GÖKAY BÜYÜKÇOLPAN	**MARMARA ÜNİVERSİTESİ**	**UZMANLIK TEZİ**	**İSTANBUL-2022**

TÜRKİYE CUMHURİYETİ

MARMARA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

YIKAMA SOLÜSYONLARININ MTA VE DENTİN MİKROSERTLİĞİ ÜZERİNE ETKİSİNİN İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ

GÖKAY BÜYÜKÇOLPAN

UZMANLIK TEZİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

PROF. DR. HESNA SAZAK ÖVEÇOĞLU

İSTANBUL-2022

TEZ ONAYI

(Bu sayfa yerine, başarılı geçen Tez Sınavı sonrası sınav tutanağı ekinde yer alan Tez Onay sayfası gelecektir.)

BEYAN

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

GÖKAY BÜYÜKÇOLPAN

TEŞEKKÜR

Her konuda desteğini arkasında hissettiğim, bilgisini ve sabrını benden esirgemeyen, tezimde en büyük katkı sahibi olan Prof. Dr. Hesna Sazak Öveçoğlu'na,

Deney çalışmalarımda yardımlarını esirgemeyen İstanbul Teknik Üniversitesi Kimya ve Metalurji Fakültesi öğretim üyesi değerli Prof. Dr. Lütfi Öveçoğlu ve asistanı Burçak Boztemur'a,

Akademik deneyimleri ve klinik tecrübeleri ile her daim yol gösteren değerli hocalarım Doç. Dr. Dilek Türkaydın ve Doç. Dr. Emre İriboz başta olmak üzere tüm hocalarıma,

Bir arada çalışmaktan mutluluk duyduğum kıdem arkadaşlarım Deniz Barış Gençer, İdil Özden, Aslıhan Kanat, Merve Gökyar ve Zeynep Hasan başta olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma ve bölüm personelimize,

Tüm hayatım boyunca maddi manevi desteğini eksik etmeyen, her türlü fedakarlığı yapan annem Gülçin Büyükçolpan, babam Bülent Büyükçolpan ve kardeşim Seçil Büyükçolpan'a,

Hayatımı sevgisiyle daha anlamlı kılan biricik eşim Uzm. Dt. Işıl Büyükçolpan'a

En içten teşekkürlerimi sunarım...

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI ii
BEYAN iii
TEŞEKKÜR iv
İÇİNDEKİLER v
KISALTMA VE SİMGELER vii
ŞEKİL, RESİM VE TABLOLAR ix
TÜRKÇE ÖZET xi
ABSTRACT xii
1. GİRİŞ ve AMAÇ 1
2. GENEL BİLGİLER 3
2.1. Kök Kanallarının Yıkanması 3
2.1.1 İrrigasyon solüsyonları 4
2.2. Dentin 12
2.2.1. Manto Dentin 13
2.2.2. Sirkümpulpal Dentin 13
2.2.3. Predentin 13
2.2.4. Dentin Tübülleri 14
2.2.5. İntertübüler Dentin 15
2.2.6. İntratübüler - Peritübüler 15
2.2.7. İnterglobüler Dentin 15
2.2.8. Dentin Sıvısı 16
2.2.9. Dentin erozyonu 16
2.3. Mineral Trioksit Aggregatı (MTA) 17
2.3.1. MTA'nın hazırlanması 17
2.3.2. MTA'nın kullanım alanları 18
2.3.3. MTA'nın kimyasal içeriği 19
2.3.4. MTA'nın çevre ile etkileşimi 24
2.3.5. MTA'nın fiziksel özellikleri 25
2.4. Endodontik Tedavide Kullanılan Kalsiyum Silikat Esaslı Simanların Başarısızlık Durumunda Uzaklaştırılması 27
2.5. Kalsiyum Silikat Esaslı Simanların Kanaldan Uzaklaştırılma Başarısının Değerlendirilmesi 28

2.6. Mikrosertlik (Microhardness) 30
3. GEREÇ VE YÖNTEM 33
3.1. Örneklerin Seçimi ve Hazırlanması 33
3.2. Grupların Belirlenmesi ve Mikrosertlik Ölçümü 35
3.2.1. Grup 1 (%17 EDTA Grubu) 38
3.2.2. Grup 2 (%5,25 NaOCl Grubu) 38
3.2.3. Grup 3 (%2 CHX Grubu) 39
3.2.4. Grup 4 (%40 CA Grubu) 39
3.2.5. Grup 5 (Kontrol Grubu) 40
4. BULGULAR 43
5. TARTIŞMA 51
6. SONUÇLAR 60
7. KAYNAKÇA 61

KISALTMA VE SİMGELER

MTA	Mineral Trioksit Agregatı
ºC	Selsius Derece
C3S2H3	Kalsiyum Silikat Jel
3CaO.SiO2	Trikalsiyum Silikat
2CaO. SiO2	Dikalsiyum Silikat
3 CaO.2 SiO2	Trikalsiyum disilikat
Ca(OH) 2	Kalsiyum Hidroksit
H2O	Su
dk	Dakika
CHX	Klorheksidin
NaOCl	Sodyum Hipoklorit
EDTA	Etilendiamin Tetraasetikasit
MTAD	Mixture of Tetracycline Isomer Acid and Detergent
CA	Sitrik asit
HV	Vickers mikrosertlik birimi
Mm	Milimetre
Ph	Asitlik birimi
SPSS	Statistical Package of Social Science
HOCl	Hipoklorik asit

MPa	Mega Pascal
SEM	Scanning Electron Microscope
SD	Standart deviasyon (Standart deviation)
Ark.	Arkadaşları
Ca	Kalsiyum
P	Fosfor
Mg	Magnezyum
K	Potasyum
gr	Gram
p	İstatistiksel anlamlılık

ŞEKİL, RESİM VE TABLOLAR

Şekillerin listesi

Şekil 1: (a) Mikrosertlik deney cihazı ve (b) Mikroskop yardımıyla görülen Knoop ve Vickers izleri.

Şekil 2: Vickers ölçümü esnasında indentasyon iğnesinin oluşturduğu izin şematik görünümü.

Şekil 3: EDTA solüsyonunun NeoPUTTY ve dentin mikrosertliklerine etkisinin 1. Gün ve 21. günde karşılaştırılması

Şekil 4: NaOCl solüsyonunun NeoPUTTY ve dentin mikrosertliklerine etkisinin 1. Gün ve 21. günde karşılaştırılması

Şekil 5: CHX solüsyonunun NeoPUTTY ve dentin mikrosertliklerine etkisinin 1. Gün ve 21. günde karşılaştırılması

Şekil 6: CA solüsyonunun NeoPUTTY ve dentin mikrosertliklerine etkisinin 1. Gün ve 21. günde karşılaştırılması

Şekil 7: Serum Fizyolojiğin NeoPUTTY ve dentin mikrosertliklerine etkisinin 1. Gün ve 21. günde karşılaştırılması

Şekil 8: Tüm solüsyonların NeoPUTTY ve dentin mikrosertliklerine etkisinin 1. Gün ve 21. günde karşılaştırılması

Resimlerin listesi

Resim 1 : a) The MetaServ® 250 zımparalama ve cilalama cihazı. b) 1200 gren zımpara

Resim 2 : NeoPUTTY (Avalon Biomed)

Resim 3 : Kullanılan yıkama solüsyonlarının görüntüsü

Resim 4 : Wilson®-WolpertTM Microindentation Tester 401MVD Mikrosertlik ölçüm cihazı

Resim 5 : Mikrosertlik cihazında mikroskopla görülebilen farklı mekik şekilleri

Resim 6 : Hazırlanmış numunelerin görüntüsü

Resim 7 : Struers LaboPress-1 bakalite alma cihazı

Tabloların listesi

Tablo 1. Farklı solüsyonların 1.günde NeoPUTTY MTA mikrosertliği üzerine etkinliğinin karşılaştırılması

Tablo 2. Farklı solüsyonların 21.günde NeoPUTTY MTA mikrosertliği üzerine etkinliğinin karşılaştırılması

Tablo 3. Farklı solüsyonların 1.günde dentin mikrosertliği üzerine etkinliğinin karşılaştırılması

Tablo 4. Farklı solüsyonların 21.günde dentin mikrosertliği üzerine etkinliğinin karşılaştırılması

Tablo 5. Farklı solüsyonların 1. Günde ve 21.günde NeoPUTTY mikrosertliği üzerine etkinliğinin yüzdesel karşılaştırılması

Yikama Solüsyonlarinin MTA ve Dentin Mikrosertliği Üzerine Etkisinin İn Vitro Olarak İncelenmesİ

Öğrencinin Adı: Gökay Büyükçolpan
Danışmanı: Prof. Dr. Hesna Sazak Öveçoğlu
Anabilim Dalı: Endodonti Anabilim Dalı

TÜRKÇE ÖZET

Amaç: Yıkama solüsyonlarından, özellikle şelatif ajanların retreatment tedavisi sırasında mineral trioksit agregatın (MTA) gücünü azaltma potansiyeline sahip olduğu bilinmektedir. Aynı zamanda dentin dokusunun kompozisyonunda ve yapısında da değişikliklere neden olabilmektedir.

Bu çalışmanın amacı, çeşitli kimyasalların kök kanal yıkama solüsyonu olarak kullanıldıklarında kısmen veya tamamen sertleşmiş MTA'nın çözünmesi ve dentin dokusunun mikrosertliği üzerindeki etkinliğini değerlendirmektir.

Gereç ve Yöntem: Çalışmamızda EDTA, NaOCl, CHX, CA, serum fizyolojik yıkama solüsyonu olarak, NeoPUTTY ise kanal dolgu malzemesi olarak kullanıldı. Yüksekliği 6mm, kanal genişliği 1,3mm olacak şekilde diş kalıpları hazırlandı. NeoPUTTY'nin 1. Gün ve 21. Gün sertleşmeleri sonrasında hazırlanan numuneler gruplara ayrıldı. Numuneler 10dk boyunca yıkama solüsyonlarına maruz bırakılarak mikrosertlikleri Wilson®-WolpertTM Microindentation Tester 401MVD ile ölçüldü.

Bulgular: Kontrol grubu için kullanılan serum fizyolojik dahil olmak üzere tercih edilen tüm solüsyonlar 1. gün ve 21. gün sonunda NeoPUTTY ve dentin dokusunun mikrosertliklerini istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürmüşlerdir**(p<0,05)**. 21. gün NeoPUTTY mikrosertlik değerleri, 1. günün NeoPUTTY mikrosertlik değerlerine göre daha yüksektir**(p<0,05)**.

Sonuçlar: Solüsyonlar içinde en düşük pH'a sahip Sitrik asit grubu NeoPUTTY ve dentin doku sertliğini diğer solüsyonlara göre anlamlı derecede daha fazla düşürmüştür**(p<0,05)**. Sitrik asit grubu ile EDTA grubu arasında ise anlamlı bir fark bulunamamıştır**(p=1,000)**.

Anahtar Sözcükler: mikrosertlik, mta , irrigasyon , retreatment

ABSTRACT

In Vitro Investigation of the Effect of Irrigation Solutions on MTA and Dentin Microhardness

Gökay Büyükçolpan, Advisor: Prof. Dr. Hesna Sazak Öveçoğlu, Marmara University, Department of Endodontics

Aim: Endodontic solutions, especially chelating agents, have the potential to reduce the strength of mineral trioxide aggregate (MTA) during retreatment. It can cause changes in the composition and structure of dentin.

The aim of this study was to evaluate the effectiveness of various chemicals on the dissolution of partially or completely hardened MTA and their effectiveness on the microhardness of dentin when used as endodontic solution.

Materials and Methods: In our study, EDTA, NaOCl, CHX, CA, normal saline were used as endodontic solution and NeoPUTTY was used as canal filling material. Tooth molds were prepared with a height of 6 mm and a channel width of 1.3 mm. The samples prepared after the 1st and 21st days of NeoPUTTY hardening were divided into groups. The samples were exposed to endodontic solutions for 10 minutes. The microhardness of the samples was measured with the Wilson®-WolpertTM Microindentation Tester 401MVD.

Results: Except for the normal saline used for the control group, all preferred solutions significantly reduced NeoPUTTY and dentin microhardness at the end of day 1 and day 21($p<0,05$). Day 21 NeoPUTTY microhardness is higher than Day 1 NeoPUTTY microhardness($p<0,05$).

Conclusions: Among the solutions, the citric acid group with the lowest pH significantly reduced NeoPUTTY and dentin hardness compared to other solutions($p<0,05$). No significant difference was found between the citric acid group and the EDTA group($p=1,000$).

Keywords: microhardness, mta, irrigation, retreatment

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Yıkama solüsyonlarından, özellikle şelatif ajanların retreatment tedavisi sırasında mineral trioksit agregatın (MTA) gücünü azaltma potansiyeline sahip olduğu bilinmektedir. Aynı zamanda dentin dokusunun kompozisyonunda ve yapısında da değişikliklere neden olabilmektedir.

Mineral trioksit agregat (MTA), 1993 yılında Torabinejad ve arkadaşları tarafından tanıtılmasından bugüne kadar endodontide çeşitli klinik uygulamalarda biyouyumlu materyal olarak kullanılmaktadır(Parirokh ve Torabinejad, 2010b). MTA'nın 24 saat sonra basınç dayanımının 40.0 MPa olduğu ve nem varlığında 21 gün sonra 67.3 MPa'ya yükseldiği bildirilmektedir(Kogan ve ark., 2006). MTA'nın üstün özelliklerine rağmen, kök kanalından sökülme zorluğu dezavantajlarından biri olarak kabul edilmektedir(Torabinejad ve ark., 2009). Döner sistemle çalışan aletlerin ve ultrasoniğin tek başına MTA'nın kök kanalından sökülmesinde yetersiz kaldığı saptanmıştır(Boutsioukis ve ark., 2008). MTA'nın kök kanalından uzaklaştırılmasında bir çözücü ajan kullanma ihtiyacı olduğu yapılan çalışmalarda bildirilmiştir(Nandini ve ark., 2010; Rai ve ark., 2006).

MTA, Portland çimentosu, bizmut oksit ve alçıtaşının mekanik bir karışımıdır. MTA'ya kimyasal benzerliği nedeniyle, bazı araştırmacılar Portland çimentosunu MTA'nın yerine geçebilecek bir malzeme olarak önermişlerdir(Parirokh ve Torabinejad, 2010a). Yapılan çalışmalarda, Portland çimentosunun da yüzey sertliğinin asidik solüsyonlar tarafından azaltıldığı da gösterilmiştir. MTA'nın asitler veya kimyasallarla etkileşime girmesi sonucu parçalanma gösterebilecek olması nedeniyle kök kanallarından sökülmesinin kolaylaşabileceği bildirilmektedir(Singh ve ark., 1986).

Bunun yanısıra, asit ve kimyasal ajanların kök kanalında yıkama solüsyonu olarak kullanımı sırasında radiküler ve koronal dentinin mikrosertliğinde değişikliklere neden olabilmektedir. Bu nedenle, çeşitli yıkama solüsyonlarının kullanımı nedeniyle kök kanal dentininin ne ölçüde etkilendiğinin araştırılması önemlidir(Ari ve ark., 2004).

Bu çalışmanın amacı, çeşitli kimyasalların kök kanal yıkama solüsyonu olarak kullanıldıklarında kısmen veya tamamen sertleşmiş MTA'nın çözünmesi üzerindeki etkinliğini ve dentin dokusunun mikrosertliği üzerindeki etkilerini değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kök Kanallarının Yıkanması

Mekanik preparasyon sonrası kök kanalının şeklinin, kullanılan son eğelerin şekliyle aynı olmadığı, özellikle apikal üçlüde eğenin şeklini tam yansıtmadığı ve kök kanalı içerisindeki düzensiz alanların mekanik olarak temizlenmesinin her zaman mümkün olmadığı bilinmektedir (Davis ve ark., 1972). Çalışmalarda kök kanal şekillendirme işleminde kanal duvarlarının %35 veya daha fazlasının hiç şekillendirilemediği mikro-bilgisayarlı tomografi (mikro-BT) kullanılarak gösterilmiştir (Peters ve ark., 2001). Bu nedenle irrigasyon, mekanik olarak ulaşılabilen alanların ötesinde bir temizlik sağladığı için kök kanal tedavisinin vazgeçilmez bir parçası olarak kabul edilmektedir (Svec ve Harrison, 1977).

Kök kanal sistemi içinde yan kanallar, aksesuar kanallar ve istmuslar bulunabilmektedir (Walton, 1976). Kanal sisteminden çıkan dallanmalar, furkasyona uzanabildikleri gibi apikal bölgede birden çok kanal sonlanması şeklinde görülebilmektedir (Schilder, 1974). Endodontik kaynaklı patolojilerin gelişiminde bu farklı kanal sonlanmalarıyla periodontal ligament arasındaki ilişkinin ve bu açıklıklardan irrigasyon solüsyonlarının çıkması ihtimalinin anlaşılması tedavi kalitesini arttıracaktır. Kök kanalları içindeki bu mekanik olarak ulaşılması güç alanların temizliği için hekimler ancak irrigasyon solüsyonunun etkinliğine güvenebilmektedir (Carver ve ark., 2007).

Bir irrigasyon solüsyonundan beklenen tüm fonksiyonları gösterebilen tek bir solüsyon mevcut değildir. Bu nedenle iki veya daha fazla irrigasyon solusyonunun kombine ve belirli sırayla kullanılmasıyla güvenli ve etkili irrigasyonun uygulanması ve istenen etkinin sağlanması amaçlanmaktadır (M. Haapasalo ve ark., 2010; Zehnder, 2006). Bugüne kadar kullanılan irrigasyon solüsyonları arasında asitler, şelasyon ajanları, proteolitik enzimler, alkalen solüsyonlar, oksitleyici ajanlar gibi kimyasal maddeler ile serum fizyolojik sayılabilmektedir (S ve K, 2002).

2.1.1 İrrigasyon solüsyonları

Yapılan çalışmalarda ideal irrigasyon solüsyonunun özellikleri aşağıdaki gibi sıralanmıştır:

1.Germisit ve fungusit etkiye sahip olmalıdır.

