik ve lazer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ($p>0,05$).

Biodentine materyali ile dentin arasındaki boşlukların en yüksek değerleri karşılaştırıldığında; ultrasonik grubu değerlerinin lazer grubuna göre anlamlı derecede daha yüksek olduğu tespit edilmiştir ($p=0,001$).

ProRoot MTA materyali ile dentin arasındaki boşlukların en yüksek değerleri karşılaştırıldığında; ultrasonik ve lazer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,05$).



Şekil 9. Apikal bölgede, deney gruplarının retrograd materyal ve dentin arası mesafe ölçüm (μm) değerlerinin karşılaştırıldığı kutu-çizgi grafiği (Her kutunun ortasındaki

yatay çizgiler ortanca değerini ifade eder. En üst ve en alt çizgiler maksimum ve minimum değerleri gösterir).

6.2.1. Ultrasonik uç ile açılan kavitelerdeki sonuçlar

- Üçlü karşılaştırma sonucu gruplar arası istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p<0,001$).
- **Biodentine** grubu değerlerinin, **TotalFill** grubu ve **ProRoot MTA** grubu değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğu saptanmıştır (sırasıyla, $p<0,001$, $p=0,007$).
- **TotalFill** ve **ProRoot MTA** grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır ($p=0,703$).

6.2.2. Lazer ucu ile açılan kavitelerdeki sonuçlar

- Gruplar arası anlamlı farklılık tespit edilmemiştir ($p>0,05$).

Tablo 3. Gruplar arası koronal ve apikal bölgedeki retrograd dolgu materyali ve dentin arası en yüksek mesafe ölçüm değerlerinin karşılaştırılması

| | | TotalFill | Biodentine | MTA | ^a p | ^b p | ^b p | ^b p |
|---------|---|---------------------|---------------------|---------------------|----------------|-------------------------------|------------------------|-------------------------|
| | | Medyan (Q1/Q3) | Medyan (Q1/Q3) | Medyan (Q1/Q3) | | TotalFill vs Biodentine | TotalFill vs MTA | Biodentine vs MTA |
| Koronal | Ultrasonik | 4,62 (2,92/5,01) | 8,09 (5,85/11,5) | 5,67 (4,96/6,69) | 0,002** | 0,001** | 0,269 | 0,205 |
| | Lazer | 4,98 (3,55/7,23) | 5,18 (4,09/8,76) | 6,02 (3,55/7,52) | 0,836 | 0,999 | 0,999 | 0,999 |
| | ^c p Ultrasonik vs Lazer | 0,367 | 0,016* | 0,870 | | | | |
| Apikal | Ultrasonik | 5,16 (3,55/7,09) | 10,7 (8,77/20,3) | 7,23 (5,67/ 7,8) | <0,001** | <0,001** | 0,703 | 0,007** |
| | Lazer | 5,4 (4,26/9,25) | 5,18 (4,41/9,53) | 6,78 (2,66/8,58) | 0,917 | 0,999 | 0,999 | 0,999 |
| | ^c p Ultrasonik vs Lazer | 0,486 | 0,001** | 0,775 | | | | |

^aKruskal-Wallis test

^bDunn-Bonferroni test

^cMann-Whitney U test

*p<0,05

**p<0,01

Q1: Birinci çeyreklik

Q3: Üçüncü çeyreklik

6.3. Image J analiz programında ölçüm yapılması

Image J rogramında yapılan analizde ise kök-ucu kavitesinin yüzey alanı ‘dış alan’; retrograd dolgu materyalinin dış yüzey alanı ise ‘iç alan’ olarak “mm²” biriminde kaydedildi. Dış alandan, iç alan çıkarılması ile arada kalan boşluk alan (mm²) hesaplandı (Tablo 4).

Boşluk alan (mm^2) = **Dış alan** (kök-ucu kavitesinin yüzey alanı) – **İç alan** (retrograd dolgu materyalinin dış yüzey alanı)

Tablo 4. Image J programı kullanılarak hesaplanan retrograd dolgu materyali ve dentin arası toplam boşluklu alan değerleri (mm^2)

| Grup (US+MTA) Toplam Boşluklu Alan (mm^2) | Grup (US+Biodentine) Toplam Boşluklu Alan (mm^2) | Grup (US+TotalFill) Toplam Boşluklu Alan (mm^2) | Grup (Lazer+MTA) Toplam Boşluklu Alan (mm^2) | Grup (Lazer+Biodentine) Toplam Boşluklu Alan (mm^2) | Grup (Lazer+TotalFill) Toplam Boşluklu Alan (mm^2) |
|--|---|--|---|--|---|
| 0,008 | 0,008 | 0,003 | 0,016 | 0,024 | 0,015 |
| 0,014 | 0,03 | 0,004 | 0,046 | 0,009 | 0,003 |
| 0,054 | 0,02 | 0,008 | 0,011 | 0,020 | 0,004 |
| 0,009 | 0,034 | 0,005 | 0,007 | 0,013 | 0,005 |
| 0,012 | 0,011 | 0,011 | 0,015 | 0,040 | 0,008 |
| 0,008 | 0,019 | 0,006 | 0,003 | 0,031 | 0,007 |
| 0,012 | 0,018 | 0,006 | 0,018 | 0,020 | 0,001 |
| 0,008 | 0,035 | 0,013 | 0,007 | 0,019 | 0,009 |
| 0,023 | 0,008 | 0,013 | 0,031 | 0,016 | 0,007 |
| 0,01 | 0,008 | 0,01 | 0,013 | 0,015 | 0,001 |
| 0 | 0,065 | 0,006 | 0,005 | 0,026 | 0,002 |
| 0,009 | 0,049 | 0,006 | 0,004 | 0,023 | 0,022 |
| 0,003 | 0,01 | 0,004 | 0,051 | 0,016 | 0,004 |
| 0,01 | 0,026 | 0,005 | 0,01 | 0,002 | 0,002 |
| 0,006 | 0,023 | 0,017 | 0,006 | 0,003 | 0,008 |

Ultrasonik ve lazer grubu arasında Image J programı ile kavite dış yüzeyinde yapılan ölçümlerde ise **dış alan** değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 5).

Tablo 5. Ultrasonik ve lazer uç ile hazırlanan kavite dış alan ölçümlerinin karşılaştırılması

| | Ultrasonik | Lazer | p |
|-----------------|------------|-----------|-------|
| | Ort±ss | Ort±ss | |
| Dış alan | 1,56±0,35 | 1,65±0,55 | 0,354 |

6.3.1. Toplam boşluk alan ölçümlerine göre sonuçlar

TotalFill materyali ile dentin arasındaki boşluklu alanların toplam değerleri karşılaştırıldığında; ultrasonik ve lazer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ($p>0,05$).

Biodentine materyali ile dentin arasındaki boşluklu alanların toplam değerleri karşılaştırıldığında; ultrasonik ve lazer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ($p>0,05$).

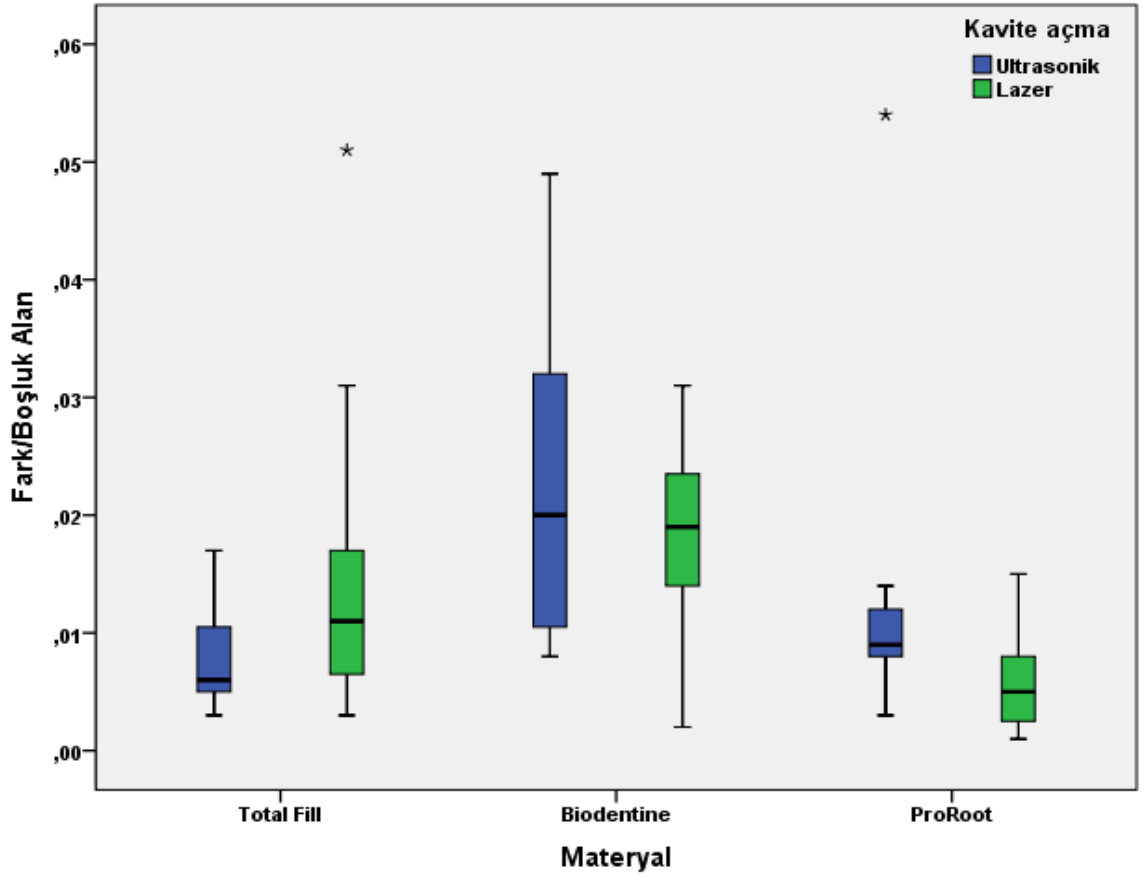
ProRoot MTA materyali ile dentin arasındaki boşluklu alanların toplam değerleri karşılaştırıldığında; ultrasonik grubu değerlerinin lazer grubuna göre anlamlı derecede daha yüksek olduğu tespit edilmiştir ($p=0,026$).