2. Periapikal dokuları irrite etmemelidir.

3. Çözelti içinde yapısı bozulmamalıdır.

4. Antimikrobiyal etkisi uzun sürmelidir.

5. Kan, serum ve doku proteinleri ile teması etkinliğini azaltmamalıdır.

6. Yüzey gerilimi düşük olmalıdır.

7. Periapikal dokuların iyileşme ve tamir süreçlerini olumsuz etkilememelidir.

8. Diş yapısını boyamamalıdır.

9. Hücresel immün yanıt başlatmamalıdır.

10. Smear tabakasını tamamen uzaklaştırabilmeli ve dentin tübüllerini dezenfekte edebilmelidir.

11. Dişi çevreleyen dokulara toksik, antijenik, karsinojenik etkisi olmamalıdır.

12. Dentinin fiziksel özelliklerini olumsuz etkilememelidir.

13. Obturasyon materyalini etkileyerek mikrosızıntıya neden olmamalıdır.

14. Kolay kullanılmalıdır.

15. Ucuz olmalıdır (Cheung ve Stock, 1993).

Kök kanallarında irrigasyon amacı ile birçok farklı solüsyon kullanılmıştır. Fizyolojik tuzlu su (FTS), çeşitli anestezik solüsyonlar, sodyum hipoklorit (NaOCl), etilen daimin tetra asetik asit (EDTA), klorheksidin (CHX), MTAD, Tetraclean, klorindioksit (ClO_2), hidrojen peroksit (H_2O_2), doksisiklin, sitrik asit, REDTA, Rc-Prep, SmearClear (SC) gibi şelasyon ajanları, asitler ve lubrikantlar önemli solüsyonlar arasında gösterilmiştir (Dunavant ve ark., 2006; Eddy ve ark., 2005; Zehnder, 2006).

H_2O_2'in NaOCl'in ardından kök kanal irrigasyonu amacı ile kullanımının kök kanalının dezenfeksiyonunu sağlayabildiği ve kök kanalının tamamen temizlenmesini arttırabilecek bir köpürme yarattığı tespit edilmiştir. Pulpa artıkları ve pulpadan gelen

kanamayı temizlemek için kullanılsa da kanal içi irrigasyon solüsyonu olarak da kullanılmıştır (Svec ve Harrison, 1977).

İnorganik doku çözücü etkinliğinden yararlanmak için sitrik asit de tercih edilen solüsyonlardan biri olmuştur. Hidroksiapatit dahil olmak üzere, inorganik dokuyu etkili bir şekilde çözmektedir (Baumgartner ve ark., 1984; Loel, 1975).

SmearClear (SC) (SybronEndo, Orange, CA), %17'lik EDTA içerisine yüzey gerilimini düşürmek amacıyla katyonik (setrimit) ve anyonik yüzey aktif maddelerin ilave edildiği bir EDTA preparatı olarak geliştirilmiştir (Khedmat ve Shokouhinejad, 2008; Lui ve ark., 2007).

MTAD; Torabinejad ve ark. (Torabinejad ve ark., 2003) tarafından dentini dezenfekte edip smear tabakasını uzaklaştırabilme özellikleri nedeniyle endodontik irrigasyon amacıyla geliştirilmiştir. Doksisiklin, sitrik asit ve yüzey aktif deterjan (Tween-80) içeren ve pH derecesi 2,15 civarında olan bir solüsyondur. Shabahang ve ark. (2003) ve Shabahang ve Torabinejad (2003), çekilmiş insan dişlerinde E.faecalis veya tükürük ile kontamine edilmiş kök kanallarında MTAD'yle iyi antibakteriyel aktivite sonuçları aldıklarını rapor etmişlerdir.

2.1.1.1. Sodyum hipoklorit (NaOCl)

Fransız kimyacı Berthollet tarafından 1788 yılında keşfedilen NaOCl, dezenfektan olarak ilk kez 1847 yılında Semmelweis tarafından kullanılmıştır (Rutala ve Weber, 1997). Sodyum hipoklorit günümüzde hala en sık kullanılan irrigasyon solüsyonudur. Endüstriyel olarak sodyum hidroksit içinden klorin geçirilerek üretilir (Stenhouse ve Patel, 2016). Suda sodyum (Na+) ve hipoklorit (OCl-) iyonlarına ayrılır, hipokloröz asit (HOCl) dengesi kurulur. Asit ve nötr pH'ta klorin baskın olarak HOCl olarak bulunurken, pH 9 ve üstünde ise OCl- baskındır (McDonnell ve Russell, 1999). Saf sodyum hipoklorit OCl- baskınlığında pH 12 olarak bulunur (Frais ve ark., 2001). Antibakteriyel etkiden güçlü oksidize edici ajanlar olan hipokloröz asit ve OCl- sorumludur. OCl- iyonu, çözünmemiş hipokloröz asit kadar etkili değildir. Hipoklorit anyonu hücre duvarındaki, membrandaki ve hücre içindeki proteinlerin spesifik olmayan degradasyonuyla etki göstererek hücre ölümüne ve hücrenin çözünmesine yol açar (Estrela ve ark., 2002). Hipokloröz asit hücrelerin yaşamsal fonksiyonlarının

çoğunu etkileyerek sonunda mikrobiyal hücre ölümüne giden bir süreç yaratmaktadır(Barrette ve ark., 1989; McKenna ve Davies, 1988).

Hipoklorit, güçlü ve ucuz bir solüsyon olup virüs, bakteri ve sporları etkisiz hale getirebilme yeteneğinin haricinde, organik doku çözücü etkinliği ve debrisi kanaldan uzaklaştırabildiği bilinmektedir (Hand ve ark., 1978).

Sodyum hipokloritin etkinliğini arttırmanın bir yolu solüsyonun ısısını arttırmaktır. Sodyum hipokloritin yaklaşık 60°C'ye kadar ısıtılmasının doku çözücü etkinliğini arttırdığı gösterilmiştir (Cunningham ve Balekjian, 1980).Sodyum hipoklorit, endodontik tedavide genellikle %0.5 ila 6 arası konsantrasyonlarda kullanılmaktadır. Bazı in-vitro çalışmalara göre, sodyum hipokloritin konsantrasyonu arttıkça E. feacalis ve C. albicans üzerindeki etkisinin de arttığı gösterilmiştir (Gomes ve ark., 2001; Waltimo ve ark., 1999). Bunun aksine bazı klinik çalışmalarda da farklı konsantrasyonlarda hipoklorit kullanıldığında, her birinde kök kanal sistemindeki bakterileri eşit olarak azalttığı gösterilmiştir (Byström ve Sundqvist, 1981; Cvek ve ark, 1976). Başka bir araştırmada, 20˚C %5,25'lik solüsyon ile 45℃ %1'lik solüsyonların dental pulpa dokusunu çözme etkinliklerinin benzer olduğu görülmüştür(Sirtes ve ark., 2005). Yaptıkları in vitro çalışmada NaOCl'nin %0,005 ve altındaki konsantrasyonlarının antimikrobiyal etkiye sahip olmadığını ve antiseptik solüsyon olarak dahi kullanılamayacağını bildirmişlerdir. (Hidalgo ve ark., 2002)

İrrigasyon solüsyonlarının ısıtılması, şekillendirilmiş kök kanalında kullanılması ve yeterli sürede kök kanal duvarlarına temas etmesinin sağlanmasının irrigasyon potansiyelini artıracağı tespit edilmiştir (Sirtes ve ark., 2005). Organik doku çözücü etkiden sorumlu olan klorin stabil değildir ve doku çözme aktivitesinin ilk fazında, yaklaşık 2 dakika içinde hızlıca tükenmektedir. Bu nedenle solüsyonun taze hazırlanması önerilmektedir (Moorer ve Wesselink, 1982; Zehnder, 2006). Uzun süreli uygulamalarda sodyum hipokloritin, Candida türlerine karşı anti-fungal olduğu, ancak β-glukan hücre duvarlarını kolayca çözemediği bildirilmiştir (Sen ve ark., 1999).

Sodyum hipoklorit, güçlü bir antimikrobiyal olup çoğu bakteriyi temas anında öldürmektedir. Pulpa artıkları ve dentindeki kollajeni etkin bir şekilde çözmektedir. Genel kullanımdaki irrigasyon solüsyonları arasında nekrotik ve vital organik dokuları çözebilen tek solüsyon olduğu belirtilmiştir. Her ne kadar smear tabakasını tek başına uzaklaştıramasa da tabakadaki organik bileşenleri etkileyerek kendisinden sonra

kullanılacak olan EDTA ve sitrik asit gibi irrigasyon solüsyonları tarafından uzaklaştırılmasını kolaylaştırmaktadır. Tamponlanmamış hali (pH 11) çeşitli konsantrasyonlarda kullanılabilmektedir. Bikarbonatla tamponlanmış solüsyon ise (pH 9) %0,5 veya 1'lik konsantrasyonda kullanılabilmektedir. %0.5'lik konsantrasyonda, tamponlanmış solüsyona Dakin solüsyonu adı verilir (McDonnell ve Russell, 1999). Tamponlama işleminin hipoklorit etkinliğini kayda değer bir şekilde arttırmadığı görülmüştür (Zehnder ve ark., 2002). Ortamda başka bir etki olmadığında sodyum hipokloritin mikroorganizmaları çok düşük (%0,1'den bile az) konsantrasyonlarda bile saniyeler içinde öldürebildiği, ancak in vivo ortamda organik madde (enflamatuvar eksuda, doku artıkları, bakteri biyokütlesi) varlığında antimikrobiyal etkinliğin yavaşlayıp azaldığı görülmüştür. Dolayısıyla irrigasyon hacmi ve total irrigasyon süresinin uzunluğu etkinliği arttıran faktörler olarak bilinmektedir (Portenier ve ark., 2005; Vianna ve ark., 2004).

Yüksek ve düşük konsantrasyonlardaki sodyum hipokloritin nekrotik kanallardaki anaerobik bakterilere karşı antibakteriyel etkinliği arasında anlamlı fark bulunamayan araştırmalar olduğu gibi (Byström ve Sundqvist, 1983); biyofilm bakterilerine karşı %3 ve %6' lık konsantrasyonlar arasında anlamlı fark bulunan bir araştırma da mevcuttur (Clegg ve ark., 2006). Yüksek konsantrasyonlardaki sodyum hipokloritin daha etkili doku çözücü özelliği olmasına karşın (Hand ve ark., 1978) düşük konsantrasyondaki solüsyonun yüksek hacimde ve sık sık yenilenerek kullanılmasının da aynı etkiyi gösterebileceği bildirilmiştir (Moorer ve Wesselink, 1982).

Saklama koşulları ve rafta bekleme süresi de sodyum hipoklorit etkinliğini değiştiren faktörlerdir. 30℃ ortamda uygun koşullarda saklandığında; %3'ten yüksek konsantrasyonlu sodyum hipoklorit 3-6 ay raf ömrüne sahipken düşük konsantrasyonda (%1) 23 aya kadar etkinliğini sürdürdüğü gösterilmiştir (Fabian ve Walker, 1982; Frais ve ark., 2001).

Sodyum hipokloritin zayıf yönleri arasında; toksik olması, kötü tadı, sadece organik dokulara etkili olmasından dolayı smear tabakasını tek başına tamamen uzaklaştıramaması sayılabilmektedir (Spangberg ve ark., 1973). In vitro koşullardaki güçlü etkinliğine karşın, in vivo ortamda etkinliğinin azalması da dezavantaj olarak kabul edilebilmektedir. Bu durum solüsyonun kök kanallarında bulunan anastomozlar,

lateral kanallar, dentin kanalcıkları gibi ulaşılması güç bölgelere penetre olamamasına sebep olabilmektedir (H. K. Haapasalo ve ark., 2000). Yüksek konsantrasyondaki (%5,25) sodyum hipokloritin uzun süre temas sonucu, dentine zarar verebileceği ve bükülme dayanımıyla elastisite kaybına yol açabileceği ancak bu zararın %0,5'lik sodyum hipokloritte görülmediği gösterilmiştir (Marending ve ark., 2007; Sim ve ark., 2001).

Konsantrasyon arttıkça toksisitede artış görülmesinden dolayı, kök kanalının apikalinden taşan solüsyon, dokuda şiddetli irritasyona yol açabilmektedir (Hülsmann ve Hahn, 2000). Sodyum hipoklorit ile irrigasyon kazalarında; şiddetli ağrı, çevre yumuşak dokularda ödem, ekimoz, kök kanalında durdurulamayan kanama, etkilenen bölgede sekonder enfeksiyonlar ve reversibl/irreversibl doku hasarı meydana gelebilmektedir. Bu durum apikal daralmanın görülmediği rezorpsiyon vakalarında, oluşumu tamamlanmamış genç dişlerde, irrigasyon basıncının gereğinden fazla arttırıldığı durumlarda, irrigasyon derinliği doğru tespit edilemediğinde ve irrigasyon iğnesinin kanalda sıkışması sonucunda gerçekleşerek hastaya ciddi zararlar verebilmektedir.(Hülsmann ve Hahn, 2000; Zhu ve ark.., 2013).

Literatürde sodyum hipokloritin alerjik reaksiyona neden olması ile ilgili çok az çalışma olmasına rağmen, hiçbirinde sodyum hipoklorite bağlı gerçek bir alerji görülmemektedir (Eun ve ark., 1984; Habets ve ark., 1986).

2.1.1.2. Etilen diamin tetraasetik asit (EDTA)

En yaygın kullanılan şelatlama solüsyonu, dentinde kalsiyum iyonlarıyla reaksiyona giren ve çözünür kalsiyum şelatları oluşturan etilen diamin tetra asetik asittir (EDTA). Sıvı veya jel tip olmak üzere iki şekilde bulunmaktadır. Sıvı tiplere SmearClear (SybronEndo, Orange, CA), Calcinase (lege artis, Dettenhausen, Almanya), REDTA (Roth International Chigaco, ABD), EDTAC ve DTPAC, EDTAT (Formula & Açao Farmaçia, Sao Paulo, Brezilya), EGTA (Sigma, St. Louis, MO, ABD), Largal Ultra (Septodont, Paris, Fransa), Salvizol (Ravenz Konstanz, Almanya); pasta tiplere ise Calsinase slide (lege artis, Dettenhausen, Almanya), RC-Prep (Premier Dental, Philadelphia, PA, ABD) ve Glyde file (DeTrey Dentsply, Konstanz, Almanya) örnek olarak verilebilir (Hülsmann ve ark., 2003).

EDTA, final yıkama solüsyonu olarak kullanılabilmektedir (Villegas ve ark., 2002) ya da alternatif olarak kök kanal preparasyonu sırasında NaOCl ile birlikte kullanılmaktadır (Soares ve ark., 2010). Kök kanal duvarlarında bulunan smear tabakasının inorganik kısmını çözerek kanal dolgusunun kök kanal duvarına adaptasyonunu artırdığı bulunmuştur (Sen ve ark., 1995). Fakat peritübüler ve intertübüler dentin erozyonuna sebep olabilmekte ve bu da kök dentin mikro sertliğinin azalmasıyla sonuçlanmaktadır ve aynı zamanda NaOCI ile etkileşerek mevcut serbest klorun azalmasına sebep olabilmektedir (Girard ve ark., 2005; Zehnder ve ark., 2005).

EDTA aynı zamanda sürfaktan olduğu için yüzey gerilimini düşürerek irrigasyon sirkülasyonunu ve penetrasyon potansiyelini arttırır. %17'lik aköz EDTA solüsyonunun şekillendirilmiş kanal duvarına 1 dakika boyunca temasının smear tabakasını kaldırdığı gösterilmiştir (Goldman ve ark., 1982; Hottel ve ark., 1999; Yoshida ve ark., 1995).

Şelasyon ajanlarının işlem görmüş kök kanal duvarından smear tabakasını uzaklaştırabilme yeteneğine rağmen (Yamada ve ark., 1983) organik dokuları uzaklaştıramamasından dolayı, çeşitli solüsyonlar ile kombine kullanılması önerilmiştir(Yamada ve ark., 1983). EDTA'nın tek başına kullanıldığı durumlarda organik doku artıklarının temizlenemediği; sodyum hipokloritin tek başına kullanıldığı durumlarda ise smear tabakasının tam uzaklaştırılamadığı; sodyum hipoklorit ve EDTA'nın kombine kullanımında ise smear tabakası, pulpal kalıntılar ve predentinin tamamen temizlendiği; geride düzgün, tübül ağızları açıkta bir dentin yüzeyi kaldığı ancak açığa çıkan ekzosferitlerin erozyona uğramış görüntüye sahip olduğu gösterilmiştir (Baumgartner ve ark., 1987). Taramalı elektron mikroskobunda (SEM) yapılan bir çalışmada %2,5'luk NaOCl ile %2'lik klorheksidin jel veya likid formunun ardından EDTA ve salin uygulaması ile kök kanal duvarlarında daha temiz bir yüzey elde edildiği görülmüştür (Valera ve ark., 2010)

Enstrümantasyon sonrası maksimum temizleme etkinliği için şelasyon ajanlarının bir doku çözücü solüsyonun ardından kullanılması önerilmektedir (Baumgartner ve Mader, 1987; Yamada ve ark., 1983). Solüsyon hacmi olarak en etkin temizlik için 10 ml EDTA ardından 10 ml NaOCl önerilmekle birlikte (Yamada ve ark., 1983; Goldman ve ark., 1982) EDTA ve NaOCl'nin dönüşümlü kullanılmasını öneren çalışmalarda mevcuttur (Baumgartner ve Mader, 1987).

EDTA genellikle %17'lik konsantrasyonda, nötralize edilmiş olarak (disodyum EDTA, pH 7) kullanılmaktadır. Ancak daha düşük konsantrasyonlarda (örn: %10, %5 hatta %1) da, sodyum hipokloritin ardından kullanılırsa %17'lik solüsyona eşdeğer smear kaldırma potansiyelinin bulunduğu gösterilmiştir. Maliyeti azaltmak için dilüe edilmiş halde kullanılabilmektedir (M. Haapasalo ve ark., 2010).

2.1.1.3. Klorheksidin diglukonat

Klorheksidin diglukonat, antimikrobiyal aktivitesinden dolayı yaygın olarak kullanılmaktadır (Russell ve Day, 1993). Gram-pozitif, gram-negatif bakterilere ve mayalara karşı etkili, geniş spektrumlu bir antimikrobiyal ajandır (Block ve ark., 1983). Mikroorganizmaların hücre duvarına absorbe olarak sitoplazmik membran bütünlüğünü bozmaktadır (Gomes ve ark., 2003). Endodontide hem irrigasyon solüsyonu hem de kanal içi medikament olarak kullanım alanı mevcuttur (Basrani ve ark., 2004; Basrani ve ark., 2003; Manzur ve ark., 2007; Paquette ve ark., 2007). Sodyum hipokloritin sahip olduğu kötü tat-koku ve periapikal dokularda yüksek tahriş riski klorheksidin diglukonatta bulunmamaktadır. Ancak doku çözücü etkinliği olmadığından asla sodyum hipokloritin yerini tutamaz (Kuruvilla ve Kamath, 1998). Klorheksidin diglukonat mikrobiyal hücre duvarı veya dış membandan sızarak bakteriyel sitoplazmik veya iç membrana, mantarlarda ise plazma membranına saldırır. Yüksek konsantrasyonlarda intrasellüler komponentlerde koagulasyona neden olur (McDonnell ve Russell, 1999). Klorheksidin diglukonatın çok tercih edilmesinin en önemli sebebi antimikrobiyal etkisinin bir süre daha devam etmesidir; sert dokuya bağlanarak etkisini sürdürür. Ancak tıpkı diğer solüsyonlar gibi etkinliği ortam pH'ından ve organik doku varlığından etkilenir(Russell ve Day, 1993).

Klorheksidin diglukonat sodyum hipokloritle karşılaştırıldığında, kanal içi enfeksiyonlarda benzer antimikrobiyal etkinliğe sahip olmasına karşın, organik dokuları çözemez. Rezidüel organik dokunun hermetik kanal dolgusuna negatif etki edebileceği düşünüldüğünde sodyum hipokloritin gerekliliği anlaşılabilir (Jeansonne ve White, 1994; Vahdaty ve ark., 1993). %2'lik klorheksidin diglukonat, final irrigasyonda EDTA solüsyonu sonrasında kullanılan sodyum hipoklorit gibi dentin erozyonuna yol açmadığı için, tüm kemomekanik temizlik bittikten sonra kullanılacak

son solüsyon olarak tercih edilebileceği bildirilmiştir (Zamany ve ark., 2003). %0.2'lik düşük konsantrasyonlarda bakteriyostatik, %2'lik yüksek konsantrasyonlarda bakteriyosidal etki gösterdiği bulunmuştur (Gomes ve ark., 2003).

2.1.1.4. Sitrik Asit

Organik bir asit olan sitrik asit, günümüzde EDTA'dan sonra en sık kullanılan şelasyon ajanıdır (Baumgartner ve ark., 1984). Formülü C6H8O7'dir. Organik asitler doğada çok sık rastlanmakta olup, çok farklı fonksiyonları vardır. Sitrik asit ve tuzları (kalsiyum, potasyum, sodyum) kristal yapıda renksiz maddelerdir ve suda çözünürlükleri yüksektir. Daha çok gıdalarda asitliği düzenleyici olarak kullanılmaktadır.

Uzaklaştırılan smear tabakası miktarı, öncelikli olarak hangi solüsyonun uygulandığına, solüsyonun pH'sına ve temas süresine göre değişir (Morgan ve Baumgartner, 1997). Kök kanal dentinine %50'lik sitrik asit uygulanan bir çalışmada; kanal dolgu maddesinin dentin tübüllerine çok daha iyi tutunduğu ve kullanılan güta perkanın kök kanallarına daha iyi adapte olduğu ileri sürülmüştür (Loel, 1975).

Birçok çalışmada kanalların mekanik preparasyonundan sonra %50'lik sitrik asit solüsyonu uygulanmış ve smear tabakasının etkin bir şekilde uzaklaştırıldığı gözlenmiştir (Baumgartner ve ark., 1984; Tidmarsh, 1978).

Wayman ve ark, %50'lik laktik asit solüsyonunun, %50'lik sitrik asit solüsyonu kadar etkin bir şekilde smear tabakasını uzaklaştıramadığını gözlemlemişlerdir (Wayman ve ark., 1979). Sitrik asit kullanımının bir dezavantajı; kanallarda kristal yapılar şeklinde artıklar bırakmasıdır. Bunun sonucunda, dolgu aşamasında problemler oluşabilmektedir (Wayman ve ark., 1979).

En iyi sonuçlar %10'luk sitrik asitin ardından %2,5'lik NaOCl kullanımı ve yine ardından %10'luk sitrik sıralaması ile meydana gelmiştir. %10'luk sitrik asit kullanımı, kök kanallarında preparasyon süresini nispeten azaltabilmektedir (Yamada ve ark., 1983).

%5.25'lik NaOCl solüsyonunun ve %50 konsantrasyondaki sitrik asitin antimikrobiyal etkinlikleri karşılaştırıldığında, her iki maddenin de zorunlu anaerop mikroorganizmalara karşı germisidal etkili olduğu belirtilmiştir (T., 2012)

2.2. Dentin

Tam gelişmiş dentin ağırlıkça yaklaşık olarak %70 inorganik materyal, %20 organik materyal ve %10 sudan oluşur. Dentinin temel inorganik bileşeni, formülü Ca10 (PO4)6 (OH)2 olan kalsiyum hidroksiapatittir(Linde ve Goldberg, 1993).

Organik matriks proteinlerinden meydana gelmektedir, en yaygın olarak tip I kollajen, küçük bir miktar da tip V kollajen içermektedir(Linde ve Goldberg, 1993). Kollajen olmayan proteinler olarak, dentin fosfoprotein (DPP), dentin matriks protein 1 (DMP1), dentin sialoprotein (DSP), osteopontin (OPN), osteokalsin ve kemik sialoprotein (BSP) içermektedir (Butler ve Ritchie, 1995).

Ek olarak, dentin proteoglikanlar, küçük miktarda posfolipidler ve kemik morfogenetik proteinleri (BMP), insülin benzeri büyüme faktörleri (IGFs) ve transforming büyüme faktörü beta (TGF-ß) gibi bir takım büyüme faktörleri içermektedir. Bu büyüme faktörleri, kök hücre farklılaşmasını lokal olarak uyardıkları için dentinin demineralizasyonu esnasında önem arzederler (Hargreaves KM, 2011).

Dentinin elastik yapısı, üzerini kaplayan kırılgan mine tabakasına esneklik sağlar ve mine kırığı oluşmadan çiğnemenin gerçekleşmesine yardımcı olmaktadır (Kinney ve ark., 1996).

Mühendislik perspektifinden olaya bakılırsa, kollajen çelik inşaat demiri, mineralize kristaller ise çimento gibi düşünülebilir. Sonuçta bu birleşik yapı, küçük yapısına rağmen büyük bir gerilme kuvveti gösterir. Mine ve dentin arasındaki mine dentin bileşimi, pürüzlü ve dalga şeklinde bir sınırdır. Bu sınır şekli; mine ve dentin arasındaki temas ve bağlanma gücünü artırır, bu sayede iki sert doku çiğneme esnasında bir arada kalır (Hargreaves KM, 2011).

Primer dentin dişlerin gelişim döneminde; dişler oral kavitede görülünceye kadar üretilen dentindir. Ortodentin olarak sınıflandırılır (Linde ve Goldberg, 1993). Primer dentin yapısal olarak düzenlidir ve odontoblastların düz hareketinden kaynaklanan ve bu nedenle S şekilli temel bir kurvatür gösteren dentin tübülleri içermektedir (Hargreaves KM, 2011). Tüm dişli memelilerde görülen hücrelerin ürettiği tübüler formda dentindir (Linde ve Goldberg, 1993). Primer dentin, nispeten daha yüksek oranda salgılanmıştır ve dişteki dentinin büyük kısmını oluşturmaktadır. Bu dentin yapısal olarak düzenlidir ve odontoblastların düz hareketinden kaynaklanan

ve bu nedenle S şekilli temel bir kurvatür gösteren dentin tübüllerini içermektedir (Hargreaves KM, 2011). Dişler oral kavitede görüldükten sonra oluşan dentine, sekonder dentin denir (Linde ve Goldberg, 1993).

2.2.1. Manto Dentin

Primer dentinin ilk salgılanan tabakası manto dentindir. Tam olarak farklılaşmamış odontoblastlar tarafından üretilmiştir. Yetişkinlerin dişinde manto dentin en yaşlı dentindir, kuronda mineye yapışık bir halde ve hemen minenin altında bulunmaktadır(Linde ve Goldberg, 1993).

Manto dentin histolojik kesitlerde, bazal laminanın hemen altında çökelmiş halde gözlenen, yelpaze şekilli karakteristik kalın bir kollajen tabakası şeklinde tanımlanabilir. Kök dentininde bulunup bulunmadığı tartışmalıdır. Bazı çalışmalarda manto dentine rastlanırken, bazı çalışmalarda ise manto dentin yerine hyalin katman ve enameloid yapısına rastlanmıştır(Nakamura ve ark., 1985; R. Z. Wang ve Weiner, 1998).

2.2.2. Sirkümpulpal Dentin

Sirkümpulpal dentin manto dentin tabakasının oluşumundan sonra çökelir, primer ve sekonder dentinin temel yapısını oluşturur(Hargreaves KM, 2011). Sirkümpulpal dentin predentin ve mineralize dentin arasındaki kalsoferitler aracılığı ile mineralize olmaktadır. Mineral kristaller kalsoferitlerin içerisinde bir merkezden dış çepere doğru yayılan ışınsal bir tarzda dizilmişlerdir (Hargreaves KM, 2011).

Dentinin farklı kısımlarında farklı biçimlerde bulunabilirler. Kalsoferitler genişledikçe yakınında bulunan diğer kalsoferitlerle kaynaşmaktadır. Bu işlem, dentin matriksi tamamıyla mineralize olana kadar devam etmektedir (Hargreaves KM, 2011).

2.2.3. Predentin

Predentin; odontoblast tabakası ve mineralize dentin arasında yerleşmiş olan 15 - 20 µm kalınlığında mineralize olmamış organik matriks tabakasıdır (Linde ve Goldberg, 1993). Bunun temel protein içerikleri, tip I ve tip II kollajendir(Linde ve Goldberg, 1993). Nonkollajen yapı bazı proteoglikanları (örn; dermatan sülfat,

heparan sülfat, keratin sülfat, kondroitin-4- sülfat, kondroitin-6-sülfat)(Breschi ve ark., 2002; Goldberg ve Takagi, 1993) , glikoproteinleri, glikozaminoglikanları (GAGs) (41), Gla proteinleri, hyaluronat ve dentinfosfoproteinleri içermektedir. Dentinfosfoprotein yalnızca kemik ve dentinde bulunan yüksek düzeyde fosforillenmiş bir proteindir(Breschi ve ark., 2002).

Büyüme faktörlerinin dentinde mevcudiyeti önemli bir özelliktir. Çünkü dentin rezorpsiyonu muhtemelen bu faktörlerin pulpaya salınımına sebep olmakta, böylece bu dokuda biyolojik işlevlerin değişimine sebep olmaktadır. Dentin rezorpsiyonu, tersiyer dentinin oluşumunu uyarmaktadır(Breschi ve ark., 2002).

2.2.4. Dentin Tübülleri

İnsanlardaki dentinin bir özelliği, dentin tübüllerinin varlığıdır. Bu tübül yapısı yüzeyel dentinde %1, derin dentin dokusunda %30 yer işgal etmektedir. Tübüllerin çapı, 1 µm den 2.5 µm'ye kadar değişkenlik göstermekte ve mine dentin sınırı veya sement dentin sınırından pulpaya kadar tüm dentin kalınlığı boyunca uzanmaktadır. Geniş kısımları pulpa tarafında olmak üzere hafif açılanmaları vardır. Tübüllerin lümen çapı pulpadan uzaklaştıkça düşmekte, predentine ve pulpa boynuzuna ulaşıldığında artık peritübüler dentin gözlenmemektedir(Garberoglio ve Brännström, 1976).

Koronal dentinde mine dentin sınırından pulpaya uzanan tübüllerin hafif bir S şekli vardır. S şekilli kurvatür pulpa merkezine göç ederken, odontoblastların sayıca fazla olup sıkışık hareket etmelerinden kaynaklanabileceği bildirilmiştir (Pashley, 1992).

Pulpaya ulaştıklarında tübüller birleşir. Pulpa boynuzunun yüzeyi, mine dentin sınırı boyunca uzanan yüzeye nazaran daha küçük bir alana sahiptir. Bu durum dentin geçirgenliğinde ciddi bir artışa sebep olmaktadır(Pashley, 1996; Pashley ve Matthews, 1993). Tübüllerin sayısı ve çapı dişin içindeki bölgeye göre değişmektedir (Pashley, 1992).

2.2.5. İntertübüler Dentin

İntertübüler dentin, dentin tübüllerinin arasında yerleşmiştir ve dentinin ana kütlesini oluşturur. Organik matriks, temel olarak çapları 50-100 nm arasında değişen kollajen fibriller içerir (Linde ve Goldberg, 1993). Bu fibriller, dentin tübülleri ile hemen hemen aynı açıda olacak şekilde, onlarla uyumlu bir halde yerleşmişlerdir ve iyi mineralize olmuşlardır (Kinney ve ark., 2003). İntertübüler dentin, mine-dentin sınırı ile mineralizasyon alanı arasında yerleşiktir(Linde ve Goldberg, 1993).

2.2.6. İntratübüler - Peritübüler

Dentin Tübüllerin iç duvarında yerleşik dentin, intratübüler veya peritübüler dentin olarak adlandırılır. İntratübüler dentin, tüm memelilerde bulunmayan ve ortodentinin özelleşmiş bir formu olarak karşımıza çıkmaktadır (Kinney ve ark., 1996).

Peritübüler dentinin matriksi, intertübüler dentinden oran olarak daha az kollajen fibril ve daha yüksek oranda sülfatlı proteoglikan ve mineral içermesi ile ayrılır. Bu düşük kollajen oranından dolayı, peritübüler dentin intertübüler dentinden daha serttir, bu sebeple asit uygulamasında intertübüler dentine göre daha çabuk çözünmektedir (Kinney ve ark., 1996; Weiner ve ark., 1999).

Restoratif dental işlemlerde tercihen peritübüler dentinin kaldırılmasında pürüzlendirici ajanlar ve endodontide dentin tübüllerinin açılıp genişletilmesinde etilendiamintetraasetikasit (EDTA) kullanılmaktadır. Her iki işlemde de dentin permeabilitesi artarak çok daha geçirgen bir hal almaktadır (Kinney ve ark., 2001).

2.2.7. İnterglobüler Dentin

İnterglobüler dentin, mineralize olmamış organik matriks içerir, çünkü kalsoferitlerin büyüme ve kaynaşması esnasında hata olmuştur. Bu olay, genellikle kronda manto dentine yakın sirkümpulpal dentinde oluşur ve kökte Tomas granüler tabakasına yakındır(Gaucher ve ark., 2009).

Ciddi dental anomalilerde (örn; D vitaminine dirençli riketslerde, hipofosfatazyada), geniş alanlar halinde interglobüler dentin görüntüsü karakteristiktir (Gaucher ve ark., 2009).

2.2.8. Dentin Sıvısı

Serbest sıvı; yüzeyel dentinin yaklaşık %1'ini oluştururken, derin dentinde (pulpaya yakın kısımlarda) toplam hacmin %22'sini kaplar(Pashley, 1996). Bu sıvı; pulpa kılcallarındaki kandan filtre edilmiş olmakla birlikte birçok bakımdan bileşimi plazmaya benzememektedir (Coffey ve ark., 1970).

Kalsiyum iyonuna özel elektrotlar kullanıldığında görülmektedir ki, predentindeki dentin sıvısının iyonize kalsiyum yoğunlukları plazmaya oranla 2-3 kat kadar daha fazladır (Lundgren ve ark, 1992; Maita ve ark., 1991).

Bakteriyel ürünler veya diğer kontaminantlar, diş çürüklerinde restoratif işlemlerin veya restorasyonlar altında gelişen biyofilmlerin bir sonucu olarak dentin sıvısında bulunabilmektedir(Brännström, 1984; Pissiotis ve Spångberg, 1994).

2.2.9. Dentin erozyonu

Kök kanal tedavisinin amaçlarından biri diş yapılarını korumak olduğu için dentin erozyonunun uzun vadede zararlı olabileceği ve mümkün olduğu kadar erozyondan kaçınılması gerektiği görüşüne varılmıştır (M. Haapasalo ve ark., 2010). Sodyum hipoklorite uzun süre maruz kalmanın dentindeki bükülme dayanımı ve elastiklik modülünü düşürdüğü görülmüştür (Marending ve ark., 2007).

Kemomekanik preparasyon tamamlandıktan sonra EDTA veya sitrik asitin ardından kullanılan sodyum hipokloritin ise çok kısa süreli irrigasyonla bile kanal duvarlarındaki yüzey dentininde belirgin erozyon yaptığı görülmüştür (Niu ve ark., 2002). Torabinejad ve ark, sodyum hipoklorit irrigasyonuyla kanal enstrümantasyonu ardından 5 dakika boyunca %17'lik EDTA ile final irrigasyonu sonrası tübüllerde dentin erozyonu taramalı elektron mikroskobu ile göstererek alternatif olarak tetrasiklin, asit ve deterjan karışımı olan MTAD solüsyonunu önerilmiştir(Torabinejad ve ark., 2003).