6.3.1.1. Ultrasonik uç ile açılan kavitelelerdeki sonuçlar

- Üçlü karşılaştırma sonucu gruplar arası istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p<0,001$).
- **Biodentine** grubu değerlerinin, **TotalFill** grubu değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğu saptanmıştır ($p<0,001$).
- **ProRoot MTA** ve **TotalFill** grupları arasında anlamlı bir farklılık saptanmamıştır ($p=0,549$).
- **ProRoot MTA** ve **Biodentine** grupları arasında anlamlı bir farklılık saptanmamıştır ($p=0,052$).

6.3.1.2. Lazer ucu ile açılan kavitelelerdeki sonuçlar

- Üçlü karşılaştırma sonucu gruplar arası istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p=0,002$).
- **ProRoot MTA** grubu değerlerinin, **Biodentine** grubu değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük olduğu saptanmıştır ($p=0,002$).
- **TotalFill** ve **Biodentine** grupları arasında anlamlı bir farklılık saptanmamıştır ($p=0,744$).
- **TotalFill** ve **ProRoot MTA** grupları arasında anlamlı bir farklılık saptanmamıştır ($p=0,071$). (Şekil 10 ve Tablo 6).



Şekil 10. Deney gruplarının dentin ve dolgu materyali arasındaki toplam boşluk alan (mm^2) değerlerinin karşılaştırıldığı kutu-çizgi grafiği (Her kutunun ortasındaki yatay çizgiler ortanca değerini ifade eder. En üst ve en alt çizgiler maksimum ve minimum değerleri gösterir).

Tablo 6. Gruplar arası dentin ve dolgu materyali arasındaki boşluklu alanların toplam değerlerinin (mm²) karşılaştırılması

| Toplam Boşluk alan | Ultrasonik | Lazer | ^c p |
|--|---------------------|---------------------|---------------------------|
| | Medyan (Q1/ Q3) | Medyan (Q1/Q3) | Ultrasonik vs Lazer |
| TotalFill | 0,006 (0,005/0,011) | 0,011 (0,006/0,018) | 0,081 |
| Biodentine | 0,020 (0,010/0,034) | 0,019 (0,013/0,024) | 0,486 |
| MTA | 0,009 (0,008/0,012) | 0,005 (0,002/0,008) | 0,026* |
| ^a p | 0,001** | 0,002** | |
| ^b p TotalFill vs Biodentine | <0,001** | 0,744 | |
| ^b p TotalFill vs MTA | 0,549 | 0,071 | |
| ^b p Biodentine vs MTA | 0,052 | 0,002** | |

^aKruskal-Wallis test
*p<0,05
Q1: Birinci çeyreklik

^bDunn-Bonferroni test
**p<0,01
Q3: Üçüncü çeyreklik

^cMann-Whitney U test

7.TARTIŞMA ve SONUÇ

Endodontik tedavinin amacı, bakterilerin kök kanal sisteminden elimine edilmesi ve daha sonra mikroorganizma veya ürünlerinin periapikal dokulara geçişini önleyerek etkili bir bariyer oluşturmaktır. Konvansiyonel endodontik tedavinin, vakaların yaklaşık % 90'ında başarılı olduğu rapor edilmiştir. Endodontik tedavi başarısız olursa retreatment yapılır. Bu mümkün değilse veya retreatment başarısız olursa periapikal cerrahi gerekebilir. Periapikal cerrahi; enfekte veya iltihaplı dokunun küretajı, enfekte olmuş veya zarar görmüş kök apeksinin rezeke edilmesi ve kök kanal sistemi ile periapikal dokular arasındaki iletişimi önlemek için bir retrograd dolgu materyali yerleştirilmesini içerir (1).

Retrograd dolgu materyali ve kök-ucu kavite duvarları arasında iyi bir adaptasyon sağlanması ile mikrosızıntı oluşumu önlenir. Marjinal adaptasyon, bir dolgu materyalinin kavite duvarına yakınlık derecesi ve kenetlenmesi olarak tanımlanmıştır (15). Materyalin marjinal adaptasyonundaki başarısızlığı, materyal ve dentin duvarı arasındaki ara yüzeydeki çatlak ya da boşlukların varlığı, apikal sızıntıya yol açarak tedavinin başarısız olmasına yol açabilir (53). Çalışmalar adaptasyonu olumsuz etkileyebilen dentin yüzeyinde görülen mikroçatlakların, kök-ucu kavite preparasyonu sırasında meydana gelebileceğini belirtmişlerdir. Bazı çalışmalar ultrasonikleri kök-ucu kavite preparasyonu sırasında mikroçatlak oluşumu ile ilişkilendirmişlerdir (53-55). Ancak ultrasoniklerin kök-ucu dentininde çatlak oluşumundan sorumlu olmadıklarını bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (43, 55, 134). Ultrasonik sistem, düşük-orta güç ayarında çalıştırıldığında ve elmas kaplı uçlar kullanıldığında mikroçatlak oluşumunda azalma olduğunu gösteren çalışmalar bulunmaktadır (55, 134-136). Çalışmamızda, bu bilgiler ışığında ultrasonik sistem orta güç ayarında çalıştırılmış ve elmas kaplı uçlar kullanılmıştır. Mikroçatlak oluşumu sıklığı açısından, ultrasonik uçlar ile lazer karşılaştırıldığında ise arada fark olmadığını belirten çalışmalar bulunmaktadır (137, 138). Aksine ultrasonik kullanımıyla mikroçatlak oluşumu gözlemlendiği belirtilirken, Er,Cr: YSGG lazer kullanımıyla mikroçatlak oluşmadığını rapor eden çalışmalar da mevcuttur. Bu da lazerin preparasyon sırasında vibrasyon ve baskı yapmaması ile ilişkilendirilmiştir (139-141).

Çalışmamızda, Image J programı ile lazer ve ultrasonik uçlar kullanılarak açılan kavitelelerin dış yüzeylerinin alan ölçümleri yapılmıştır. Lazer ile açılan kavitelere daha yüksek bir alan ortalaması gözlenmesine rağmen ultrasonik grubu ile arasında anlamlı bir sonuç bulunmamıştır. Bu durum, Batista de Faria-Junior ve ark. (142)'nin da ifade ettiği gibi Waterlase lazer kullanılarak açılan kavitelere cavosurface açısının daha geniş olması, optik lazer ucunu dişle temas ettirmeden merkezde tutmanın zor olması ve böylece daha geniş kök-ucu kavitelelerin açılabilmesi nedeniyle olabilir.

Kök-ucu kavitelere yerleştirilen retrograd dolgu materyallerinin sağladığı adaptasyonun derecesi ve apikal sızdırmazlığın kalitesinin değerlendirilmesi için boyalar, radyoizotoplar, bakteriyel penetrasyon derinliği ölçümü, SEM, elektrokimyasal yöntem ve sıvı filtrasyon teknikleri kullanılmaktadır (16). Çalışmamızda marjinal adaptasyonun değerlendirilmesinde SEM kullanılmıştır. SEM yüksek büyütme ve iyi çözünürlük sağladığı için marjinal adaptasyonun değerlendirildiği birçok çalışmada tercih edilmiştir (17-29). Ancak SEM incelemesi öncesi örneklerin hazırlık aşamasında dişlerin dehidrate edilmesi ve inceleme sırasında yüksek vakuma maruz kalma dişlerde çatlak oluşumu ve kuruma sonucu materyalin büzülmesi ve dentin yüzeyi ile arasındaki boşluğun artmasına neden olabilir. Bu handikapın elimine edilmesi için örneklerin rezin replikalarının alınması önerilmiştir. Ancak Torabinejad ve ark. (108), yaptıkları bir çalışmada dikey kesiti alınan dişlerin ve rezin replikalarının boşluk miktarını incelenmişler ve benzer sonuçlar bulmuşlardır. Ayrıca marjinal adaptasyonun incelendiği pek çok çalışmada rezin replika yapılmadan dişlerin kendisi üzerinde inceleme yapılmıştır (17, 18, 20, 23-26, 28, 29, 143). Çalışmamızda, rezin replikasyonu sırasında ölçü alma gibi işlemlerle retrograd dolgu materyalinin adaptasyonunu daha da etkilememek adına direk olarak dikey kesiti alınmış dişler kullanıldı. Kesitler genel olarak elmas separe veya frezler ile elde edilmektedir. Bu aşama esnasında oluşan kuvvetler ve titreşimler dolgu materyallerinin orjinal halinin bozulmasına ve yerlerinin değişmesine neden olabilir (144). Çalışmamızda bu durumun üstesinden gelebilmek için retrograd dolgu materyalinden yaklaşık 1 mm uzaklıkta kök yüzeylerinde elmas separe ile rehber çentikler oluşturuldu, böylece frez ile yapılan uzunlamasına kesim esnasında dolgu materyallerine temas olmadan, üzerlerinde ince bir dentin dokusu kalıncaya kadar yaklaşıldı. Sonrasında operasyon mikroskobu altında zımpara yardımı ile ince dentin tabakası da uzaklaştırıldı ve dolgu materyalleri frez veya elmas separe temasına maruz kalmadan açığa çıkarıldı.