2.3. Mineral Trioksit Aggregatı (MTA)

Mineral Trioksit Agregatı (MTA) toz ve likit bileşenlerin karıştırılmasıyla kullanıma hazırlanan dental bir materyaldir. MTA 1990'ların ortalarında kök ucu dolgu maddesi olarak piyasaya sürülmüştür (Torabinejad ve ark., 1995). MTA hakkında yapılan pek çok çalışma; malzemenin biyouyumlu ve biyoaktif olduğunu göstermiştir (Marciano ve ark., 2016; Prati ve Gandolfi, 2015; Torabinejad ve ark., 2018). Materyal, sızdırmazlığı (Torabinejad ve ark., 1995; Wu ve ark., 1998), biyouyumluluğu (Torabinejad ve Chivian, 1999; Torabinejad ve ark., 1997; Yildirim ve ark., 2009), sıvı varlığında sertleşebilmesi (Camilleri ve Pitt Ford, 2006; Clauder ve Shin, 2009) ve radyopasitesi (Torabinejad ve ark., 1995a) sayesinde cerrahi ve cerrahi olmayan alanda yaygın kullanım alanına erişmiştir.

Yapılan klinik çalışmalarla da desteklendiği üzere MTA'nın; vital pulpa tedavilerinde pulpa kaplama ajanı, apikal tıkaçlama ve apikal cerrahide kök ucu dolgu malzemesi, perforasyon tamirinde ve rejeneratif endodontik tedavilerde alternatif bir tamir malzemesi ve aynı zamanda bir kök kanal dolum patı olarak da kullanılabileceği anlaşılmıştır (Prati ve Gandolfi, 2015; Marciano ve ark., 2016; Torabinejad ve ark.,2017).

MTA olarak bilinen ilk patent (ABD Patent No. 5 415 547) Mahmoud Torabinejad ve Dean White tarafından alınmış ve malzemenin Portland çimentosundan oluştuğu açıklanmıştır. MTA; American Standards for Testing Materials (ASTM) tarafından radyopasiteyi sağlamak amacıyla 4:1 oranında bizmut oksit eklenmiş tip-1 Portland simanı kategorisinde tanımlanmıştır (Torabinejad ve White 1995). 1997 yılında Amerika Birleşik Devletleri Gıda ve İlaç İdaresi (FDA) tarafından pulpa dokularını onarmak için piyasada bulunan ürünlerle benzer olduğu açıklanıp, kök kanal dolumu için Sınıf II tıbbi cihaz olarak atanması ile MTA, Tulsa Dental Products (Dentsply Tulsa Dental Specialties) tarafından ProRoot MTA olarak satışa sunulmuştur.

2.3.1. MTA'nın hazırlanması

MTA tozu üretici talimatına uygun olarak cam veya su emmeyen bir kâğıt üzerinde, metal veya plastik bir spatula yardımıyla, steril su ile toz/likit oranı 3:1

olacak şekilde karıştırılmalıdır (Parirokh ve Torabinejad, 2010a). Karıştırılma süresinin 4 dakikayı aşmaması gerektiği bildirilmiştir (Sluyk ve ark., 1998). Toz ve likit bileşenlerden oluşan materyallerin karıştırılması, materyal seçimi kadar önemli bir husus olup; simanların hazırlanması esnasındaki hatalar, tedavi başarısı açısından oldukça önemlidir (Behr ve ark., 2008). Uygulanan karıştırma teknikleri sonucu, materyallerin mekanik özelliklerinde değişiklikler meydana gelebilmektedir (Kleverlaan ve ark., 2004). Üretici talimatına göre MTA steril su ile karıştırılmalıdır.(Nekoofar ve ark., 2009),ticari ismi ProRoot olarak bilinen MTA paketlerinde bulunan ampüllerdeki su miktarının tutarsızlığını dile getirmiş ve MTA tozunun gereğinden az miktarda su ile karıştırılması sonucunda yetersiz bir hidrasyon işlemi meydana geleceğini ve bunun da materyalin etkinliğini azaltabileceğine işaret etmişlerdir. Karıştırılması esnasında çok fazla veya yetersiz su ilavesi, materyalin son sertliğini azaltmaktadır(Torabinejad ve Chivian, 1999; Torabinejad ve ark., 1995). Ancak MTA manipülasyonu kolay bir materyal olmadığı için fazla miktarda sıvı ile karıştırılmasının taşınma ve yerleştirilme işlemleri sırasında problemlere yol açacağı bildirilmiştir (E. S. Lee, 2000). (Fridland & Rosado, 2003), yaptıkları çalışmada likide toz oranı arttıkça MTA karışımının çözünürlüğünün ve porözitesinin de arttığı sonucunu saptamışlardır.

2.3.2. MTA'nın kullanım alanları

MTA ilk olarak kök ucu dolgu materyali olarak kullanıma sunulmuş, ancak MTA'nın üstün biyouyumluluğu, iyi kapama yeteneği, pulpa ve kök çevresi dokuların rejenerasyonunu arttırma kapasitesi gibi özelliklerinden dolayı farklı klinik uygulamalarda da kullanım alanı bulmuştur (Torabinejad ve ark., 1993). MTA'nın klinik uygulama alanları şu ana başlıklar altında sınıflandırılabilir (Torabinejad ve Chivian, 1999; Parirokh ve Torabinejad, 2010a);

• Vital pulpa tedavisinde pulpa kaplama maddesi olarak

• Apeksifikasyon sırasında apikal bariyer oluşturmak için

• Kök ucu dolgu maddesi olarak

• İnternal rezorpsiyon tedavisinde

• İyatrojenik perforasyonların kanal içi tamirinde

Bu uygulamaların temelini MTA'nın biyouyumluluğu, iyi sızdırmazlık özelliği, diş pulpa ve kök çevresi dokuların rejenerasyon kapasitesini arttırması gibi özellikleri oluşturmaktadır.

2.3.3. MTA'nın kimyasal içeriği

MTA ince hidrofilik partiküllerden oluşan toz ile distile suyun karıştırılmasıyla çamur kıvamına gelen ve ağız ortamında yaklaşık 4 saat içerisinde sertleşmesini tamamlayan bir materyaldir (Sarkar ve ark., 2005; Storm ve ark., 2008). Nemli ortamda aşamalı olarak sertleşir ve içeriğinin büyük kısmını Portland çimentosu oluşturur (Torabinejad ve ark., 1995a).

MTA ilk olarak üretildiğinde gri renkte olup, özellikle ön dişlerde istenmeyen renk değişiklikleri görüldüğü için üretici firma olan Tulsa Dental'in (Dentsply, USA) çalışmaları sonucu 2002 yılında beyaz renkli MTA preparatları da piyasaya sunulmuştur. Materyalin ana bileşeni olan Portland simanın patenti Joseph Aspdin'e aittir.

ASTM International (eski Amerikan Test ve Malzeme Derneği), 10 tip Portland çimento tanır (ASTM Standard C150 / 150M - 12 2012) ancak MTA sadece Tip I Portland çimentosu olarak sınıflandırılmıştır. Portland çimentosu, içeriğindeki işlenmemiş materyallerin yüksek ısı altında kısmi füzyonu sayesinde oluşur. Bu işlem 400 ile 600ºC arasında kireç taşının dekarbonizasyonunu, 800 ile 1200ºC arasında dikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat ve trikalsiyum alüminoferrit oluşumunu ve 1400ºC sıcaklıkta trikalsiyum silikat oluşumunu kapsamaktadır (S. J. Lee ve ark., 1993). Tipik bir Portland çimento tozunun, %75-80 gibi yüksek bir oranda trikalsiyum silikat ve dikalsiyum silikat, yaklaşık %10 trikalsiyum alüminat ve %10 tetrakalsiyum alüminoferrit içerdiği tahmin edilmektedir (Ramachandran ve ark., 2002).

MTA sıradan Portland çimentosuna kıyasla daha düşük miktarda trikalsiyum alüminat ihtiva eder ve beyaz MTA'da ağırlıkça %51,9 trikalsiyum silikat, %23,2 dikalsiyum silikat, %3,8 trikalsiyum alüminat, %1,3 kalsiyum sülfat (gypsum) ve

%19,8 bizmut oksit bulunduğu saptanmıştır (Belío-Reyes ve ark., 2009). Üretici firmaya göre ProRoot MTA; Portland çimentosu, bizmut oksit ve gypsum (kalsiyum sülfat) isimli 3 bileşenden oluşmaktadır. MTA'daki Portland çimento bileşeni; trikalsiyum silikat (3CaO·SiO2 veya alit), dikalsiyum silikat (2CaO·SiO2 veya belit) ve trikalsiyum alüminattan (3CaO·Al2O3) oluşmaktadır. Tetrakalsiyum alüminoferrit (4CaO·Al2O3·Fe2O3) ise gri MTA'da mevcut olup beyaz MTA'da görülmez. (Asgary ve ark., 2004).

Silikatlar:

Trikalsiyum silikat (Alit): Siman hacminin yaklaşık olarak %55'ini oluşturur. Simanın hızlı bir şekilde nemlenmesini ve katılaşmasını sağlar. Başlangıç sertleşmesinden ve erken dayanımdan büyük ölçüde sorumlu tutulmaktadır.

Dikalsiyum silikat (Belit): MTA siman hacminin yaklaşık %20'sini oluşturur. Simanın yavaş bir şekilde nemlenmesini ve katılaşmasını sağlamaktadır. Büyük ölçüde geç dayanımdan sorumlu tutulmaktadır.

Alüminatlar: Tetrakalsiyum alüminat (Alüminit): Alümina, kalsiyum oksitlebirleşerek trikalsiyum alüminat ve demir oksitle birleşerek tetrakalsiyum alüminoferrit oluşturmaktadır. Alüminatlar simanın yaklaşık olarak %20'sini oluşturmaktadır. Hidrasyon sırasında trikalsiyum alüminat çok hızlı tepkimeye girmekte ve kalsiyum sülfata karşı direnç göstermektedir.

Tetrakalsiyum alüminoferrit (Ferrit): Simanın sertleşmesi sırasında meydana gelen ısı artışını dengelemekte, oluşan ısının düşmesini sağlamaktadır. Ayrıca içerisindeki demir bileşenlerinden dolayı renklenmeye neden olmaktadır.

Kalsiyum Sülfat: Sertleşme reaksiyonuna hızlı bir şekilde giren trikalsiyum alüminoferritin etkisini kontrol altına almakta ve reaksiyon hızını düşürmektedir. Simanın içerisinde kalsiyum sülfat bulunmadığı zaman sertleşme çok hızlı bir şekilde gerçekleşmektedir. Ayrıca kalsiyum sülfat başlangıç sertleşmesini, erken dayanım artışını kontrol altına almaktadır (Kosmatka ve ark., 2011).

Sertleşme reaksiyonu: MTA, su ile karıştırılarak hazırlanan ve su varlığında ekzotermik bir reaksiyonla sertleşen bir dental materyaldir. MTA'daki sertleşme reaksiyonlarının, Portland çimentosundakilere benzer olduğu rapor edilmiş (Asgary ve ark., 2004) ve ikisinin de hidrasyon reaksiyonunun yan ürünü olarak kalsiyum hidroksit oluşturdukları belirtilmiştir (Camilleri, 2008).

Trikalsiyum silikat ve dikalsiyum silikatın sertleşme reaksiyonları şu şekildedir (Ramachandran ve ark., 2002);

$2(3CaO{\cdot}SiO_2) + 6H_2O \rightarrow 3CaO{\cdot}2SiO_2 \cdot 3H_2O + 3Ca(OH)_2$

$2(2CaO{\cdot}SiO_2) + 4H_2O \rightarrow 3CaO{\cdot}2SiO_2 \cdot 3H_2O + Ca(OH)_2$

En önemli hidrasyon reaksiyonları, en büyük bileşenler olan trikalsiyum silikat ve dikalsiyum silikattır. Su içerisinde, kalsiyum silikatların hidrolizi sonucunda kalsiyum hidroksit ve bir miktar kalsiyum silikat hidrat oluşur.

Kalsiyum silikat hidrat; kalsiyum silikat partikülleri üzerinde oluşan gözenek ve boşluk alanı içinde çekirdekleşmiş kalsiyum hidroksit ile sağlam bir ağ oluşturmak için sertleşen bir jel olarak düşünülür (Gandolfi ve ark., 2010). Artan kalsiyum, kalsiyum hidroksite dönüşür (Camilleri, 2007).

Kalsiyum hidroksit çoğunlukla kristal haldedir ve X-ışını kırınımı (XRD) analizi (Camilleri, 2008b) kullanılarak tespit edilebilirken, kalsiyum silikat hidratları esasen amorf olup çeşitli kompozisyonlar sergileyebilir. Trikalsiyum alüminat ise su ve gypsum varlığında hidrate olarak etringite yani yüksek sülfatlı kalsiyum sülfo alüminata dönüşür. Sertleşmiş MTA içerisinde etringite, küçük iğne benzeri kristallere benzer (Gandolfi ve ark., 2010). Bütün gypsum (kalsiyum sülfat) tüketildikten sonra, trikalsiyum alüminat etringite ile reaksiyona girerek monosülfat formu oluşturur (Ramachandran ve ark., 2002). Oluşan etringite, siman partikül yüzeyinde parçalanır ve silikat hidrat kaplama meydana gelir. Silikat hidrat kaplama, hidrasyonu yavaşlattığından dolayı bu faza "inaktif faz" ismi verilir ve yaklaşık 1-2 saat sürer. Bu faz süresince siman plastik ve çalışılabilir durumdadır.

Hidrasyon, silikat hidrat kaplamanın yıkımından sonra devam eder (Camilleri, 2007). Hidrate olmuş MTA'da ana reaksiyon ürünleri kalsiyum silikat hidrat ve kalsiyum hidroksittir. Kalsiyum hidroksitin varlığı sayesinde siman yüksek alkali pH'a sahip olur (Torabinejad ve ark., 1995a).

Sertleşme süresi: ProRoot MTA'nın kullanım talimatı 5 dakikalık çalışma süresi ve 4 saatlik sertleşme süresi olarak bildirilmiştir. Tüm olumlu özelliklerine rağmen bu uzun sertleşme süresi çalışmacıları bu durumun doğruluğunu araştırmaya ve bu süreyi kısaltmaya yönlendirmiştir. MTA'nın sertleşme süresini Torabinejad ve ark. (1995a) 165 dk, (Ding ve ark., 2008) 220-250 dk, (Kogan ve ark., 2006) 50 dk,

(Porter ve ark., 2010) 150 dk, (Huang ve ark., 2008) 151 dk gözlemlemişlerdir. MTA'nın da cam iyonomer simanlar ve amalgam gibi karıştırıldıktan sonra belli bir zaman maturasyonu devam eder. Çeşitli çalışmalarla "sertleşme süresi" ölçülmüş olsa da kalorimetrik verilerle 7. günde maksimum kalsiyum hidroksit oluştuğu izlenmiş ve amorf kalsiyum silikat hidratların daha da uzun süre gelişmeye devam ettiğini gösterilmiştir (Chedella ve Berzins, 2010). Çeşitli araştırmacılar da MTA'nın çeşitli fiziksel özelliklerinin zaman geçtikçe daha optimal hale geldiğini gözlemledikleri araştırmalarıyla bu verileri desteklemektedir (Torabinejad ve ark.,1995a; Sluyk ve ark., 1998).

Bizmut oksit ve gypsum: Portland çimentosu yeterli radyopasiteye sahip olmadığı için MTA içerisine radyopasite verici ajan olarak bizmut oksit dahil edilir. Darwell ve ark. (2011) bizmut oksitin etkisini tartışmalı bulmaktadır. Camilleri (2007,2008a) tarafından az da olsa bizmut oksitin kalsiyum silikat hidrat yapısının bir bölümüne dahil olarak zamanla sızıntıya neden olduğu gösterilmiş, tamamen inert olmadığı ve MTA'nın sertleşme reaksiyonunda sınırlı bir rol oynadığı tespit edilmiştir. Bizmut oksitin Portland çimentosuna eklenmesinin malzemenin sıkıştırma dayanımı değerlerini düşürdüğü ve gözenekliliği arttırdığı görülmüştür. Bu nedenle bizmut oksitin radyopasite dışında etkileri de olduğu düşünülmektedir (Coomaraswamy ve ark., 2007).

Gypsum, sertleşme zamanını değiştirmek için Portland çimentosuna / MTA'ya ilave edilir. Bu değişikliği trikalsiyum alüminatın reaksiyonlarını etkileyerek yapar. Sıradan Portland çimentosu, MTA'da bulunan kalsiyum sülfat (gypsum) türlerinin yaklaşık iki katını içerir (Camilleri, 2007; Belío-Reyes ve ark., 2009). MTA'nın Portland simanından farklı olarak gözlemlenen bir diğer farkı ise partikül büyüklükleridir. MTA tozunun partikül büyüklüğü Portland simanına göre daha homojen ve küçük yapıda olup (Dammaschke ve ark., 2005) partikül şekilleri arasında farklılık olduğu saptanmıştır (Komabayashi ve Spångberg, 2008).

MTA toz yapısı: MTA toz yapısının boyutu ve şekli birkaç araştırmacı tarafından incelenmiştir. Beyaz MTA tozundaki Portland çimento parçacıklarının boyutu genellikle 1 μm ile 30-50 μm arasında değişirken ve bizmut oksit parçacıkları yaklaşık 10-30 μm'dir (Camilleri, 2007).

MTA ürünleri incelendiğinde beyaz MTA partiküllerinin gri MTA'ya göre daha homojen boyutlu (Komabayashi ve Spångberg, 2008) ve daha büyük olduğu izlenmiştir. Şekil açısından, partiküllerin birçoğu oldukça düzensizdir ve bazıları iğne benzeri görünmektedir (Camilleri ve ark., 2005).

MTA ve Portland çimentosunun partikül şekilleri arasında çok az farklılık gözlemlenmiştir (Komabayashi ve Spångberg, 2008). MTA toz partikülleri Portland çimentosununkine göre daha küçüktür. Bu sebeple sertleşmiş MTA içerisindeki partiküller, sertleşmiş Portland çimentosundakinden daha küçüktür (Asgary ve ark., 2004).

Eser elementler ve bileşikler: MTA'daki demir varlığı kimi araştırmacılar tarafından sadece gri MTA'da gözlemlenirken (Camilleri ve ark., 2005), kimi araştırmacılar beyaz MTA'da da eser miktarda demir varlığından söz etmiştir (Belío-Reyes ve ark., 2009). Ayrıca, magnezyum (veya bir magnezyum oksit formu), beyaz MTA'ya kıyasla gri MTA'da daha fazla oranda görülmektedir (Song ve ark., 2006). Renk farklılığının bir nedeninin de magnezyum olabileceği belirtilmiştir.