Rosa ve ark. (17), MTA, Super-EBA ve Portland siman retrograd dolguların, kök-kanal dolgu materyali ile arasındaki boşluğu SEM altında değerlendirmeyi amaçlamışlardır. Çalışmada 30 üst molar dişin disto-bukkal kanalları kullanılmıştır. Apikal 2 mm rezeke edilmiş ve 3 mm derinliğinde retrograd kavite ultrasonik ile hazırlanmıştır. 48 saat sonra dişler önce 5 mm yatay olarak kesiti alınmış ve ardından kök kanal dolgusu açığa çıkana kadar zımparalanmıştır. Image J programı ile boşluk alanların yüzdesi hesaplanmıştır. Super-EBA'da en yüksek boşluk yüzdesi görülürken, MTA en düşük yüzdeyi göstermiş. Rosa ve ark.'nın kesit alma protokolünü referans aldığımız çalışmamızda frezin oluşturduğu titreşimin artı bir darbe etkisi oluşturmamak için 5 mm yatay kesitleri alınmadan 15mm'de standardize ettiğimiz dişlerin dikey kesitleri alınmıştır. Küçükkaya ve ark. (18)'nin da çalışmalarında yaptığı gibi dolgu materyaline belli bir miktar uzaklıkta dentin dokusu frez ile uzaklaştırılıp daha sonra operasyon mikroskopu altında dolgu materyali açığa çıkana kadar zımparalanarak kesit alma işlemi tamamlanmıştır. Image J programı ile yapılan analizler ise yüzde hesabı olarak değil alan (mm²) ölçümü ile gerçekleştirilmiştir.

Yapılan çalışmalarda marjinal adaptasyonun analizi niteliksel ve niceliksel olarak yapılmaktadır. Niteliksel analiz, mikroskop üzerinden boşluk olup olmasının yorumlanması ya da skorlama ile yapılırken; niceliksel analizde ise mikroskoplar üzerinden ölçümler yapılmaktadır (17-20, 22, 24-29, 122, 143, 145-147). Gondim ve ark. (19), ölçüme dayalı niceliksel analizin daha objektif ve güvenilir sonuçlar sağladığını belirtmişlerdir. Çalışmamızın analizinde x150 ve x34 olmak üzere iki farklı büyütmede görüntüler alındı. x150 büyütme altında apikal ve koronal 1 mm'de alınan mikroskoplar üzerinde dentin ve dolgu materyali arası mesafe ölçümlerinden en büyük değer kaydedilirken; x34 büyütmede alınan mikroskoplarda ise Image J programı ile alan hesabı yapılarak niceliksel ölçümler yapıldı.

ProRoot MTA, Biodentine ve TotalFill BC RRM putty, marjinal adaptasyonun değerlendirilmesinde kullandığımız retrograd dolgu materyalleridir. Çalışmamızda ultrasonik ve lazer uç ile hazırlanan kavitelere yerleştirilen retrograd materyali ve dentin arası boşluk değerleri, SEM ile apikal ve koronal bölgelerden alınan mikroskoplar üzerinde hesaplanarak karşılaştırıldı. Biodentine materyali için ultrasonik grubunda lazer grubuna göre anlamlı ölçüde daha fazla boşluk oluşumu tespit edilirken; diğer iki

material, kavite açım tekniği açısından anlamlı farklılık göstermemiştir. Image J programı kullanılarak boşlukların hesaplanan alan ölçümlerinde ise; ProRoot MTA grubunda ultrasonik ile açılan kavitelerde lazer grubuna göre anlamlı ölçüde daha fazla boşluk oluşumu gözlemlendi. Bu durum, Er,Cr:YSGG lazerin düzensiz intertübüler dentin yüzeyinde mikroretantif alanlar meydana getirerek ve smear tabakasını kaldırarak dentin duvarı ile retrograd dolgu materyali arasındaki mekanik bağlanmayı arttırabileceği şeklinde açıklanabilir (148, 149). Bu iki ölçüm metodu sonuçlarındaki farklılık; Image J programıyla kök-ucu kavitesinde boşlukların toplam alanı hesaplanırken, apikal ve koronal bölgelerden alınan SEM görüntüleri üzerinde dolgu materyali ve dentin arası mesafe ölçümlerinden en yüksek tek bir değer hesabına katılmasından dolayı kaynaklanabilir.

Xavier ve ark. (20), yaptıkları bir çalışmada, ultrasonik ile hazırlanan kavitelerde MTA Angelus, Super-EBA ve Vitremer'in marjinal adaptasyonlarını SEM kullanarak incelemiştir. Yatay olarak apikale 1 ve 2 mm uzaklıkta birer mm kalınlıkta alınan iki ayrı kesitin, dört farklı noktada boşluk ölçümleri SEM altında yapılmıştır. Kaydedilen değerlerin ortalamaları sonucunda MTA Angelus en iyi sonucu vermiştir. Gondim ve ark. (19), ultrasonik uç kullanarak açtıkları kök-ucu kavite marjinal adaptasyonunun değerlendirilmesinde Super-EBA, IRM ve ProRoot MTA kullanmışlardır. Retrograd dolgu materyalleri kök-ucuna yerleştirildikten sonra çeşitli bitim frezleri uygulanmış ve replikaları alınmıştır. SEM'de görüntüleri alınan replikaların, Imagemlab analiz programında boşluk alan ölçümleri yapılmıştır. Çalışma sonucuna göre, bitim frezleri uygulanmasının boşluklu alanlar açısından gruplar arası anlamlı bir fark yaratmadığı ve ProRoot MTA'nın en iyi adaptasyonu gösterdiği rapor edilmiştir. Torabinejad ve ark. (108) da yaptıkları bir çalışmada 170 L fissür frez kullanarak hazırladıkları kök-ucu kavite marjinal adaptasyonunu SEM'de incelemiştir. Örneklerin dikey kesitlerinin rezin ile replikaları yapılmış ve hem gerçek dişler hem de replikalarının dört noktada yapılan boşluk ölçümleri incelenmiştir. Çalışma sonucunda, retrograd dolgu ile dentin dokusu arasındaki boşluğun en az MTA grubunda görüldüğü rapor edilmiştir. Amany ve ark. (129), retrograd dolgu materyallerinin marjinal adaptasyonunu inceledikleri çalışmalarında MTA, Polimetilmetakrilat kemik simanı ve amalgam

kullanmışlar. Dişlerin yatay kesitlerinde rezin replika, dikey kesitlerinde ise gerçek dişler üzerinde dört farklı noktada SEM’de incelenmiştir. Çalışma sonucunda MTA ve PMMA kemik simanının, amalgamdan daha iyi bir adaptasyon gösterdiğini bulmuşlardır. MTA’nın iyi bir adaptasyon göstermesi materyalin fiziksel ve kimyasal yapısı ile de ilişkilendirilmiştir. MTA’nın tozu hidrofilik partiküller içerir ve bu partiküller hidrasyon mekanizması süresince su absorbe eder ve böylece materyal genişir. Sertleşme sürecinde MTA’da genişleme görülmesinin daha iyi bir adaptasyon gösterdiği düşünülmektedir (17, 108, 150, 151). Günümüze kadar bir çok marjinal adaptasyon çalışmasında MTA’nın başarılı sonuçlar göstermesinden dolayı bu çalışmada kullanılması tercih edilmiştir (9, 10, 43, 104, 105).