MTA içerisinde; As, Ba, Cd, Cl, Cr, Cu, Ga, In, K, Li, Mn, Mo, Ni, P2O5, Pb, Sr, TiO2, Tl, V ve Zn gibi pek çok eser element ve bileşikler mevcut olup bu elementlerin bazıları toksik özellikleriyle bilinse de MTA'daki düşük konsantrasyonları ve MTA'nın mükemmel biyouyumluluk özelliği göz önüne alındığında genel sağlığa olumsuz etkisi olmayacaktır. Portland çimentosu ile karşılaştırıldığında, MTA'nın tipik olarak daha az ağır metal içeriği (Cu, Mn, Sr) vardır (Dammaschke ve ark., 2005) ancak daha fazla miktarda bizmut içermektedir.

Su / nem varlığı hidrolik (su ile ve su varlığında sertleşebilen) bir dental malzeme olan MTA'nın optimal özelliklerine uygun olarak sertleşmesi açısından kritik öneme sahiptir. Yetersiz veya fazla nemli ortam simanın sertleşmesini, fiziksel ve kimyasal özelliklerini olumsuz yönde etkileyecektir. Fazla nemli ortamın sertleşme esnasında MTA'nın porözitesinin artmasına, yıkanabilirliğinin (wash-out) artmasına, mukavemetinin azalmasına veya bozunmasına sebep olabileceği gösterilmiştir (Walker ve ark., 2006).

Klinik uygulamalar için MTA hazırlanırken kullanılacak su miktarı çevre dokudan ve dişin yapısından gelecek nem/su da düşünülerek hesaplanmalıdır. (Budig ve Eleazer, 2008) yaptıkları çalışmada kök kanalına yerleştirilen toz haldeki MTA'nın

dahi yeterli süre verilirse nemin sement üzerinden aksesuar kanallar aracılığıyla yayılması sayesinde sertleşebileceğini bulmuşlardır. Fakat MTA nemli bir ortamda kuru bir ortama oranla daha iyi performans sergilemektedir (Gancedo-Caravia ve Garcia-Barbero, 2006). Su mevcudiyeti simanın sertleşme öncesi su emerek genleşmesi gibi diğer özellikleri de etkileyecektir (Gandolfi ve ark., 2009). Klinik uygulamalar esnasında MTA çeşitli fizyolojik sıvılarla temas edebilmektedir. Simanın sertleşmesi esnasında veya sonrasında meydana gelebilecek bu durum MTA'nın fiziksel ve kimyasal özelliklerini değiştirebilmektedir.

2.3.4. MTA'nın çevre ile etkileşimi

Serleşme sırasında MTA'nın iltihabi pulpa ve periapikal dokular gibi asidik çevrelerle teması sertleşme reaksiyonunun gelişmesini engeller. Lee ve ark. (2004) yaptıkları bir çalışmada MTA'yı karıştırıp 2 dakika sonra pH'ı 5 olan solüsyonda beklettiklerinde kalsiyum hidroksit oluşumunda azalma gözlemişlerdir. (Namazikhah ve ark., 2008)'da yaptıkları benzer çalışmada asidik ortama maruz bırakılmış MTA'nın mikrosertliğinde azalma ve yüzeyinde bozulmalar tespit etmişlerdir.(Watts ve ark., 2007) ise, su ile karıştırılmış MTA'nın pH 5 ve pH 7,4 değerlerindeki solüsyonda bekletilmesi sonrası sıkıştırma dayanımı değerleri arasında anlamlı farklılık gözlemlememişlerdir. MTA'nın serum ile temasıyla yüzey morfolojisi ve kimyasal dağılımının değişmesi sonucu sertliğinin olumsuz etkilendiği de bildirilmiştir (Kim ve ark., 2012). MTA'nın kan ile temasıyla, malzemenin mikrosertliği ve sıkıştırma dayanımının olumsuz etkilendiği gösterilmiş olup (Nekoofar ve ark., 2011; Nekoofar ve ark., 2010), furkal perforasyon tamiri esnasında ortamda kan bulunduğu durumlarda restorasyon direncinin daha düşük olduğu da belirtilmiştir (Vanderweele ve ark., 2006).

Ağırlıkça içeriğinin %50 ila 75'i kalsiyum oksitlerden oluşan MTA'nın etilen diamin tetra asetik asit (EDTA) gibi kalsiyumla şelasyon yapan ajanlarla teması da malzeme sertliğini etkilemektedir. Kalsiyum silikatların sertleşmesi suda çözülmeye ve ardından tepkime ürünlerinin çöktürülmesine dayanır. EDTA irrigasyon solüsyonu, salınan kalsiyumu etkin bir şekilde bağlamaktadır. Bu nedenle, kalsiyum hidroksit oluşmadan MTA'nın hidrasyonunu bozmakta (Y. L. Lee ve ark., 2007) ve kalsiyum silikat hidratlarının oluşumunu engellemektedir. Sertleşme esnasında yedi gün

boyunca sodyum hipoklorit, klorheksidin glukonat, EDTA ve BioPure MTAD gibi irrigasyon solüsyonları ile temasla sertleşen MTA, distile su ile temasla sertleşen MTA'ya göre daha düşük mikrosertlik ve eğilme dayanımı göstermiştir (Aggarwal ve ark., 2011). Bu solüsyonlardan EDTA ve MTAD asidik pH seviyeleri nedeniyle MTA'nın sertleşmesi üzerinde en negatif etkiye sahiptir. MTA'nın uygulanacağı bir alan daha önce irrigasyon solüsyonları ile (özellikle EDTA ve BioPure MTAD) temas ettiyse, kimyasal kalıntıları gidermek için distile su ile temizlenmelidir.

Literatürde tanıtılmasından bu yana, MTA'nın mükemmel biyouyumluluğu ve benzer uygulamalarda kullanılan diğer dental materyallerden daha iyi sızdırmazlık kabiliyetine sahip olduğunu gösteren çok sayıda çalışma ortaya çıkmıştır (Torabinejad ve Chivian, 1999; Torabinejad ve Parirokh, 2010)(Islam ve ark., 2005).

MTA'nın biyoaktif olduğunu görüşünü ilk olarak Sarkar ve ark. (2005) ortaya atmıştır. Bir fosfat tamponlu çözeltiye maruz bırakıldığında MTA üzerinde oluşan globüler çökeltilerin kompozisyonunu inceleyerek bu yapının hidroksiapatite benzediğini ve MTA ile dentin arasında da bir ara tabaka oluştuğunu bildirmişlerdir. Zamanla, bu tabaka kimyasal olarak birleştirici bir mühüre dönüşür. MTA içeriğindeki kalsiyumun çözülerek fosfatlarla birleşip dentin ve MTA kütlesi arasında hidroksiapatit kristalleri oluşturduğunu gözlemlenmesi dolayısıyla MTA'nın biyoaktif bir malzeme olduğu rapor edilmiştir. Apatit tabakası formasyonunu daha iyi anlamak için çeşitli çalışmalar yapılmış olup; ilk çekirdeğin, karbonatlı apatit oluşumunun öncüsü olarak işlev gören amorf bir kalsiyum fosfat olduğu anlaşılmaktadır (Sluyk ve ark., 1998; Reyes-Carmona ve ark., 2009)(Han ve ark., 2010). Yüzeydeki çökelti beş saat içinde ortaya çıkmakta olup yedi gün içerisinde düzgün ve eşit kalınlığa ulaşmaktadır (Gandolfi ve ark., 2010).

2.3.5. MTA'nın fiziksel özellikleri

Yapılan bazı çalışmalar MTA'nın karıştırılmasından hemen sonra pH değerinin yaklaşık 10,2 olduğunu ve 3 saat içerisinde 12,5'e yükselip bu değerde sabit kaldığını belirtir (Torabinejad ve ark., 1995). Gri MTA ile karşılaştırıldığında beyaz MTA'nın pH değerlerinin önemli ölçüde daha yüksek olduğu bildirilmiştir (Chng ve ark., 2005; Islam ve ark., 2006). MTA'nın, 78 günlük uzun dönem bir çalışma boyunca yüksek pH değerini koruduğu bildirilmiştir (Fridland ve Rosado, 2005).

MTA'nın çözünürlüğü Amerikan Dişhekimleri Birliği düzenlemesine (ANSI / ADA 1991) göre değerlendirilmiştir. Çalışmaların çoğunluğu MTA çözünürlüğünün olmadığını veya çok düşük oranda olduğunu bildirirken (Danesh ve ark., 2006; Shie ve ark., 2009; Torabinejad ve ark., 1995), 78 günlük bir çalışmada materyalin zamanla azalan bir oranla kısmen çözündüğü bildirilmiştir (Fridland ve Rosado, 2005). Aynı çalışma sonuçlarına bakarak likide toz oranı artışı MTA'nın çözünürlüğü ve porözitesini arttırmaktadır. MTA'dan kalsiyum iyonları salındığı birçok araştırmacı tarafından bildirilmiştir (Antunes Bortoluzzi ve ark., 2006; Bozeman ve ark., 2006; Ozdemir ve ark., 2008; Sarkar ve ark., 2005). Apikal bariyer oluşumu kalsiyum hidroksit kullanılarak son derece başarılı olmasına rağmen, bu materyal apikal dokularla temas ettiğinde hızlı bir şekilde çözülmeye başlar ve bariyerin oluşumunu onaylamak için uzun vadede klinik vakanın takip edilmesi gerekir. MTA ise üstün sızdırmazlık ve biyouyumluluk özellikleri sayesinde uygun bir apikal bariyer oluşturduğu saptanmıştır (Linsuwanont, 2003).

MTA'nın sızdırmazlık kabiliyetinin bir nedeni de sertleşirken genleşmesidir. Gri MTA (GMTA) ve beyaz MTA (WMTA), yaklaşık %75 Portland çimentosundan oluşur. Beyaz MTA, düşük miktarda içerdiği tetrakalsiyum alüminoferrit ile GMTA'dan farklıdır. Bileşimdeki bu fark, genleşme miktarını etkileyebilmektedir. Araştırmacılar, MTA'nın çeşitli sürümlerinin sertleşme genleşmesi miktarlarını ölçmüş ve GMTA'nın WMTA veya Portland çimentosundan çok daha fazla genleştiğini ve likide toz oranının genleşme üzerinde çok az etkisi olduğunu tespit etmişlerdir (Hawley ve ark., 2010; Storm ve ark., 2008).

MTA'nın uzun sertleşme süresi, sertliği yüzünden tedavi tekrarına müsaade etmemesi ve manipülasyonunun zor oluşu gibi, dişte renk değişikliğine neden olması da dezavantajlarından biridir (Watts ve ark., 2007) ve 2000 yılında Tulsa Dental tarafından diş renkli (beyaz) MTA piyasaya sürülmüştür. Fakat yapılan bir çalışmada beyaz MTA fosfat tamponlu salin içine daldırılmış ve 3 gün sonra materyalde renk değişikliği gözlenmiştir (Watts ve ark., 2007). Yapılan başka bir çalışmada ise 10 gün süreyle suda bekletilen dişlerin açılmasıyla, çoğu WMTA kök kanal dolgularında koyu renk değişimleri gözlenmiştir (Boutsioukis ve ark., 2008). Bu araştırmacılar ayrıca, WMTA dolguların döner aletler ile sökülmesinde zorluk yaşandığını belirtmişlerdir.

2.4. Endodontik Tedavide Kullanılan Kalsiyum Silikat Esaslı Simanların Başarısızlık Durumunda Uzaklaştırılması

Endodontik tedavi başarısız olduğunda, cerrahi olmayan retreatment işlemleriyle kök kanal sistemine yeniden ulaşarak temizlik, dezenfeksiyon ve tıkama işlemleri gerçekleştirilmeye çalışılmaktadır. Retreatment tedavisinin başarılı olmasında gütaperka ve simanlar da dahil olmak üzere kök kanal dolgu malzemelerinin tamamen çıkarılması önemli bir adımdır (Kratchman, 2004).

Kalsiyum silikat esaslı simanlar, biyouyumlulukları, biyomineralizasyon kapasiteleri ve geleneksel simanlar ile karşılaştırıldığında daha yüksek sızdırmazlık kabiliyetleri ile son zamanlarda kök kanal tıkama materyalleri arasında popüler hale gelmiştir (Bueno ve ark., 2019). Bugüne kadar yapılan çalışmalarda dentin ile kalsiyum silikat bazlı simanlar arasında kimyasal bir bağ oluştuğu bildirilmiş ve bu etkileşimin yeniden tedavi sırasında simanların uzaklaştırılma prosedürlerini zorlaştırdığı ileri sürülmüştür. Bu kimyasal bağlanmanın yanı sıra dentin tübüllerinde mikromekanik bir bağlanma olup olmadığı da tartışılmaktadır. Biodentine için yakın zamanda yapılan bir çalışma, B-mineral infiltrasyon bölgesi olarak adlandırılan ara yüzey mineral etkileşim katmanı ile birlikte dentin tübülleri içinde uzantıların oluşumunu kanıtlamıştır (Atmeh ve ark., 2012). Bu durumda da yeniden tedavi yapıldığında kök dentin duvarlarından dolgu kalıntılarının tamamen çıkarılmasının mümkün olmadığı bildirilmektedir (Kaup ve ark., 2015).

Yapılan bir çalışmada, Biodentine materyali üzerinde EDTA, maleik asit ve fosforik asit kullanımının Biodentine yüzeyinin morfolojisini değiştirdiği gösterilmiştir (V. Ballal ve ark., 2018). Ancak tamamen kanaldan uzaklaştıracak, etkili ajanlar bulunamamıştır. Kalsiyum silikat simanların uzaklaştırılmasıyla ilgili literatürde kesin bir yöntem tanımlanmamıştır ve çeşitli vaka raporlarında farklı yaklaşımlar görülmektedir (Torabinejad ve Parirokh, 2010). MTA'nın kök kanal dolgusu veya apikal tıkama amacıyla kullanımında tamamen uzaklaştırmak imkansız değilse de zor bir süreçtir. Başka bir çalışmada BioPure MTAD'ın kısmen MTA'yı uzaklaştırdığı gösterilse de sürekli olarak kanala uygulamak mümkün olmamaktadır (Butt ve Talwar, 2013). MTA ile dolumu yapılan kanallarda rotary sistemlerle MTA'nın tamamen uzaklaştırılmasının mümkün olmadığı gösterilmiştir (Watts ve ark., 2007).

2.5. Kalsiyum Silikat Esaslı Simanların Kanaldan Uzaklaştırılma Başarısının Değerlendirilmesi

Kök kanallarında dolgu malzemelerinin ve miktarının tespitinde kullanılan yöntemler:

-Radyografik Yöntem

-Şeffaflaştırma Yöntemi

-Kesit Alma Yöntemi

-Dental Operasyon Mikroskobu

-Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) (Scanning Electron Mikroskobu)

-Bilgisayarlı Tomografi

-Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT)

-Mikro Bilgisayarlı Tomografi (Mikro-BT) olarak sınıflandırılmaktadır.

Radyografik metod ile örnek bütün olarak incelenmekte ancak yalnızca iki boyutlu görüntüleme yapılabilmektedir (Durack ve Patel, 2012). Bu yöntem, kalan dolgunun hacmini değil en geniş alanı hesaplamaktadır (Schirrmeister ve ark., 2006). Şeffaflaştırma yöntemi ise oluşan artefaktlar nedeniyle kalan dolgunun hacmini doğru veremeyebilir. Kesit alma yönteminde, dişten elde edilen kesitler incelenerek fotoğraflanmakta ve görüntüler dijital ortamda analiz edilmektedir (Hassanloo ve ark., 2007). Dişlerden bukkolingual yönde alınan kesitler operasyon mikroskopuyla da incelenebilir ancak tek başına yeterli bir yöntem değildir (Fenoul ve ark., 2010). SEM endodontik çalışmalarda, kök kanallarındaki dolgu maddesinin detaylı belirlenmesini sağlamaktadır. SEM ile sadece incelenen yüzey görüntülenmekte ve iki yüzeyin adaptasyonu üç boyutlu olarak değerlendirilememektedir (Torabinejad ve ark., 1995).

Tüm bu eksikliklerden yola çıkarak, ileri görüntüleme yöntemleri dolgu malzemelerinin değerlendirilmesinde kullanılmaya başlanmıştır. 1960'ların sonlarına doğru geliştirilen bilgisayarlı tomografi, medikal radyolojide önemli bir etki oluşturmuştur. Bu yöntemle invaziv olmayan, hızlı incelemeler yapılabilmekte; örnekler zarar görmemekte ve görüntüler kopyalanıp çoğaltılabilmektedir (Ozawa ve ark., 2009). Ancak bilgisayarlı tomografide kök kanal anatomisini ayrıntılı olarak değerlendirmek ve yeterince yüksek bir çözünürlük elde etmek için çok yüksek radyasyon dozu gerekmektedir (Robinson ve ark., 2002). Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) ise geleneksel BT'den daha düşük radyasyon dozuyla üç boyutlu görüntü sağlamak için geliştirilmiştir. KIBT ile elde edilen görüntülerde, maksillofasiyal bölgede geleneksel film ya da dijital periapikal radyografilerde gözlenen komşu anatomik yapıların superpozisyonları ya da dişlerdeki distorsiyonlar gibi olumsuzluklar oluşmamaktadır. Ancak, KIBT ile görüntülemenin de bir takım sınırlamaları mevcuttur. Görüntülerde bazen X-ışınına bağlı oluşan radyografik artefaktlar, hekimi yanlış değerlendirmeye yönlendirebilmektedir (Guven ve ark., 2008).

2.6. Mikrosertlik (Microhardness)

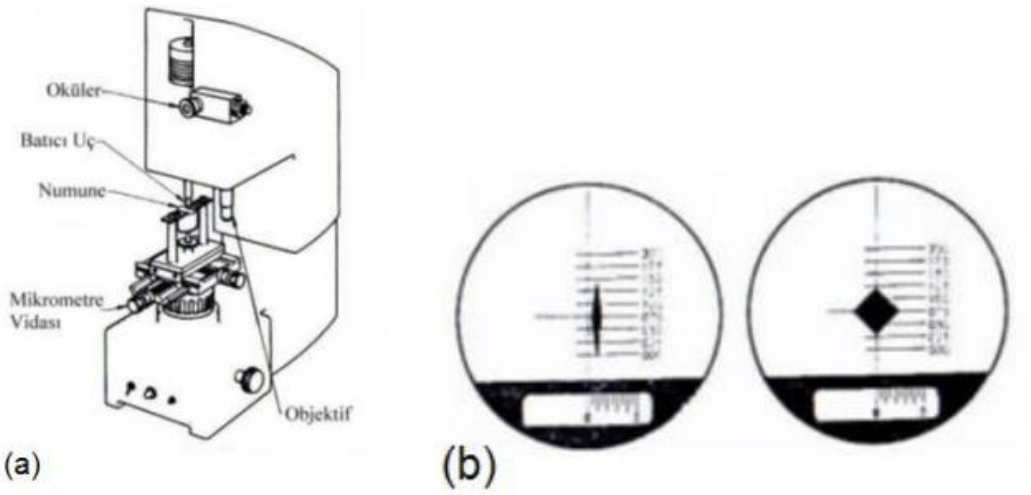
Sertlik, bir malzemenin indentasyon direnciyle ilgili kompozit bir özelliğidir ve çok kolay ölçülebilen bir özelliktir. Malzemelerin mekanik özelliklerini ölçmek için kullanılan bir teknik olarak, yüzey sertliği ölçümü yaygın olarak kullanılmaktadır.

Laboratuvarlarda özel cihazlarla yapılan sertlik ölçümlerindeki değer, malzemenin plastik deformasyona karşı gösterdiği dirençtir.

Sertlik, malzemenin sıkıştırma dayanımı, gerilme ve bükülme dayanımları ile de ilgilidir. Mikrosertlik; sıkıştırma, itme veya kesme dayanımı ölçümlerine göre daha kolay uygulanıp ölçümü yapılabilen bir özelliktir.

Laboratuvarlarda özel cihazlarla yapılan sertlik deneyleri; kullanılan batıcı uca, uygulanan kuvvete, oluşan izin büyüklüğüne ve ölçüm yöntemine göre sınıflandırılmıştır. En yaygın olarak Brinell, Rockwell, Vickers ve Knoop sertlik ölçme yöntemleri kullanılmaktadır.

Yüzey mikrosertliği, malzemenin yüzey mukavemetinin bir göstergesi olarak kabul edilebilir (Y. L. Lee ve ark., 2004). Dişhekimliği alanında mikrosertlik, genellikle uç kısmı sığ yüzey açılarına sahip bir elmas iğne basısı sonucu oluşan indentasyon alanının metalürjik mikroskop ile ölçülmesiyle kullanılır. İndentasyon alanının uygulanan yükle olan ilişkisi kullanılarak bir sayı olarak ifade edilmektedir.



Şekil 1: (a) Mikrosertlik deney cihazı ve (b) Mikroskop yardımıyla görülen Knoop ve Vickers izleri.

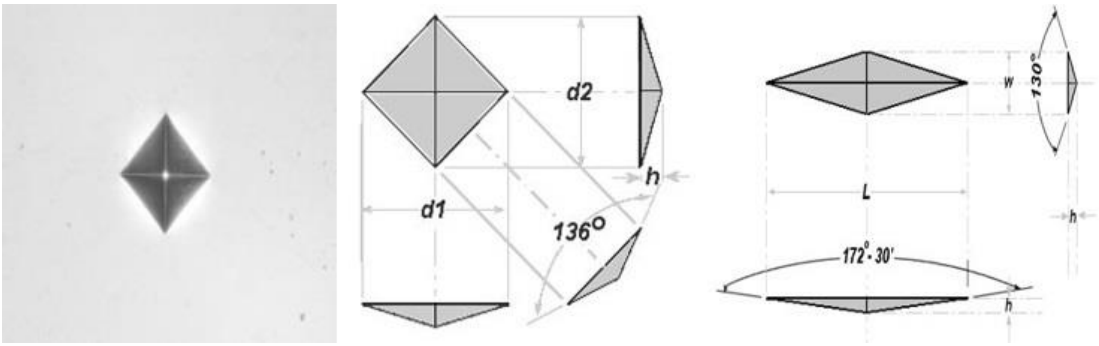
Mikrosertlik, biyoseramik ürünler için kullanılan fakat endodontik malzemeler için ISO veya ADA standartlarına göre gerekli görülmeyen bir ölçümdür. Mikrosertlik testi, bir elmas indentör kullanılarak materyal yüzeyine bir miktar yük uygulayarak yapılır. Mikrosertlik testinin Vickers ve Knoop olmak üzere iki evrensel türü vardır. Ana farkı elmas indentasyon iğnesinin şeklidir. Vickers elmas indentör şekli kare bir piramit iken Knoop elmas indentör uç şekli uzunlamasına bir piramittir. Gong ve ark. (2002) yaptıkları çalışmada silikon nitrit seramik örnekler kullanarak Knoop sertlik değerlerinin genellikle Vickers sertliği için ilgili değerlerden daha düşük olduğunu göstermişlerdir.

Vickers testi, ikisinin en yaygın kullanılanıdır. Kullanılan yük ve bekleme süresi, yükün tüm malzemelerde net ve güvenilir bir girinti oluşturabileceğini gösteren bir pilot test ile test edilecek malzemelere göre seçilir. Farklı koşullar için farklı yükler kullanılmaktadır (Bolhari ve ark., 2014; Namazikhah ve ark., 2008; Z. Wang ve ark., 2015). MTA'nın yüzey mikrosertliğini ölçen çalışmaların çoğunda Vickers testi kullanılmıştır (Behr ve ark., 2008; Nekoofar ve ark., 2010; Shokouhinejad ve ark., 2014).

Ölçüm yapmak için; numune mikroskobun tablasına oturtulur ve okülerde net görüntü elde edilinceye kadar mikroskop tablası hareket ettirilir. Bundan sonra mikroskop tablası, sertlik ölçen kısmın altına getirilir ve düğmeye basarak sertlik ölçen 23 ucun hareketi sağlanır. Uç, otomatik olarak numuneye batar ve 10 saniye sonra yine otomatik olarak geri döner. Böylece numunenin üzerinde bir iz elde edilir. İzin boyutlarını ölçmek için okülerden iz gözlenir. Oküler üzerindeki özel taksimatla izin boyutları belirlenir. Vickers sertlik değeri (HV); ASTM E384 standardına göre:

$$HV = 1{,}854 \times F / d2$$

formülü ile bulunur. Burada F: uygulanan kuvvet (kg-1), d ise indentasyon alanının ortalama köşegen uzunluğu olup $d = (d1 + d2) / 2$ formülü ile hesaplanmaktadır.



Şekil 2: Vickers ölçümü esnasında indentasyon iğnesinin oluşturduğu izin şematik görünümü.

MTA mikrosertlik değerlerini pH (Y. L. Lee ve ark., 2004; Namazikhah ve ark., 2008), materyal kalınlığı (Matt ve ark., 2004), karıştırma teknikleri (Nekoofar ve ark., 2010), kondensasyon basıncı (Nekoofar ve ark., 2007), toz partikül büyüklüğü (Saghiri ve ark., 2012), asit etching uygulamaları (Kayahan ve ark., 2009), kan veya serum ile kontaminasyonu (Nekoofar ve ark., 2010) ve ortam sıcaklığı (Saghiri ve ark., 2010) gibi değişkenler etkileyebilir. Asidik ortam varlığı (Namazikhah ve ark., 2008), kan ve serum kontaminasyonu (Nekoofar ve ark., 2010) ve düşük ortam sıcaklığı (Nekoofar ve ark., 2010) MTA mikrosertliğini azaltır. Yapılan bir çalışmaya göre MTA tıkaç kalınlığı 5mm olduğunda, 2mm kalınlığındaki kütleye göre daha yüksek mikrosertliğe sahiptir (Matt ve ark., 2004). MTA mikrosertliğini arttırmak için partikül büyüklüğü de azaltılabilir (Saghiri ve ark., 2012). Restoratif prosedürler öncesi asit uygulamaları MTA'nın mikrosertliği ve sıkıştırma dayanımlarını olumsuz yönde etkilemektedir. Bu 24 sebeple restoratif uygulamaların, MTA kullanımı sonrası en az 96 saat sonra yapılması tavsiye edilmektedir. (Kayahan ve ark., 2009).

MTA kütlesinin mikrosertlik için test edilecek yüzeyinin iyice zımparalanarak pürüzsüz ve çiziksiz bir hale getirilmesi numuneler üzerinde net indentasyon alanları oluşmasını sağlar (Kayahan ve ark., 2009). Fakat bu zımparalama işlemiyle test edilecek numune yüzeyinin, sertleştiği ortamla birebir temas ettiği en üst yüzeyi aşındırmış ve daha yüksek mikrosertlik değerleri elde etmiş oluruz. Ayrıca zımparalama işlemi esnasında uygulanabilecek aşırı yükler yüzeyde mikro defektler oluşturup düşük mikrosertlik sonuçları elde etmemize yol açabilmektedir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada 5 farklı yıkama solüsyonunun MTA ve dentin dokusu üzerindeki etkisi mikrosertlik ölçümü yapılarak karşılaştırıldı.

Kullanılan yıkama solüsyonları;

1) EDTA (%17) (Cerkamed,Polonya)

2)NAOCl (%5,25) (Cerkamed,Polonya)

3)CHX (%2) (Cerkamed,Polonya)

4)CA (%40) (Cerkamed,Polonya

5)Serum Fizyolojik

Kullanılan MTA materyali

1) NeoPUTTY (Avalon Biomed, USA)

3.1. Örneklerin Seçimi ve Hazırlanması

Çalışmamızda insana ait dokuların kullanılması nedeniyle Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Etik Kurulu'ndan etik onay alınmıştır.

Kullanılan dişler Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'ndan temin edilmiştir. Dişlerin kök kanallarına uygulanan biyomekanik ve kimyasal işlemler Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda, kesme işlemi Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi AR-GE laboratuvarında yapıldı. Çalışmamızın Vickers mikrosertlik ölçümü ise İstanbul Teknik Üniversitesi, Kimya Metalürji Fakültesi, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölüm Laboratuvarında gerçekleştirildi.



Resim 1 : a) The MetaServ® 250 zımparalama ve cilalama cihazı. b) 1200 gren zımpara

Çalışmamızda; Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda çürük, periodontal veya ortodontik sebeple çekim endikasyonu verilmiş diş veya dişleri olan hastalara, aydınlatılmış onam ve bilgilendirme formu imzalatıldıktan sonra, çalışmaya katılmayı kabul eden hastalardan çekilmiş 80 adet alt veya üst tek köklü diş kullanıldı. Kök yüzeyinde herhangi bir çatlak veya kırık tespit edilen dişler çalışmaya dahil edilmedi. Radyolojik olarak değerlendirilen dişlerde kırık-çatlak , dens in dente veya palatal oluk gibi anomalileri bulunan dişler de çalışmaya dahil edilmedi.

Çalışmaya dahil edilen tüm dişlerin kuronları bir elmas fissür frez yardımıyla uzaklaştırıldı. Köklerden, yüksekliği 6mm olacak şekilde elektrikli testereye (IsoMet Düşük Hızlı Testere; Buehler) bağlı elmas bir disk (Buehler Diamond Cut-Off Wheels 114243; Buehler, Lake Bluff, IL) kullanılarak transvers kesitler elde edildi. Elde edilen 80 örnek 4 lü gruplar halinde bakalite alma cihazında bakalit kalıplara alındı. Kanal boşlukları, 2-3-4 ve 5 numaralı Gates Glidden frezler sırasıyla su soğutması altında kullanılarak 1,3mm çapında standart kaviteler oluşturulacak şekilde hazırlandı. Ardından NeoPUTTY (Avalon Biomed), diş kalıplarına yerleştirildikten sonra plugger yardımı ile kondanse edildi.

3.2. Grupların Belirlenmesi ve Mikrosertlik Ölçümü



Resim 2 : NeoPUTTY (Avalon Biomed)

40 örnek, 1 günlük NeoPUTTY sertleşmesinden sonra Vickers mikrosertlik test makinesi ile MTA ve dentinin cilalı yüzeyinde kare tabanlı piramit şekilli elmas girinti kullanılarak sertlik açısından test edildi. Girintiler, 100 g kuvvet ve 5 s'lik bir kalma süresi kullanılarak benzer şekilde konumlandırılmış en az üç noktada yapıldı. Vickers mikrosertlik değeri, mikrosertlik test cihazının dijital okumasında görüntülendi.

Bu örnekler daha sonra rastgele her grupta 8 diş olacak şekilde beş gruba ayrılmış ve aşağıdaki gibi deneysel kimyasallara maruz bırakıldı:

Grup 1: %17 Etilen Diamin Tetra Asetik Asit solüsyonu (EDTA) ; Grup 2: %5,25 sodyum hipoklorit solüsyonu (NaOCl); Grup 3: %2 klorheksidin solüsyonu (CHX) ; Grup 4: %40 sitrik asit solüsyonu(CA); Grup 5 (kontrol): Serum fizyolojik .



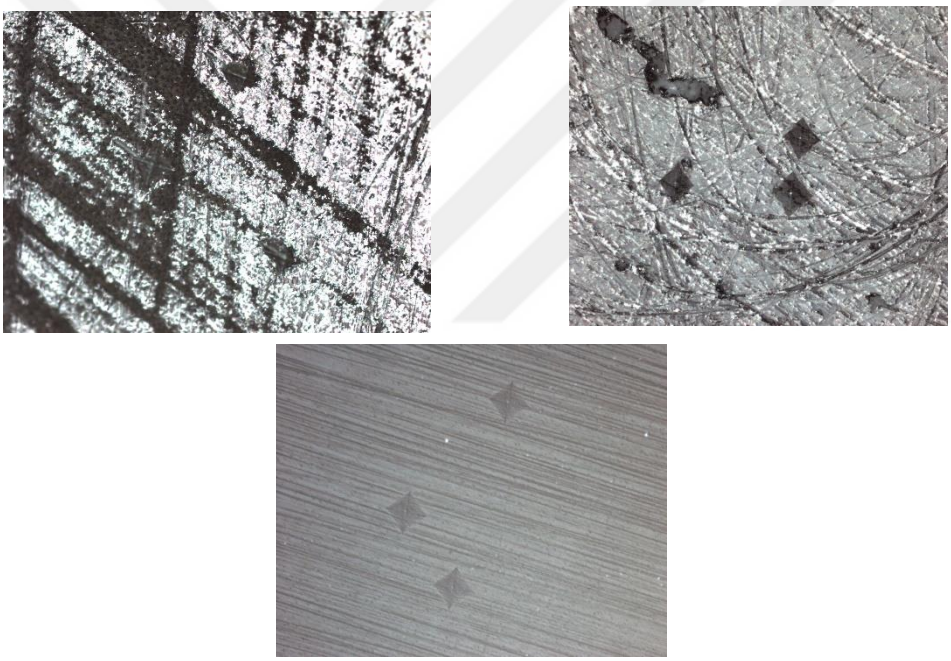
Resim 3 : Kullanılan yıkama solüsyonlarının görüntüsü

İlk 40 numuneyi içeren beş gruba , 10 dakika boyunca sürekli olarak gruba ait solüsyon ile irrigasyon yapılmış, ardından NeoPUTTY ve dentin dokusu için mikrosertlik testi uygulandı. NeoPUTTY materyalinin 21 günlük sertleşmesinden sonra diğer 40 numune için de aynı işlemler tekrarlandı. Toplanan veriler değerlendirilerek tüm gruplar için kimyasallara maruz kalmadan önce ve sonra ortalama mikrosertlik değerleri tespit edildi.

.



Resim 4 : Wilson®-WolpertTM Microindentation Tester 401MVD Mikrosertlik ölçüm cihazı



Resim 5 : Mikrosertlik cihazında mikroskopla görülebilen farklı mekik şekilleri

3.2.1. Grup 1 (%17 EDTA Grubu)

1 günlük NeoPUTTY sertleşmesinden sonra seçilen 8 diş silikon karbid zımparalarla (400,600 ve 1200 grit) cilalandı. Numunelerin preparasyondan çok fazla etkilenmemesi ve düzgün bir yüzey elde edilmesi amacıyla minimal el basıncıyla ıslak cilalama uygulanmıştır. Örneklerin suyu emmemesi için fazla su, hava kurutmasıyla uzaklaştırıldı. EDTA solüsyonu ile yıkamadan önce Vickers cihazında 100g kuvvet 5s uygulanarak mikrosertlik ölçümü yapıldı ve kaydedildi. Ardından örnekler 10dk boyunca %17lik EDTA solüsyonu ile yıkandı. Numuneler kurutulduktan sonra da aynı şartlarda tekrar mikrosertlik ölçümü yapılarak kaydedildi.

21 günlük NeoPUTTY sertleşmesinden sonra seçilen bir diğer 8 diş için de aynı işlemler tekrarlandı.

3.2.2. Grup 2 (%5,25 NaOCl Grubu)

1 günlük NeoPUTTY sertleşmesinden sonra seçilen 8 diş silikon karbid zımparalarla (400,600 ve 1200 grit) cilalandı. Numunelerin preparasyondan çok fazla etkilenmemesi ve düzgün bir yüzey elde edilmesi amacıyla minimal el basıncıyla ıslak cilalama uygulanmıştır. Örneklerin suyu emmemesi için fazla su, hava kurutmasıyla uzaklaştırıldı. NaOCl solüsyonu ile yıkamadan önce Vickers cihazında 100g kuvvet 5s uygulanarak mikrosertlik ölçümü yapıldı ve kaydedildi. Ardından örnekler 10dk boyunca %5,25lik NaOCl solüsyonu ile yıkandı. Numuneler kurutulduktan sonra da aynı şartlarda tekrar mikrosertlik ölçümü yapılarak kaydedilmiştir.