Soundappan ve ark. (28), SEM altında marjinal adaptasyonu değerlendirdikleri çalışmalarında kök-ucu kavitelerini ultrasonik uç kullanarak hazırlamışlar ve retrograd dolgu materyali olarak Biodentine, MTA ve IRM’i kullanmışlardır. Retrograd dolguların sertleşme süreçleri tamamlandıktan sonra dişlerin apikalden 1 ve 2 mm uzaklıkta iki adet yatay kesitleri alınmıştır. SEM’de x1000 büyütme altında alınan mikrograflar üzerinden yatay kesitler dört eşit parçaya bölünmüş ve her bir çeyrekte materyal ile dentin arasındaki en büyük boşluklar kaydedilmiştir. Daha sonra her bir yatay kesitte hesaplanan toplam dört değerin ortalaması alınarak tüm örnekler için kaydedilmiştir. Çalışma sonucunda en fazla boşluk oluşumu Biodentine grubunda, en az boşluk ise MTA grubunda görülmüştür. IRM ve MTA arasında anlamlı bir farklılık görülmezken, MTA ve IRM; Biodentine ile karşılaştırıldığında anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Bizim çalışmamızın da kök-ucu kavite preparasyonu için ultrasonik ucun kullanıldığı apikal bölge SEM ölçümlerindeki sonuçlarla benzer olarak, Biodentine grubunda ProRoot MTA grubundan daha fazla boşluk oluşumu saptanırken; koronal bölge SEM ölçümlerinde ise iki grup arasında anlamlı fark gözlenmemiştir. Ancak bizim çalışmamızda dikey kesitini aldığımız dişlerde apikal ve koronal 1 mm’lik bölgelerde elde ettiğimiz ölçümlerdeki en yüksek değeri kaydedip iki ayrı bölge olarak değerlendirirken, Soundappan ve ark.’nın çalışmalarında ise yatay kesitlerin dört eşit parçadaki en büyük boşluk ölçümleri yapılmış ve her çeyrekteki ölçümler toplanarak alınan ortalamalar o örneğin değeri olarak kaydedilmiştir. Ravi Chandra ve ark. (122) ise ultrasonik ile hazırlanmış kavitelerde, CIS, MTA ve Biodentine’in marjinal adaptasyonlarını yatay kesitleri alınarak konfokal lazer taramalı mikroskopta incelemişler ve Biodentine grubunda, CIS ve MTA’ya göre daha iyi bir

marjinal adaptasyon gözlemişlerdir. Sonuçların çalışmamız ile olan farklılığı, görüntüleme tekniği ve incelenen kesitin farklılığından kaynaklanıyor olabilir. Khandelwal ve ark. (152), konvansiyonel frez ve ultrasonik uç kullanarak hazırladıkları kök-ucu kavitelere Biodentine ve MTA'nın mikrosızıntılarını boya penetrasyon yöntemi ile incelemişlerdir. Çalışma sonucunda ultrasonik uç ile açılan kavitelere yerleştirilen Biodentine materyalinde en az; frezle açılan kavitelere yerleştirilen MTA materyalinde ise en çok mikrosızıntı gözlediklerini rapor etmişlerdir. Biodentine'in iyi sızdırmazlık özelliği göstermesini; dentin ile temas ettiğinde kalsiyum silikat simanın hidrasyon ürünlerinin alkali kostik etki yaratması ve bu etkinin dentin ara yüzeyindeki kollajen yapısını çözmesiyle 'mineral infiltration zone' adı verilen bir 'tag' benzeri yapı oluşturması ve ayrıca Biodentine'in küçük partikül boyutuna sahip olması sayesinde kavite duvarlarına daha iyi adapte olması gibi özellikler ile ilişkilendirmişlerdir. Ayrıca Han ve Okiji (153) bu 'tag' benzeri yapıların oluşumuna yol açan dentin içine kalsiyum ve silikon iyon alımının Biodentine'de MTA'dan daha yüksek olduğunu göstermişlerdir. Biodentine, marjinal adaptasyon ve mikrosızıntı çalışmalarında retrograd dolgu materyali olarak sıklıkla kullanılmakta ve başarılı sonuçlar vermektedir. Ayrıca kısa sertleşme süresi göstermesi, manipülasyon kolaylığı, renkleşmeye neden olmaması ve iyi sızdırmazlık özelliği gibi avantajlara sahip olması Biodentine'in bu çalışmada tercih edilmesine neden olmuştur (12, 28, 109).

TotalFill RRM, önceden karıştırılmış (pre-mixed) biyoseramik retrograd dolgu materyali olarak ilk Amerika'da Brasseler firması tarafından Endosequence RRM ticari ismi ile piyasaya sürülmüştür. FKG firması tarafından üretilen TotalFill'in Avrupa'da daha yaygın kullanımı bulunmaktadır. TotalFill ve EndoSequence içerik ve form olarak aynı özelliklere sahiptir (13, 98, 99, 115). Alanezi ve ark. (154) yaptıkları çalışmalarında, EndoSequence BC RRM ve ProRoot MTA'nın *Enterococcus faecalis* kullanılarak bakteriyel mikrosızıntısını incelemişlerdir. KiS ultrasonik uç kullanılarak hazırlanan kök-ucu kavitelere EndoSequence BC RRM ve MTA yerleştirilmiş; kontrol grubunun kavitesi ise boş bırakılmıştır. Çalışma sonucunda iki retrograd dolgu materyali arasında bakteriyel mikrosızıntı açısından fark gözlenmemiştir. Shokouhinejad ve ark.(27), EndoSequence RRM putty, EndoSequence RRM pasta ve ProRoot MTA'nın marjinal adaptasyonlarını SEM kullanarak incelemişlerdir. Ultrasonik uç kullanarak hazırladıkları kök-ucu kavitelere yerleştirdikleri retrograd dolgu materyallerinin sertleşme süreçleri

tamamlandıktan sonra dişlerin yatay ve dikey kesitlerinin replikaları alınmıştır. SEM’de alınan yatay kesitin görüntüsü sekiz eşit parçaya bölünerek hesaplamalar yapılmış ve her kesitte alınan en büyük değer kaydedilmiştir. Bir yatay kesitte alınan sekiz değerlerin ortalaması alınarak o kesitin ölçümü olarak kaydedilmiştir. Dikey kesit ise 4 eşit parçaya bölünmüş ve yine aynı şekilde her bir kesitte hesaplanan en yüksek değerlerin ortalaması o kesitin ölçümü olarak kayıt edilmiştir. Ayrıca her bir örnek için yatay ve dikey kesitlerin de ortalaması alınarak toplam değer olarak kaydedilmiştir. Çalışma sonucunda yatay kesit için gruplar arasında anlamlı bir farklılık kaydedilmemiştir. Dikey kesitte, EndoSequence pastada diğerlerinden anlamlı olarak daha fazla boşluk olduğunu bildirilmiştir. Toplam değerlerde ise anlamlı bir farklılık saptanmamıştır. Lertmalapong ve ark. (119), açık apeksli dişlerin tedavisinde ProRoot MTA, RetroMTA, Biodentine ve TotalFill BC RRM’in putty ve pasta formlarının marjinal adaptasyonlarını inceledikleri çalışmalarında materyalleri, 3 ve 4 mm olarak iki farklı kalınlıkta yerleştirmişlerdir. Örneklerin rezin replikasyonları yapılarak SEM’de görüntülenmiş ve boşluklar Image J programında incelenmiştir. Çalışma sonucunda 3 ve 4 mm kalınlığında yerleştirilen Biodentine, TotalFill BC RRM putty ve 4 mm ProRoot MTA gruplarında diğer gruplara göre daha az boşluk görülmüştür. Bu çalışmada boşluk alanı, kök kanal kesit alanına bölünüp yüz ile çarpılması ile boşluk alanı yüzde olarak bulunmuştur. Bizim çalışmamızda ise kavitenin dış yüzey alanı ve retrograd dolgu materyalinin yüzey alanları ayrı ayrı ölçülüp daha sonra farkları alınarak hesaplanmıştır ve ultrasonik ile açtığımız kavitelerde Biodentine grubunda, TotalFill grubundan daha yüksek boşluk alanı tespit edilmiştir.

8.SONUÇLAR

- Ultrasonik uç ile hazırlanan kök-ucu kavitelerinde materyal ile dentin arasındaki boşlukların en yüksek değerleri karşılaştırıldığında, koronal bölgede Biodentine grubunun, TotalFill grubundan anlamlı derecede daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. ProRoot MTA grubunun ise hem TotalFill hem de Biodentine grupları ile arasında anlamlı bir farklılığa rastlanmamıştır. Apikal bölgede ise ultrasonik uç ile hazırlanan kavitelerde Biodentine grubunun, TotalFill ve ProRoot MTA gruplarından anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. ProRoot MTA ve TotalFill grupları arasında ise anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.
- Lazer uç ile hazırlanan kök-ucu kavitelerinde materyal ile dentin arasındaki boşlukların en yüksek değerleri karşılaştırıldığında ise; hem apikal hem de koronalde üç materyal için de boşluk oluşumu açısından anlamlı farklılık tespit edilmemiştir.
- Materyal ile dentin arasındaki boşlukların en yüksek değerleri kök-ucu kavite açım tekniği açısından karşılaştırıldığında hem apikal hem de koronalde; Biodentine materyali için ultrasonik grubunun lazer grubundan anlamlı derecede daha yüksek olduğu gözlenirken; ProRoot MTA ve TotalFill materyalleri için ultrasonik ve lazer grupları arasında anlamlı bir farklılık tespit edilmemiştir.
- x34 büyütme altında alınan görüntülerde ise Image J programıyla retrograd dolgu materyali ve dentin arasındaki boşlukların toplam alanı hesaplanmıştır. Yapılan ölçümlerde, ultrasonik uç ile hazırlanan kavitelerde Biodentine grubunda, TotalFill grubundan anlamlı derecede daha yüksek boşluk oluşumu görülmüştür. ProRoot MTA grubunun ise hem TotalFill hem de Biodentine grupları ile arasında anlamlı bir farklılığa rastlanmamıştır. Lazer uç ile hazırlanan kavitelerde ise Biodentine grubunda, ProRoot MTA grubundan daha yüksek boşluk oluşumu saptanırken; TotalFill grubunun ise hem Biodentine hem de ProRoot MTA grupları ile arasında da anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

9.KAYNAKÇA

1. Gilheany PA, Figdor D, Tyas MJ. Apical dentin permeability and microleakage associated with root end resection and retrograde filling. *J Endod.* 1994;20(1):22-6.
2. Gutmann JL. Surgical endodontics: past, present, and future. *Endodontic Topics.* 2014;30(1):29-43.
3. Kim S. KS. Principles of endodontic microsurgery: *Dent Clin North Am,* ; 1997.
4. Carr GB, Murgel CAF. The Use of the Operating Microscope in Endodontics. *Dental Clinics.* 2010;54(2):191-214.
5. von Arx T. Apical surgery: A review of current techniques and outcome. *Saudi Dent J.* 2011;23(1):9-15.
6. Ingle JJ, Baumgartner JC. *Ingle's endodontics: PMPH-USA;* 2008.
7. Miserendino LJ. The laser apicoectomy: Endodontic application of the CO2 laser for periapical surgery. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology.* 1988;66(5):615-9.
8. 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(12):591-5.
9. Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod.* 1995;21(7):349-53.
10. Torabinejad M, Chivian N. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics.* 1999;25(3):197-205.
11. Koubi G, Colon P, Franquin J-C, Hartmann A, Richard G, Faure M-O, et al. Clinical evaluation of the performance and safety of a new dentine substitute, Biodentine, in the restoration of posterior teeth — a prospective study. *Clinical Oral Investigations.* 2013;17(1):243-9.
12. Rajasekharan S, Martens L, Cauwels R, Verbeeck R. Biodentine™ material characteristics and clinical applications: a review of the literature. *European Archives of Paediatric Dentistry.* 2014;15(3):147-58.
13. Debelian G, Trope M. The use of premixed bioceramic materials in endodontics. *Giornale Italiano di Endodonzia.* 2016;30(2):70-80.
14. Trope M, Bunes A, Debelian G. Root filling materials and techniques: bioceramics a new hope? *Endodontic Topics.* 2015;32(1):86-96.
15. Taylor M, Lynch E. Marginal adaptation. *Journal of Dentistry.* 1993;21(5):265-73.

16. Torabinejad M, Lee S-J, Hong C-U. Apical marginal adaptation of orthograde and retrograde root end fillings: A dye leakage and scanning electron microscopic study. *Journal of Endodontics*. 1994;20(8):402-7.
17. Rosa R, Santini M, Heiden K, So B, Kuga MC, Pereira J, et al. SEM evaluation of the interface between filling and root-end filling materials. *Scanning: The Journal of Scanning Microscopies*. 2014;36(2):252-7.
18. Küçükkaya Eren S, Görduysus MÖ, Şahin C. Sealing ability and adaptation of root-end filling materials in cavities prepared with different techniques. *Microscopy research and technique*. 2017;80(7):756-62.
19. Gondim Jr E, Zaia A, Gomes B, Ferraz C, Teixeira F, Souza-Filho F. Investigation of the marginal adaptation of root-end filling materials in root-end cavities prepared with ultrasonic tips. *International endodontic journal*. 2003;36(7):491-9.
20. Xavier CB, Weismann R, de Oliveira MG, Demarco FF, Pozza DH. Root-end filling materials: apical microleakage and marginal adaptation. *Journal of Endodontics*. 2005;31(7):539-42.
21. Costa A, Post L, Xavier C, Weber J, Gerhardt-Oliveira M. Marginal adaptation and microleakage of five root-end filling materials: an in vitro study. *Minerva stomatologica*. 2008;57(6):295-300.
22. Rosales-Leal J-I, Olmedo-Gaya V, Vallecillo-Capilla M, Luna-del Castillo J-d-D. 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(2):185-9.
23. Munhoz M, Marchesan M, Cardoso D, Silva S, Silva-Sousa Y, Sousa-Neto M. Quantitative 3D profilometry and SEM analysis of the adaptation of root-end filling materials placed under an optical microscope. *International endodontic journal*. 2011;44(6):560-6.
24. Shahi S, Yavari HR, Esk M, Rahimi S, Sadrhaghghi H. Comparative investigation of marginal adaptation of mineral trioxide aggregate (MTA) and Portland cement as root-end filling materials: A scanning electron microscopy (SEM) study. *African Journal of Biotechnology*. 2011;10(71):16084-8.

25. Almeida B, Abad Filho E. In vitro evaluation of dentin marginal adaptation of three root-end filling materials inserted with and without surgical microscope. *Dental Press Endod.* 2012;2:20-5.
26. Oliveira HF, Alencar AHG, Figueiredo JAP, Guedes OA, de Almeida Decurcio D, Estrela C. Evaluation of marginal adaptation of root-end filling materials using scanning electron microscopy. *Iranian endodontic journal.* 2013;8(4):182.
27. Shokouhinejad N, Nekoofar MH, Ashoftehyazdi K, Zahraee S, Khoshkhounejad M. Marginal adaptation of new bioceramic materials and mineral trioxide aggregate: a scanning electron microscopy study. *Iranian endodontic journal.* 2014;9(2):144.
28. 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. *Journal of dentistry (Tehran, Iran).* 2014;11(2):143.
29. Mokhtari F, Modaresi J, Javadi G, Davoudi A, Badrian H. Comparing the marginal adaptation of cold ceramic and mineral trioxide aggregate by means of scanning electron microscope: An in vitro study. *Journal of international oral health: JIOH.* 2015;7(9):7.
30. Cohen S HK, Berman L. *Pathways of the Pulp.* ed, editor: Elsevier Science; 2016.
31. STROPKO JJ, DOYON GE, GUTMANN JL. Root-end management: resection, cavity preparation, and material placement. *Endodontic Topics.* 2005;11(1):131-51.
32. Battrum DE, Gutmann JL. Implications, prevention and management of subcutaneous emphysema during endodontic treatment. *Dental Traumatology.* 1995;11(3):109-14.
33. Kim S, Kratchman S. Modern Endodontic Surgery Concepts and Practice: A Review. *Journal of Endodontics.* 2006;32(7):601-23.
34. Gutmann JL, Harrison JW. Posterior endodontic surgery: anatomical considerations and clinical techniques. *International endodontic journal.* 1985;18(1):8-34.
35. CHONG BS, PITT FORD TR, KARIYAWASAM SP. Tissue response to potential root-end filling materials in inflected root canals. *International endodontic journal.* 1997;30(2):102-14.
36. Carr GB. Ultrasonic root end preparation. *Dent Clin North Am.* 1997;41(3):541-54.

37. von Arx T, Kurt B. Root-end cavity preparation after apicoectomy using a new type of sonic and diamond-surfaced retrotip: a 1-year follow-up study. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 1999;57(6):656-61.
38. Arens D, Torabinejad M, Chivian N, Rubinstein R. *Practical lessons in endodontic surgery*: Chicago; 1998.
39. Wuchenich G, Meadows D, Torabinejad M. A comparison between two root end preparation techniques in human cadavers. *Journal of endodontics*. 1994;20(6):279-82.
40. Walmsley AD. Applications of ultrasound in dentistry. *Ultrasound in Medicine & Biology*. 1988;14(1):7-14.
41. Balamuth L. *Ultrasonics and Dentistry. Sound: Its uses and Control*. 1963;2(2):15-9.
42. Park E. Ultrasonics in endodontics. *Endodontic Topics*. 2013;29(1):125-59.
43. Engel TK, Steiman HR. Preliminary investigation of ultrasonic root end preparation. *Journal of endodontics*. 1995;21(9):443-5.
44. Flath RK, Hicks ML. Retrograde instrumentation and obturation with new devices. *Journal of Endodontics*. 1987;13(11):546-9.
45. Laird WRE, Walmsley AD. Ultrasound in dentistry. Part 1—biophysical interactions. *Journal of Dentistry*. 1991;19(1):14-7.
46. WALMSLEY AD. Ultrasound and root canal treatment: the need for scientific evaluation. *International endodontic journal*. 1987;20(3):105-11.
47. Plotino G, Pameijer CH, Maria Grande N, Somma F. Ultrasonics in Endodontics: A Review of the Literature. *Journal of Endodontics*. 2007;33(2):81-95.
48. Stock CJ. Current status of the use of ultrasound in endodontics. *Int Dent J*. 1991;41(3):175-82.
49. Mehlhaff DS, Harshall JG, Baumgartner JC. Comparison of ultrasonic and high-speed-bur root-end preparations using bilaterally matched teeth. *Journal of Endodontics*. 1997;23(7):448-52.
50. Zuolo ML, Perin FR, Ferreira MOF, de Faria FP. Ultrasonic root-end preparation with smooth and diamond-coated tips. *Dental Traumatology*. 1999;15(6):265-8.
51. Gutmann JL, Saunders WP, Nguyen L, Guo IY, Saunders EM. Ultrasonic root-end preparation Part 1. SEM analysis. *International endodontic journal*. 1994;27(6):318-24.