21 günlük NeoPUTTY sertleşmesinden sonra seçilen bir diğer 8 diş için de aynı işlemler tekrarlandı.

3.2.3. Grup 3 (%2 CHX Grubu)

1 günlük NeoPUTTY sertleşmesinden sonra seçilen 8 diş silikon karbid zımparalarla (400,600 ve 1200 grit) cilalandı. Numunelerin preparasyondan çok fazla etkilenmemesi ve düzgün bir yüzey elde edilmesi amacıyla minimal el basıncıyla ıslak cilalama uygulanmıştır. Örneklerin suyu emmemesi için fazla su, hava kurutmasıyla uzaklaştırıldı. CHX solüsyonu ile yıkamadan önce Vickers cihazında 100g kuvvet 5s uygulanarak mikrosertlik ölçümü yapıldı ve kaydedildi. Ardından örnekler 10dk boyunca %2lik CHX solüsyonu ile yıkandı. Numuneler kurutulduktan sonra da aynı şartlarda tekrar mikrosertlik ölçümü yapılarak kaydedildi.

21 günlük NeoPUTTY sertleşmesinden sonra seçilen bir diğer 8 diş için de aynı işlemler tekrarlandı.

3.2.4. Grup 4 (%40 CA Grubu)

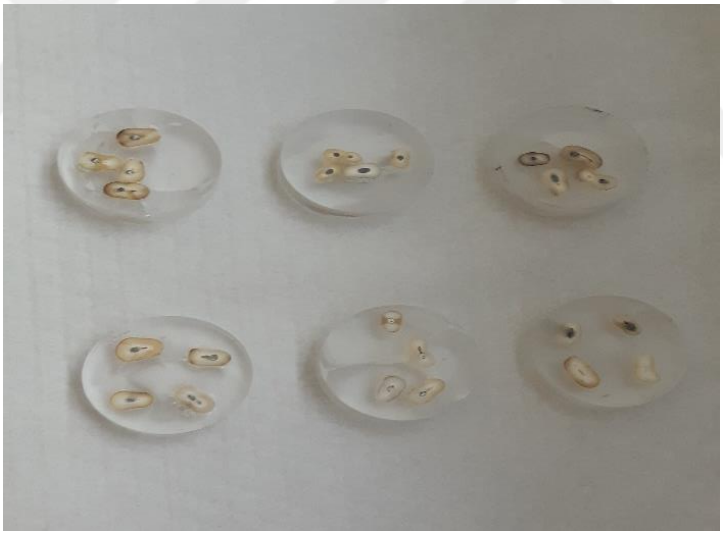
1 günlük NeoPUTTY sertleşmesinden sonra seçilen 8 diş silikon karbid zımparalarla (400,600 ve 1200 grit) cilalandı. Numunelerin preparasyondan çok fazla etkilenmemesi ve düzgün bir yüzey elde edilmesi amacıyla minimal el basıncıyla ıslak cilalama uygulandı. Örneklerin suyu emmemesi için fazla su, hava kurutmasıyla uzaklaştırılmıştır. CA solüsyonu ile yıkamadan önce Vickers cihazında 100g kuvvet 5s uygulanarak mikrosertlik ölçümü yapıldı ve kaydedildi. Ardından örnekler 10dk boyunca %40lık CA solüsyonu ile yıkandı. Numuneler kurutulduktan sonra da aynı şartlarda tekrar mikrosertlik ölçümü yapılarak kaydedildi.

21 günlük NeoPUTTY sertleşmesinden sonra seçilen bir diğer 8 diş için de aynı işlemler tekrarlandı.

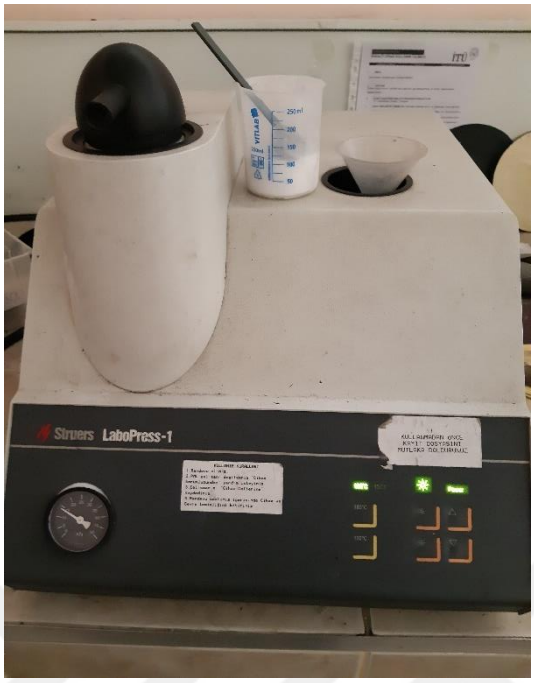
3.2.5. Grup 5 (Kontrol Grubu)

1 günlük NeoPUTTY sertleşmesinden sonra seçilen 8 diş silikon karbid zımparalarla (400,600 ve 1200 grit) cilalandı. Numunelerin preparasyondan çok fazla etkilenmemesi ve düzgün bir yüzey elde edilmesi amacıyla minimal el basıncıyla ıslak cilalama uygulandı. Örneklerin suyu emmemesi için fazla su, hava kurutmasıyla uzaklaştırılmıştır. Serum fizyolojik ile yıkamadan önce Vickers cihazında 100g kuvvet 5s uygulanarak mikrosertlik ölçümü yapıldı ve kaydedildi. Ardından örnekler 10dk boyunca serum fizyolojik ile yıkandı. Numuneler kurutulduktan sonra da aynı şartlarda tekrar mikrosertlik ölçümü yapılarak kaydedildi.

21 günlük NeoPUTTY sertleşmesinden sonra seçilen bir diğer 8 diş için de aynı işlemler tekrarlandı.



Resim 6 : Bakalite alınan numunelerin görüntüsü



Resim 7 : Struers LaboPress-1 bakalite alma cihazı

İstatistiksel Analiz

Sürekli değişkenleri tanımlamak için deskriptif istatistikler kullanılmıştır. (ortalama, standart sapma, minimum, medyan, maksimum)

Sürekli değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilks testi ile incelenmiştir.

Bağımlı ve normal dağılıma uygunluk göstermeyen iki değişkenin karşılaştırması Wilcoxon Signed Rank testi ile yapılmıştır.

Bağımsız ve normal dağılıma uygunluk göstermeyen 2 den fazla grup arasındaki karşılaştırma Kruskal Wallis testi ile yapılmıştır. Anlamlı bulunan sonuçlar için Post Hoc ikili karşılaştırma Bonferroni düzeltmeli Mann Whitney u testi ile yapılmıştır.

İstatistiksel anlamlılık düzeyi 0,05 olarak belirlenmiştir. Analizler MedCalc® Statistical Software version 19.7.2 (MedCalc Software Ltd, Ostend, Belgium; https://www.medcalc.org;2021) Programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

4. BULGULAR

Tablo 1. Farklı solüsyonların 1.günde NeoPUTTY MTA mikrosertliği üzerine etkinliğinin karşılaştırılması

	1. Gün/ NeoPUTTY				p
	ÖNCE		SONRA		
	Mean±SD	Med(min-max)	Mean±SD	Med(min-max)	
EDTA	55±1,7	54,7 (53-58,4)	31,7±0,8	31,6 (30,6-33,1)	0,012
NAOCL	53,8±0,6	53,7 (53-54,8)	48,4±0,4	48,3 (47,8-49)	0,012
CHX	53,4±0,8	53,7 (52,2-54,5)	47,2±0,3	47,2 (46,8-47,8)	0,012
CA	53±1,1	53,1 (51,5-54,5)	25,4±0,9	25,4 (24,3-26,8)	0,012
Serum Fizyolojik	54±0,9	53,8 (52,8-55,4)	51,1±0,5	51,1 (50,4-51,6)	0,224

1. günde EDTA solüsyonu uygulandıktan sonra NeoPUTTY ‘nin mikrosertlik değerini istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürmüştür.

1. günde NaOCl solüsyonu uygulandıktan sonra NeoPUTTY ‘nin mikrosertlik değerini istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürmüştür.

1. günde CHX solüsyonu uygulandıktan sonra NeoPUTTY ‘nin mikrosertlik değerini istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürmüştür.

1. günde CA solüsyonu uygulandıktan sonra NeoPUTTY ‘nin mikrosertlik değerini istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürmüştür.

1. günde serum fizyolojik uygulandıktan sonra NeoPUTTY ‘nin mikrosertlik değerinde istatistiksel olarak anlamlı değişim gözlenmemiştir.

Tablo 2. Farklı solüsyonların 21.günde NeoPUTTY MTA mikrosertliği üzerine etkinliğinin karşılaştırılması

	21. Gün /NeoPUTTY				P
	ÖNCE		SONRA		
	Mean±SD	Med(min-max)	Mean±SD	Med(min-max)	
EDTA	71,3±1,4	71,9 (69,3-72,7)	54±0,6	53,9 (53,2-55)	**0,012**
NAOCL	72±1,2	72,3 (69,6-73,7)	67,9±1	67,9 (66,6-69,4)	**0,012**
CHX	71,7±0,9	71,9 (70,2-72,6)	66,8±0,6	66,9 (66-67,6)	**0,010**
CA	70,8±1	70,7 (69,5-72,4)	43,2±0,7	43,1 (42,1-44,6)	**0,012**
Serum Fizyolojik	73,4±0,6	73,4 (72,6-74,4)	71,9±0,6	71,9 (71-72,8)	0,415

21. günde EDTA solüsyonu uygulandıktan sonra NeoPUTTY ‘nin mikrosertlik değerini istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürmüştür.

21. günde NaOCl solüsyonu uygulandıktan sonra NeoPUTTY ‘nin mikrosertlik değerini istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürmüştür.

21. günde CHX solüsyonu uygulandıktan sonra NeoPUTTY ‘nin mikrosertlik değerini istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürmüştür.

21. günde CA solüsyonu uygulandıktan sonra NeoPUTTY ‘nin mikrosertlik değerini istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürmüştür.

21. günde serum fizyolojik uygulandıktan sonra NeoPUTTY ‘nin mikrosertlik değerinde istatistiksel olarak anlamlı değişim gözlenmemiştir.

Tablo 3. Farklı solüsyonların 1.günde dentin mikrosertliği üzerine etkinliğinin karşılaştırılması

	1. Gün /DENTIN				P
	ÖNCE		SONRA		
	Mean±SD	**Med(min-max)**	**Mean±SD**	**Med(min-max)**	
EDTA	74,1±0,9	74,1 (72,9-75,4)	61,4±0,8	61,4 (60,4-62,6)	**0,012**
NAOCL	73,6±1,1	73,6 (72,2-75,2)	66±0,9	65,7 (65,1-67,4)	**0,012**
CHX	73,9±0,9	73,8 (72,5-75,2)	67,1±0,8	67 (66,1-68,2)	**0,012**
CA	73,6±0,9	73,6 (72,4-74,8)	56±1,2	55,8 (54,5-57,8)	**0,012**
Serum Fizyolojik	74±1	73,9 (72,7-75,4)	73,5±0,8	73,7 (72,4-74,9)	0,216

1. günde EDTA solüsyonu uygulandıktan sonra dentinin mikrosertlik değerini istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürmüştür.

1. günde NaOCl solüsyonu uygulandıktan sonra dentinin mikrosertlik değerini istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürmüştür.

1. günde CHX solüsyonu uygulandıktan sonra dentinin mikrosertlik değerini istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürmüştür.

1. günde CA solüsyonu uygulandıktan sonra dentinin mikrosertlik değerini istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürmüştür.

1. günde serum fizyolojik uygulandıktan sonra dentinin mikrosertlik değerinde istatistiksel olarak anlamlı değişim gözlenmemiştir.

Tablo 4. Farklı solüsyonların 21.günde dentin mikrosertliği üzerine etkinliğinin karşılaştırılması

	21. Gün /DENTIN				P
	ÖNCE		SONRA		
	Mean±SD	**Med(min-max)**	**Mean±SD**	**Med(min-max)**	
EDTA	73,7±0,9	73,7 (72,3-75,2)	63,4±1,4	63,2 (61,8-65,2)	**0,011**
NAOCL	73,6±0,6	73,5 (72,7-74,6)	65,7±0,8	65,6 (64,9-67,2)	**0,012**
CHX	74±1,1	74 (72,6-75,8)	67,4±0,8	67,5 (66,2-68,8)	**0,012**
CA	74,5±1	74,4 (73-75,9)	55,1±0,9	55,2 (53,9-56,3)	**0,012**
Serum Fizyolojik	74,2±0,8	74,3 (72,8-75,2)	73,8±0,8	74 (72,6-75)	0,311

21. günde EDTA solüsyonu uygulandıktan sonra dentinin mikrosertlik değerini istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürmüştür.

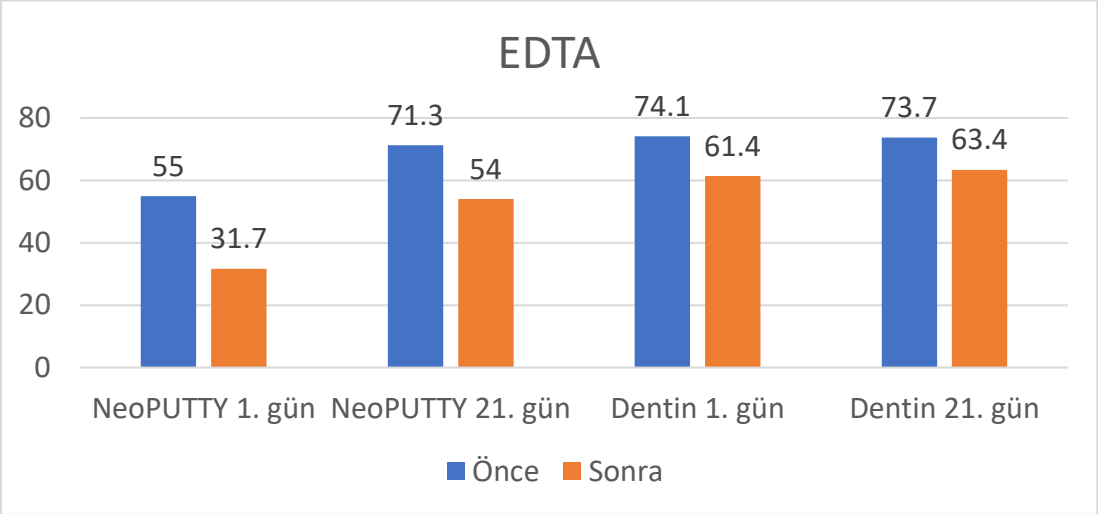
21. günde NaOCl solüsyonu uygulandıktan sonra dentinin mikrosertlik değerini istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürmüştür.

21. günde CHX solüsyonu uygulandıktan sonra dentinin mikrosertlik değerini istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürmüştür.

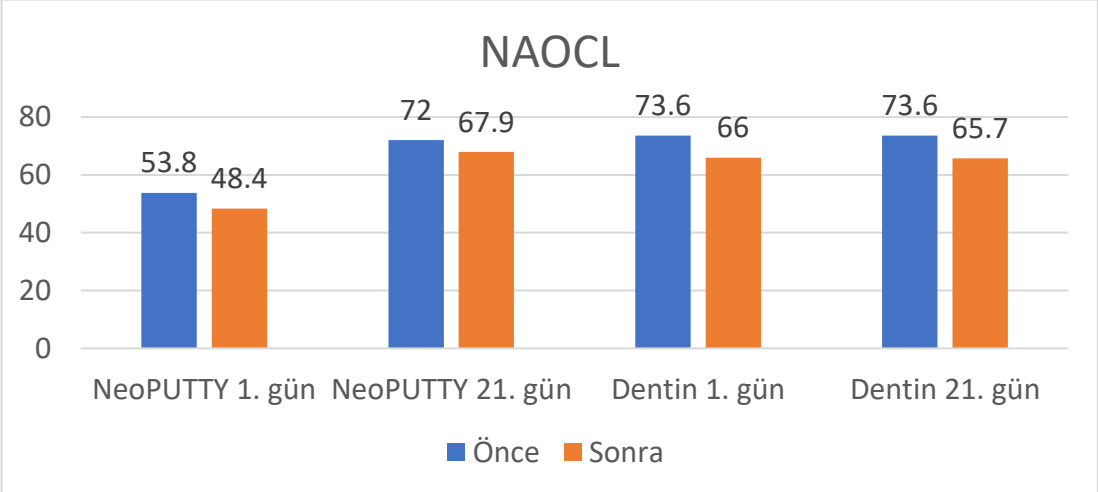
21. günde CA solüsyonu uygulandıktan sonra dentinin mikrosertlik değerini istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürmüştür.

21. günde serum fizyolojik uygulandıktan sonra dentinin mikrosertlik değerinde istatistiksel olarak anlamlı değişim gözlenmemiştir.