52. Walmsley AD, Lumley PJ, Johnson WT, Walton RE. Breakage of ultrasonic root-end preparation tips. *J Endod.* 1996;22(6):287-9.
53. SAUNDERS WP, SAUNDERS EM, GUTMANN JL. Ultrasonic root-end preparation Part 2, Microleakage of EBA root-end fillings. *International endodontic journal.* 1994;27(6):325-9.
54. Abedi HR, Van Mierlo BL, Wilder-Smith P, Torabinejad M. Effects of ultrasonic root-end cavity preparation on the root apex. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology.* 1995;80(2):207-13.
55. Layton CA, Marshall JG, Morgan LA, Baumgartner JC. Evaluation of cracks associated with ultrasonic root-end preparation. *J Endod.* 1996;22(4):157-60.
56. Özcan A, Sevimay M. Diş Hekimliğinde Lazer. *Türkiye Klinikleri Dishekimligi Bilimleri Dergisi.* 2016;22(2).
57. Maiman TH. Stimulated Optical Radiation in Ruby. *Nature.* 1960;187:493.
58. Kimura Y, Wilder-Smith P, Matsumoto K. Lasers in endodontics: a review. *International endodontic journal.* 2000;33(3):173-85.
59. Wigdor HA, Walsh JT, Featherstone JDB, Visuri SR, Fried D, Waldvogel JL. Lasers in dentistry. *Lasers in Surgery and Medicine.* 1995;16(2):103-33.
60. Vogel A, Venugopalan V. Mechanisms of Pulsed Laser Ablation of Biological Tissues. *Chemical Reviews.* 2003;103(2):577-644.
61. Weichman Ja Fau - Johnson FM, Johnson FM. Laser use in endodontics. A preliminary investigation. (0030-4220 (Print)).
62. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin North Am.* 2004;48(4):751-70, v.
63. Aoki A, Sasaki KM, Watanabe H, Ishikawa I. Lasers in nonsurgical periodontal therapy. *Periodontology 2000.* 2004;36(1):59-97.
64. Romanos GE. Clinical applications of the Nd:YAG laser in oral soft tissue surgery and periodontology. *J Clin Laser Med Surg.* 1994;12(2):103-8.
65. SMITH C. GUIDANCE ON THE SAFE USE OF LASERS.
66. Henderson R, Schulmeister K. *Laser Safety: Taylor & Francis; 2003.*
67. Mishra MB, Mishra S. Lasers and its clinical applications in dentistry. *International journal of dental clinics.* 2011;3(4).

68. Eltas A, Orbak R. Cerrahi olmayan periodontal tedavide Nd: YAG lazer kullanımı. *Acta Odontologica Turcica*. 2013;30(2):93-8.
69. Lasers in periodontics. *J Periodontol*. 2002;73(10):1231-9.
70. Maleki-Pour MR, Birang R, Khoshayand M, Naghsh N. Effect of Nd:YAG Laser Irradiation on the Number of Open Dentinal Tubules and Their Diameter with and without Smear of Graphite: An in Vitro Study. *Journal of lasers in medical sciences*. 2015;6(1):32-9.
71. Whitters CJ, Hall A, Creanor SL, Moseley H, Gilmour WH, Strang R, et al. A clinical study of pulsed Nd: YAG laser-induced pulpal analgesia. *J Dent*. 1995;23(3):145-50.
72. Dederich DN, Bushick RD. Lasers in dentistry: separating science from hype. *J Am Dent Assoc*. 2004;135(2):204-12; quiz 29.
73. De Moor RJ, Delme KI. Laser-assisted cavity preparation and adhesion to erbium-lased tooth structure: part 1. Laser-assisted cavity preparation. *J Adhes Dent*. 2009;11(6):427-38.
74. Pick RM, Pecaro BC. Use of the CO2 laser in soft tissue dental surgery. *Lasers Surg Med*. 1987;7(2):207-13.
75. Pecaro BC, Garehime WJ. The CO2 laser in oral and maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg*. 1983;41(11):725-8.
76. van As G. Erbium lasers in dentistry. *Dent Clin North Am*. 2004;48(4):1017-59, viii.
77. Rechmann P, Goldin DS, Hennig T, editors. Er: YAG lasers in dentistry: an overview. *Lasers in dentistry IV*; 1998: International Society for Optics and Photonics.
78. Hadley J, Young DA, Eversole LR, Gornbein JA. A laser-powered hydrokinetic system for caries removal and cavity preparation. *J Am Dent Assoc*. 2000;131(6):777-85.
79. RizoIU IM, Eversole LR, Kimmel AI. Effects of an erbium, chromium: yttrium, scandium, gallium, garnet laser on mucocutaneous soft tissues. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1996;82(4):386-95.
80. RizoIU I-M, Kimmel AI, Eversole LR, editors. Effects of an Er, Cr: YSGG laser on canine oral hard tissues. *Laser applications in medicine and dentistry*; 1996: International Society for Optics and Photonics.

81. Arisu HD. Restoratif diş hekimliği ve endodontide lazer kullanımı. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2009;26(2):125-32.
82. Yamazaki R, Goya C, Yu DG, Kimura Y, Matsumoto K. Effects of erbium,chromium:YSGG laser irradiation on root canal walls: a scanning electron microscopic and thermographic study. J Endod. 2001;27(1):9-12.
83. Dederich DN. Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? The Journal of the American Dental Association. 1993;124(2):57-61.
84. Miserendino LJ, Pick RM. Lasers in dentistry. Chicago: Quintessence; 1995.
85. Parker S. Laser regulation and safety in general dental practice. British dental journal. 2007;202(9):523.
86. Carr GB. Microscopes in endodontics. Journal of the California Dental Association. 1992;20(11):55-61.
87. Abdal AK, Retief DH. The apical seal via the retrosurgical approach: I. A preliminary study. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology. 1982;53(6):614-21.
88. Bodrumlu E. Biocompatibility of retrograde root filling materials: A review. Australian Endodontic Journal. 2008;34(1):30-5.
89. Inoue S, Yoshimura M, Tinkle JS, Marshall FJ. A 24-week study of the microleakage of four retrofilling materials using a fluid filtration method. Journal of Endodontics. 1991;17(8):369-75.
90. ULUSOY N. Kök Ucu Dolgularında Kullanılan Farklı Maddelerin Marjinal Adaptasyonu. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.3(1):63-76.
91. Barkhordar RA, Pelzner RB, Stark MM. Use of glass ionomers as retrofilling materials. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology. 1989;67(6):734-9.
92. Pissiotis E, Sapounas G, Spngberg LSW. Silver glass ionomer cement as a retrograde filling material: A study in vitro. Journal of Endodontics. 1991;17(5):225-9.
93. Oynick J, Oynick T. A study of a new material for retrograde fillings. Journal of endodontics. 1978;4(7):203-6.
94. Vasudev S, Goel B, Tyagi S. Root end filling materials-A review. Endodontology. 2003;15:12-8.
95. Crooks WG, Anderson RW, Powell BJ, Kimbrough WF. Longitudinal evaluation of the seal of IRM root end fillings. Journal of Endodontics. 1994;20(5):250-2.

96. Vignaroli PA, Anderson RW, Pashley DH. Longitudinal evaluation of the microleakage of dentin bonding agents used to seal resected root apices. *Journal of endodontics*. 1995;21(10):509-12.
97. Hench LL. Bioceramics: from concept to clinic. *Journal of the american ceramic society*. 1991;74(7):1487-510.
98. Best S, Porter A, Thian E, Huang J. Bioceramics: past, present and for the future. *Journal of the European Ceramic Society*. 2008;28(7):1319-27.
99. Brave D, Ali Nasseh A, Koch K. A review of bioceramic technology in endodontics. *Roots*. 2012;4(4):6-12.
100. Wang Z. Bioceramic materials in endodontics. *Endodontic Topics*. 2015;32(1):3-30.
101. Fridland M, Rosado R. Mineral trioxide aggregate (MTA) solubility and porosity with different water-to-powder ratios. *Journal of endodontics*. 2003;29(12):814-7.
102. Sarkar N, Caicedo R, Ritwik P, Moiseyeva R, Kawashima I. Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*. 2005;31(2):97-100.
103. Andelin WE, Shabahang S, Wright K, Torabinejad M. Identification of hard tissue after experimental pulp capping using dentin sialoprotein (DSP) as a marker. *Journal of endodontics*. 2003;29(10):646-50.
104. De Deus G, Ximenes R, Gurgel-Filho E, Plotkowski M, Coutinho-Filho T. Cytotoxicity of MTA and Portland cement on human ECV 304 endothelial cells. *International endodontic journal*. 2005;38(9):604-9.
105. Torabinejad M, Hong CU, Ford TRP, Kettering JD. Antibacterial effects of some root end filling materials. *Journal of Endodontics*. 1995;21(8):403-6.
106. von Loetzen S, Curtius S, Hülsmann M. Root perforation repair concepts and materials: A review. *Endodontic Practice Today*. 2018;12(2).
107. Sánchez ÁFY, Berrocal MIL, González JMM. Metaanalysis of filler materials in periapical surgery. *Medicina oral, patología oral y cirugía bucal Ed inglesa*. 2008;13(3):7.
108. 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(6):295-9.

109. Camilleri J. Investigation of Biodentine as dentine replacement material. *J Dent.* 2013;41(7):600-10.
110. Chang JWW, Praisarnti C, Neelakantan P. Increasing Use of Bioceramics in Endodontics: A Narrative Review.
111. Laurent P, Camps J, De Méo M, Déjou J, About I. Induction of specific cell responses to a Ca₃SiO₅-based posterior restorative material. *Dental Materials.* 2008;24(11):1486-94.
112. Caronna V, Himel V, Yu Q, Zhang J-F, Sabey K. Comparison of the surface hardness among 3 materials used in an experimental apexification model under moist and dry environments. *Journal of endodontics.* 2014;40(7):986-9.
113. Agrafioti A, Tzimpoulas N, Chatzitheodoridis E, Kontakiotis EG. Comparative evaluation of sealing ability and microstructure of MTA and Biodentine after exposure to different environments. *Clinical oral investigations.* 2016;20(7):1535-40.
114. Kaup M, Schäfer E, Dammaschke T. An in vitro study of different material properties of Biodentine compared to ProRoot MTA. *Head & face medicine.* 2015;11(1):16.
115. Camilleri J. Will Bioceramics be the Future Root Canal Filling Materials? *Current Oral Health Reports.* 2017;4(3):228-38.
116. Alanezi AZ, Jiang J, Safavi KE, Spangberg LS, Zhu Q. cytotoxicity evaluation of endosequence root repair material. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics.* 2010;109(3):e122-e5.
117. Kamal EM, Nabih SM, Obeid RF, Abdelhameed MA. The reparative capacity of different bioactive dental materials for direct pulp capping. *Dent Med Probl.* 2018;55(2):147-52.
118. Kohli MR, Yamaguchi M, Setzer FC, Karabucak B. Spectrophotometric Analysis of Coronal Tooth Discoloration Induced by Various Bioceramic Cements and Other Endodontic Materials. *Journal of Endodontics.* 2015;41(11):1862-6.
119. Lertmalapong P, Jantarat J, Srisatjaluk RL, Komoltri C. Bacterial leakage and marginal adaptation of various bioceramics as apical plug in open apex model. *Journal of investigative and clinical dentistry.* 2018:e12371.

120. Gilheany PA, Figdor D, Tyas MJ. Apical dentin permeability and microleakage associated with root end resection and retrograde filling. *Journal of Endodontics*. 1994;20(1):22-6.
121. ZETTERQVIST L, ANNEROTHT G, DANIN J, RÖDING K. Microleakage of retrograde fillings—a comparative investigation between amalgam and glass ionomer cement in vitro. *International endodontic journal*. 1988;21(1):1-8.
122. Ravichandra P, Vemisetty H, Deepthi K, Jayaprada Reddy S, Ramkiran D. Comparative evaluation of marginal adaptation of Biodentine™ and other commonly used root end filling materials-an invitro study. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*. 2014;8(3):243.
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. *International journal of oral science*. 2012;4(4):202.
124. Carr KE, Toner PG, Saleh KM. Scanning electron microscopy. *Histopathology*. 1982;6(1):3-24.
125. Choudhary OP, Malik P. Scanning Electron Microscope: Advantages and Disadvantages in Imaging Components 2017. 1877-82 p.
126. Lee HL, Swartz ML. Scanning Electron Microscope Study of Composite Restorative Materials. *Journal of Dental Research*. 1970;49(1):149-58.
127. Kucukkaya Eren S, Parashos P. Adaptation of mineral trioxide aggregate to dentine walls compared with other root-end filling materials: A systematic review. *Aust Endod J*. 2018.
128. Hollenberg MJ, Erickson AM. The scanning electron microscope: Potential usefulness to biologists a review. *Journal of Histochemistry & Cytochemistry*. 1973;21(2):109-30.
129. Badr AE. Marginal adaptation and cytotoxicity of bone cement compared with amalgam and mineral trioxide aggregate as root-end filling materials. *Journal of endodontics*. 2010;36(6):1056-60.
130. Stabholz A, Shani J, Friedman S, Abed J. Marginal adaptation of retrograde fillings and its correlation with sealability. *Journal of endodontics*. 1985;11(5):218-23.

131. Sullivan J, Pileggi R, Varella C. Evaluation of root-end resections performed by Er, Cr: YSGG laser with and without placement of a root-end filling material. *International journal of dentistry*. 2009;2009.
132. Jung M, Lommel D, Klimek J. The imaging of root canal obturation using micro-CT. *International endodontic journal*. 2005;38(9):617-26.
133. Zaslansky P, Fratzl P, Rack A, Wu M-K, Wesselink PR, Shemesh H. Identification of root filling interfaces by microscopy and tomography methods. *International endodontic journal*. 2011;44(5):395-401.
134. Waplington M, Lumley PJ, Walmsley AD, Blunt L. Cutting ability of an ultrasonic retrograde cavity preparation instrument. *Dental Traumatology*. 1995;11(4):177-80.
135. Khabbaz MG, Kerezoudis NP, Aroni E, Tsatsas V. Evaluation of different methods for the root-end cavity preparation. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2004;98(2):237-42.
136. Taschieri S, Testori T, Francetti L, Del Fabbro M. Effects of ultrasonic root end preparation on resected root surfaces: SEM evaluation. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2004;98(5):611-8.
137. Aydemir S, Cimilli H, Yoruç ABH, Kartal N. Evaluation of two different root-end cavity preparation techniques: A scanning electron microscope study. *European journal of dentistry*. 2013;7(2):186.
138. Aydemir S, Cimilli H, Mumcu G, Chandler N, Kartal N. Crack formation on resected root surfaces subjected to conventional, ultrasonic, and laser root-end cavity preparation. *Photomed Laser Surg*. 2014;32(6):351-5.
139. Wallace JA. Effect of Waterlase laser retrograde root-end cavity preparation on the integrity of root apices of extracted teeth as demonstrated by light microscopy. *Australian Endodontic Journal*. 2006;32(1):35-9.
140. Rahimi S, Yavari HR, Shahi S, Zand V, Shakoui S, Reyhani MF, et al. Comparison of the effect of Er, Cr-YSGG laser and ultrasonic retrograde root-end cavity preparation on the integrity of root apices. *Journal of oral science*. 2010;52(1):77-81.
141. Batista de Faria-Junior N, Tanomaru-Filho M, Guerreiro-Tanomaru JM, de Toledo Leonardo R, Camargo Villela Berbert FL. Evaluation of ultrasonic and ErCr:YSGG laser retrograde cavity preparation. *J Endod*. 2009;35(5):741-4.

142. de Faria-Junior NB, Tanomaru-Filho M, Guerreiro-Tanomaru JM, de Toledo Leonardo R, Berbert FLCV. Evaluation of ultrasonic and ErCr: YSGG laser retrograde cavity preparation. *Journal of endodontics*. 2009;35(5):741-4.
143. GOMES CC, ACCETTA RF, CAMÕES ICG, FREITAS LF, PINTO SS. Marginal adaptation of root-end filling materials. *Pesquisa Brasileira em Odontopediatria e Clinica Integrada*. 2009;9(1):31-5.
144. Bidar M, Moradi S, Jafarzadeh H, Bidad S. Comparative SEM study of the marginal adaptation of white and grey MTA and Portland cement. *Australian Endodontic Journal*. 2007;33(1):2-6.
145. Bolhari B, Yazdi KA, Sharifi F, Pirmoazen S. Comparative scanning electron microscopic study of the marginal adaptation of four root-end filling materials in presence and absence of blood. *Journal of dentistry (Tehran, Iran)*. 2015;12(3):226.
146. Tobón-Arroyave S, Restrepo-Pérez M, Arismendi-Echavarría J, Velásquez-Restrepo Z, Marín-Botero M, García-Dorado E. Ex vivo microscopic assessment of factors affecting the quality of apical seal created by root-end fillings. *International endodontic journal*. 2007;40(8):590-602.
147. Peters CI, Peters OA. Occlusal loading of EBA and MTA root-end fillings in a computer-controlled masticator: a scanning electron microscopic study. *International endodontic journal*. 2002;35(1):22-9.
148. Pécora J, Cussioli A, Guerisoli D, Marchesan M, Sousa-Neto M, Brugnera AJ. Evaluation of Er: YAG laser and EDTAC on dentin adhesion of six endodontic sealers. *Brazilian dental journal*. 2001;12(1):27-30.
149. Karlovic Z, Pezelj-Ribaric S, Miletic I, Jukic S, Grgurevic J, Anic I. Erbium: YAG laser versus ultrasonic in preparation of root-end cavities. *Journal of endodontics*. 2005;31(11):821-3.
150. Hawley M, Webb TD, Goodell GG. Effect of varying water-to-powder ratios on the setting expansion of white and gray mineral trioxide aggregate. *Journal of endodontics*. 2010;36(8):1377-9.
151. Storm B, Eichmiller FC, Tordik PA, Goodell GG. Setting expansion of gray and white mineral trioxide aggregate and Portland cement. *Journal of Endodontics*. 2008;34(1):80-2.

152. Khandelwal A, Karthik J, Nadig RR, Jain A. Sealing ability of mineral trioxide aggregate and Biodentine as root end filling material, using two different retro preparation techniques-An in vitro study.
153. Han L, Okiji T. Uptake of calcium and silicon released from calcium silicate-based endodontic materials into root canal dentine. *International endodontic journal*. 2011;44(12):1081-7.
154. Alanezi AZ, Jiang J, Safavi KE, Spangberg LSW, Zhu Q. Cytotoxicity evaluation of endosequence root repair material. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2010;109(3):e122-5.



10. ETİK KURUL ONAYI



T.C.
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ

GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU



| | | |
|----------------------|---------|--|
| Etik Kurul Bilgileri | Adı | Kocaeli Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu |
| | Adres | Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Ara Kat 41380 Umuttepe Yerleşkesi /KOCAELİ |
| | Telefon | 0262 303 74 50 |
| | Faks | 0262 303 74 63 |
| | E-Posta | gokaetikkurul@kocaeli.edu.tr |

| | | | | | |
|-------------------|---------------------------------------|--|--------------|--------|--------------|
| Başvuru Bilgileri | Araştırmanın Adı | Farklı Tekniklerle Hazırlanan Kök Ucu Kavitelelerinde Farklı Retrograd Dolgu Materyalleri Adaptasyonunun Taramalı Elektron Mikroskopunda Değerlendirilmesi | | | |
| | Araştırma Proje Numarası | KÜ GOKAEK 2017/217 | | | |
| | Sorumlu Araştırmacı Unvanı/Adı/Soyadı | Yrd. Doç. Dr. Seda AYDEMİR | | | |
| | Sorumlu Araştırmacının Uzmanlık Alanı | Endodonti | | | |
| | Araştırma Merkezi | Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti AD | | | |
| | Destekleyici | KÜ-BAPB | | | |
| | Araştırmanın Türü | Uzmanlık Tezi | | | |
| | Araştırmaya Katılan Merkezler | Tek Merkezli | Çok Merkezli | Ulusal | Uluslararası |

| Değerlendirilen Belgeler | Belge Adı | Var | Yok | Açıklama |
|--------------------------|---------------------------------------|-------------------------------------|--------------------------|--|
| | | Başvuru Dilekçesi | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| | Başvuru Formu | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | |
| | Araştırmanın Türü | <input checked="" type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | Koleksiyon Materyallerle Yapılacak Araştırma |
| | Araştırma Protokolü | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | |
| | Kullanılacak Form Örnekleri | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | |
| | Aydınlatılmış Onam Formu | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | |
| | Araştırma Bütçesi | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | |
| | Literatür Örneği | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | |
| | Taahhütname | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | |
| | Biyolojik Materyal Transfer Anlaşması | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | |
| | İzin Belgeleri | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | |
| | Başhekimlik Onayı | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | |
| | Özgeçmişler | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | |
| | Değişiklik Bilgi Formu | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | |
| | Proje Sonuç Formu | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | |
| | Diğer | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | |

ASLI GİBİDİR
KÜ Diş Hekimliği Fakültesi
Nilgün ŞENOL
Fakülte Sekreteri

KÜ Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Onay Formu

Beyaz Kopya
Onay formu

| | | | |
|--|--|--------------------|-------------------|
| Karar Bilgileri | Karar No: KÜ GOKAEK 2017/1022 | Proje No: 2017/217 | Tarih: 19/07/2017 |
| | Yrd. Doç. Dr. Seda AYDEMİR sorumluluğunda yapılan ve yukarıda bilgileri verilen araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler, araştırmanın gerekçesi, amacı, yaklaşım ve yöntemleri, gönüllüler için beklenen yarar ve riskler dikkate alınarak değerlendirilmiş ve araştırmanın ilgili protokol doğrultusunda belirtilen merkezlerde yürütülmesi etik açıdan, | | |
| <input checked="" type="checkbox"/> Uygun bulunmuştur. <input type="checkbox"/> Eksikliklerin tamamlanması koşulu ile uygun bulunmuştur.* <input type="checkbox"/> Uygun bulunmamıştır.* | | | |

| | |
|-------------|--|
| Dayanakları | Hasta Hakları Yönetmeliği (01.08.1998/23420); Biyoloji ve Tıbbın Uygulanması Bakımından İnsan Hakları ve İnsan Haysiyetinin Korunması Sözleşmesi: İnsan Hakları ve Biyotıp Sözleşmesinin Uygun Bulunduğuna Dair Kanun (09.12.2003/25311); Biyotıp Araştırmalarına İlişkin İnsan Hakları ve Biyotıp Sözleşmesine Ek Protokolün Onaylanmasının Uygun Bulunduğuna Dair Kanun (29.03.2011/27899); İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik (13.04.2013/28617); Tıbbi Cihaz Klinik Araştırmaları Yönetmeliği (06.09.2014/29111); Dünya Tıp Birliği Helsinki Bildirgesi; İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu; Türk Tabipleri Birliği Hekimlik Meslek Etiği Kuralları; Türk Tabipleri Birliği Araştırma Etiği Bildirgesi |
|-------------|--|

Etik Kurul Üyeleri

| Unvanı/Adı/Soyadı | Uzmanlık Alanı | Kurumu | Cinsiyet | | Araştırma ile İlişki | | Toplantıda Bulunma | | İmza |
|--|--|--|--|--|-------------------------------|-------------------------------|-------------------------------|--|------|
| Prof. Dr. Kadir Babaoğlu Başkan | Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları | Kocaeli 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 checked="" type="checkbox"/> | — |
| Prof. Dr. İ. Erdem Okay Üye | Genel Cerrahi | Kocaeli 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"/> | — |
| Prof. Dr. Haluk Emre Özel Üye | Restoratif Diş Tedavisi | Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi | E <input checked="" type="checkbox"/> | K <input type="checkbox"/> | E <input type="checkbox"/> | H <input type="checkbox"/> | E <input type="checkbox"/> | H <input checked="" type="checkbox"/> | — |
| Doç. Dr. Canan Baydemir Üye | Biyostatistik | Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi | E <input type="checkbox"/> | K <input checked="" type="checkbox"/> | E <input type="checkbox"/> | H <input type="checkbox"/> | E <input type="checkbox"/> | H <input type="checkbox"/> | — |
| Doç. Dr. Şemil Selcen Göçmez Üye | Farmakoloji | Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi | E <input type="checkbox"/> | K <input checked="" type="checkbox"/> | E <input type="checkbox"/> | H <input type="checkbox"/> | E <input type="checkbox"/> | H <input checked="" type="checkbox"/> | — |
| Doç. Dr. Özlem Yıldız Gündoğdu Üye | Çocuk ve Ergen Ruh Sağlığı ve Hastalıkları | Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi | E <input type="checkbox"/> | K <input checked="" type="checkbox"/> | E <input type="checkbox"/> | H <input type="checkbox"/> | E <input type="checkbox"/> | H <input type="checkbox"/> | — |
| Doç. Dr. Yusufhan Yazır Üye | Histoloji ve Embriyoloji | Kocaeli 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"/> | — |
| Yrd. Doç. Dr. Aslıhan Akpınar Raportör | Tıp Tarihi ve Etik | Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi | E <input type="checkbox"/> | K <input checked="" type="checkbox"/> | E <input type="checkbox"/> | H <input type="checkbox"/> | E <input type="checkbox"/> | H <input type="checkbox"/> | — |
| Yrd. Doç. Dr. Ceyla Eraldemir Üye | Biyokimya | Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi | E <input type="checkbox"/> | K <input checked="" type="checkbox"/> | E <input type="checkbox"/> | H <input type="checkbox"/> | E <input type="checkbox"/> | H <input type="checkbox"/> | — |

* Gereke ve öneriler:

ASLI GİBİDİR

KÜ Diş Hekimliği Fakültesi

Nilgün ŞENOL

Fakülte Sekreteri

KÜ Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Onay Formu

Form No: KÜ-2017/217
Onay formu

11. ÖZGEÇMİŞ

1990 yılında Gölcük/Kocaeli'de doğdu. İlköğretimi Gölcük/PiriReis İlköğretim Okulu'nda ortaöğrenimini Ankara/Lalahan İlköğretim Okulu'nda, lise öğrenimini Ankara Çağrıbey Anadolu Lisesi'nde 2008 yılında tamamladı. 2014 yılında Zonguldak Bülent Eceviy Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun oldu. 2016 yılı Ocak ayında yılında Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimine başladı. Uzmanlık eğitimi süresince Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde klinik ve akademik faaliyetlerde bulundu.