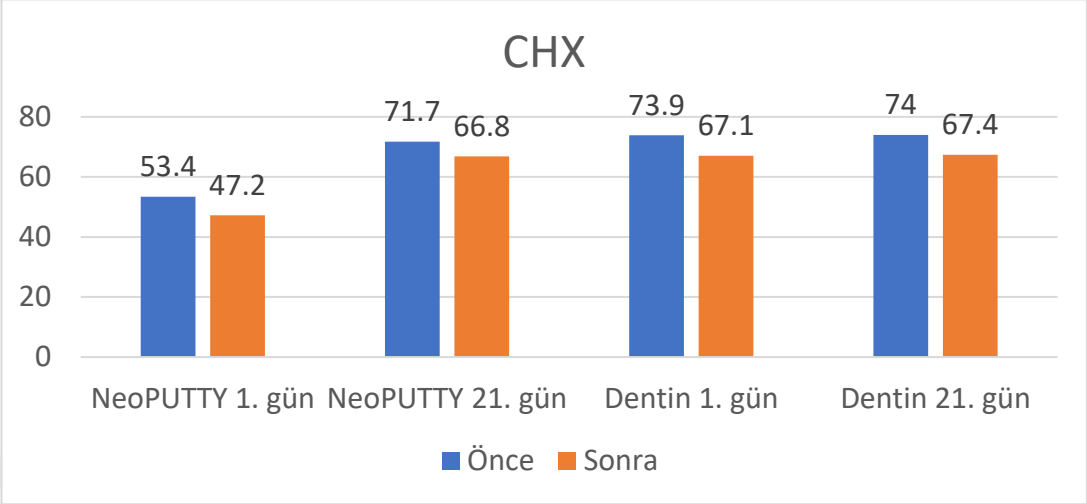
Şekil 3: EDTA solüsyonunun NeoPUTTY ve dentin mikrosertliklerine etkisinin 1. Gün ve 21. günde karşılaştırılması



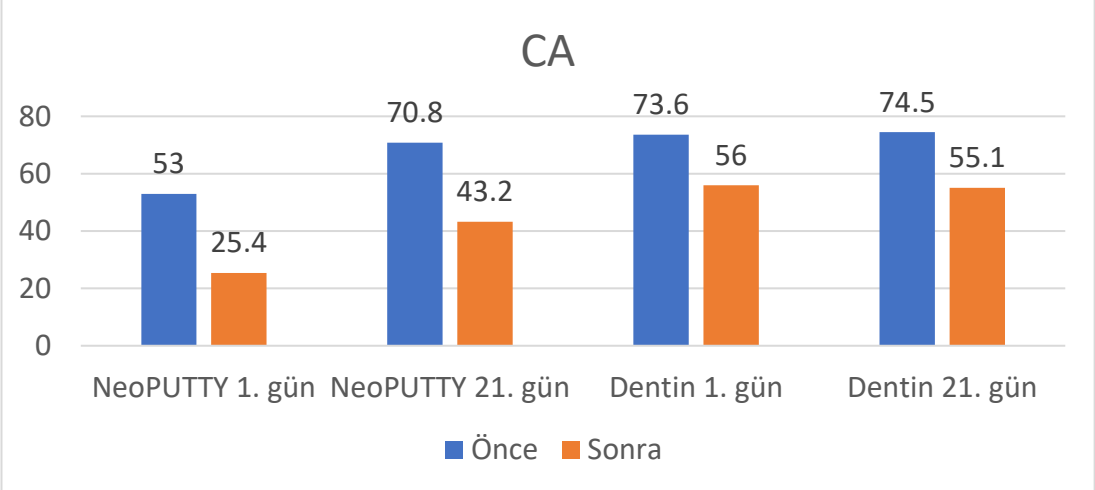
Şekil 4: NaOCl solüsyonunun NeoPUTTY ve dentin mikrosertliklerine etkisinin 1. Gün ve 21. günde karşılaştırılması



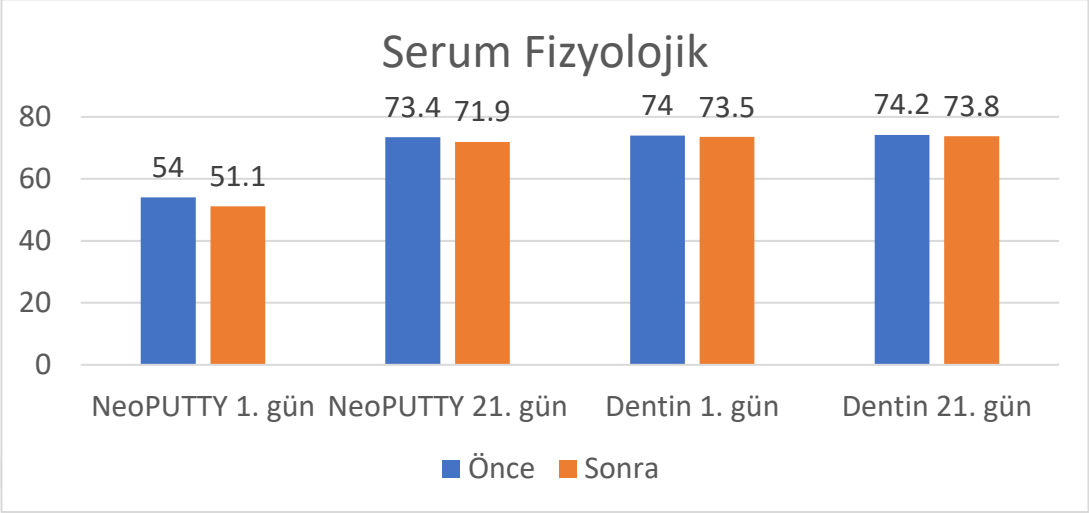
Şekil 5: CHX solüsyonunun NeoPUTTY ve dentin mikrosertliklerine etkisinin 1. Gün ve 21. günde karşılaştırılması



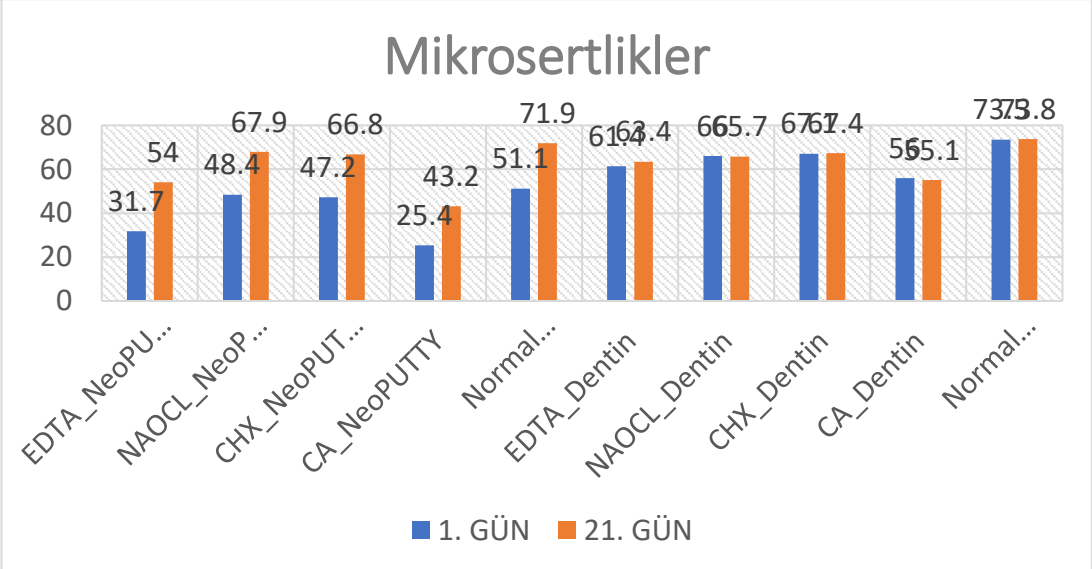
Şekil 6: CA solüsyonunun NeoPUTTY ve dentin mikrosertliklerine etkisinin 1. Gün ve 21. günde karşılaştırılması



Şekil 7: Serum Fizyolojik NeoPUTTY ve dentin mikrosertliklerine etkisinin 1. Gün ve 21. günde karşılaştırılması



Şekil 8: Tüm solüsyonların NeoPUTTY ve dentin mikrosertliklerine etkisinin 1. Gün ve 21. günde karşılaştırılması



Tablo 5. Farklı solüsyonların 1. günde ve 21. günde NeoPUTTY mikrosertliği üzerine etkinliğinin yüzdesel karşılaştırılması

	NeoPUTTY				
	1. GÜN		21. GÜN		p
	Mean±SD	Med(min-max)	Mean±SD	Med(min-max)	
EDTA	-42,3±2,9	-41,9(-47,1-(-38,9))	-24,3±2	-24,8(-26,3-(-20,6))	**0,012**
NaOCl	-10,2±1,1	-9,9(-11,7-(-9,1))	-5,6±2,7	-5,9(-9,5-(-1,6))	**0,012**
CHX	-11,6±1,4	-11,5(-13,9-(-9,6))	-6,7±1,1	-6,9(-8,3-(-4,3))	**0,012**
CA	-52,2±1,6	-51,8(-55,4-(-50))	-39±0,9	-38,9(-40,2-(-37,7))	**0,012**
Serum Fizyolojik	-5,5±2	-5,2(-7,8-(-2,3))	-2±0,6	-2(-3-(-1,1))	**0,012**
p[1]	**<0,001**		**<0,001**		

Değişken Çiftleri	1. GÜN p	21. GÜN p
CA-EDTA	1,000	1,00
CA-NAOCL	**0,001**	**0,011**
CA-CHX	**0,028**	**0,011**
CA-	**<0,001**	**<0,001**
EDTA-NAOCL	**0,013**	0,187
EDTA-CHX	**0,014**	0,570
EDTA-SERUM FİZYOLOJİK	**<0,001**	**0,001**
NAOCL-CHX	0,392	1,00
NAOCL-SERUM FİZYOLOJİK	0,104	1,00
CHX-SERUM FİZYOLOJİK	0,131	0,401

Post Hoc ikili karşılaştırmalara göre her iki günde de CA-NAOCL, CA-CHX, CA-Serum fizyolojik, EDTA-NAOCL, EDTA- CHX ve EDTA-Serum Fizyolojik arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlıdır.

1. gün ve 21. Gün arasında karşılaştırma yapıldığında tüm gruplarda anlamlı farklılık olduğu görülmüştür. Solüsyonlar 21. gün sonunda 1. gün sonuna göre NeoPUTTY'nin mikrosertliklerini yüzdesel olarak daha az düşürmüştür.

5. TARTIŞMA

Bu çalışmanın amacı, çeşitli kimyasalların kök kanal yıkama solüsyonu olarak kullanıldıklarında kısmen veya tamamen sertleşmiş MTA'nın çözünmesi ve dentinin mikrosertliği üzerindeki etkilerini değerlendirmektir.

Mineral trioksit agregatı (MTA), 1993 yılında Torabinejad ve diğerleri tarafından tanıtılmasından bu yana çeşitli klinik uygulamalarda (Eskandarizadeh ve ark., 2011; Parirokh ve Torabinejad, 2010b) endodontik bir materyal olarak başarılı sonuçlar göstermiştir. MTA klinik olarak pulpa kaplama, apeksogenez, apeksifikasyon, perforasyon onarımı ve kök ucu dolgusu için kullanılmaktadır(Parirokh ve Torabinejad, 2010a, 2010b). Bu hidrolik simanların ana bileşenleri trikalsiyum silikat ve dikalsiyum silikattır (Camilleri ve Pitt Ford, 2006). Biyouyumludur, biyoaktiftir, klinik olarak kabul edilebilir sızdırmazlık özelliklerine sahiptir ve tamir edici sert dokuyu indükleme kabiliyetine sahiptir(Prati ve Gandolfi, 2015; Rathinam ve ark., 2016).

MTA'nın üstün özelliklerine rağmen kök kanalından sökülebilme zorluğu ana dezavantajlarından biri olarak kabul edilmiştir. Başarılı kök kanal tedavisini takiben değişik etyolojik nedenlerle tedavi sonrası başarısızlıklar ortaya çıkabilmektedir (Torabinejad ve ark., 2009).Döner ve ultrasonik aletlerin MTA'nın kök kanalından sökülmesinde tek başına etkili olduğu gösterilememiştir(Boutsioukis ve ark., 2008). MTA sökümü için bir çözücüye ihtiyaç olduğu çalışmalarda vurgulanmıştır (Nandini ve ark., 2010; Smith ve ark., 2007).

MTA, esas olarak hidrasyon reaksiyonlarına dayanan hidrolik bir simandır (su altında sertleşir ve stabildir). Hidrasyon reaksiyonları ve MTA'nın olgunlaşması, klinik olarak gözlemlenen sertleşme süresinin ötesinde de devam eder ve çoğunlukla sertleşmenin ilk haftasında tamamlanır(Chedella ve Berzins, 2010).

Kalsiyum hidroksit (CH) ve C-S-H (kalsiyum silikat hidrat), MTA'da bulunan trikalsiyum silikat (C3S) ve dikalsiyum silikatın (C2S) su ile reaksiyonunun ana hidrasyon ürünleridir(Camilleri, 2008; Chedella ve Berzins, 2010).

Şelatif ajanlar Portland çimentosu ile temas ettiğinde, siman hamurunun hidratları (portlandit, kalsiyum silikat hidrat (C-S-H) ve hidratlı alüminatlar) ile etkileşerek esas olarak suda çözünürlüğü değişken kalsiyum ve alüminyum tuzlarını

üretir. Sonuç olarak, gözeneklilik artmakta ve uzun dönemde de yapının mekanik mukavemeti düşmektedir. MTA ve Portland çimentosunun kimyasal bileşenleri benzerdir. MTA asitler veya kimyasallarla etkileşime girerek parçalanma gösterebilmektedir. Bu durumda görülen güç ve bütünlük kaybı nedeniyle kök kanallarından sökülmesi kolaylaşabilmektedir.

Dentin ise organik ve inorganik bileşenlerine göre tanımlanmıştır. Hidroksiapatit kristallerinde bulunan kalsiyum (Ca) ve fosfor (P), diş sert dokusunun ana inorganik bileşenleridir. Mineral içerik oranındaki meydana gelen değişiklikler, organik ve inorganik bileşenlerinin orijinal oranını değiştirebilmektedir. Bunun sonucunda da mikrosertliğin azalmasına, kök kanal dentininin geçirgenliğinin ve çözünürlüğünün artmasına, bakteri girişine karşı direncin ortadan kalkmasına, dolayısıyla da sızıntıya sebep olabilmektedir(Ari ve ark., 2004; Shokouhinejad ve ark., 2016). Çeşitli solüsyonların kök kanallarında kullanımından sonra radiküler ve koronal dentin mikrosertliğinde değişiklikler görülebilmektedir. Bu nedenledir ki çeşitli yıkama solüsyonlarının kullanımının kök kanal dentinini ne ölçüde etkilediğini araştırmak çalışmamızın amaçlarından biridir.

"Mineral trioksit agregası" olarak adlandırılan orijinal trikalsiyum silikat bazlı ürünler kullanım zorluğu, uzun sertleşme süreleri (> 2 saat), sertleşme sırasında uzaklaşabilme özelliği (wash-out), dentine düşük bağlanma, sertleşmeden önce nispeten yüksek çözünme, zamanla diş yapısında renk değişikliği gibi dezavantajları barındırmaktadır(Shokouhinejad ve ark., 2016; Yoldaş ve ark., 2016).

Çalışmamızda önceden karıştırılmış trikalsiyum silikat bazlı siman (NeoPUTTY) kullanmamızın sebebi uygulama kolaylığı sebebiyle klinikte geleneksel trikalsiyum silikat bazlı simanlara (Pro Root MTA vs.) göre tercih edilmesidir.

Önceden karıştırılmış trikalsiyum silikat bazlı simanlar, geleneksel trikalsiyum silikat bazlı hidrolik siman tozlarının su ile karıştırılması sırasındaki heterojen kıvam olma dezavantajını ortadan kaldırmak ve uygulama kolaylığı sağlamak için 2010 yılından itibaren kullanılmaya başlanmıştır (Loushine ve ark., 2011; Persson ve Engqvist, 2011).

Önceden karıştırılmış hidrolik materyaller iki şekilde mevcuttur: 1-Endodontik sızdırmazlık için daha düşük viskoziteli kanal dolgu patları 2- Pulpa kapama ve diğer

restorasyon amaçlı endodontik işlemler için daha yüksek viskoziteli macun versiyonu(Ma ve ark., 2011; Moinzadeh ve ark., 2016).

Trikalsiyum silikat bazlı önceden karıştırılmış macunlar, Innovative BioCeramix, Inc. (Vancouver, Kanada) iRoot Sp, Brasseler USA (Savannah, GA, ABD) EndoSequence BC Root Repair Material Putty (RRM), EndoSequence BC RRM-Fast Set Putty ve EdgeSeal (Edge Endo, Albuquerque, New Mexico) olarak pazarlanmaktadır. Bu malzemeler ayrıca FKG Dentaire (La Chaux-de-Fonds, İsviçre) tarafından TotalFill BC RPM Putty ve Fast Putty olarak pazarlanmıştır. Bu kanal dolgu patları ve macunlar paketlerinde sertleşmezler, ancak nem varlığında in vivo olarak sertleşirler.

Önceden karıştırılmış macun versiyonu, radyoopaklaştırıcı ajanlar olarak zirkonyum oksit ve tantal oksit içerir. Bu malzemeler tüplerinden alınırken atmosferdeki neme maruz kalmaktadır(Guo ve ark., 2016; Persson ve Engqvist, 2011). Bu nedenle, macun versiyonu genellikle açıldıktan sonra kısa bir raf ömrüne sahiptir. Macunların erken kullanım ömrünün dolmasının nedeninin, kapatılmış folyo poşetten çıkarıldıktan sonra atmosferik nem ile reaksiyona girmesi, kabın nem geçirgenliği veya organik taşıyıcının buharlaşması sonucu olduğu tahmin edilmektedir.

NeoPutty (NuSmile, Houston, TX, ABD) yeni bir önceden karıştırılmış macun versiyonudur. Üretici tarafından kullanım ömrü kısa olma sorunu elimine edilen biyoaktif trikalsiyum silikat bazlı macundur. Macun radyoopaklaştırıcı madde olarak tantal oksit içerir ve iyi kullanım özellikleri kazandırmak için sulu olmayan, suda çözünebilen bir taşıyıcı ile karıştırılır. Bununla birlikte, önceden karıştırılmış bu macunun atmosfer ile temas ettikten sonra sertleşme süresi bilinmemektedir.

Araştırmacılar, MTA'nın mikrosertliği azaltılarak, sertleşmiş ve hazır hale gelmiş MTA'ya göre daha kolay sökülebileceğini bildirmişlerdir. Daha önce yapılan çalışmalara göre ortamın düşük pH değeri, daha az nem ve şelatlayıcı ajanlar gibi birçok faktör MTA mikrosertliğini olumsuz etkileyebilmektedir(Parirokh ve Torabinejad, 2010a). Asidik çözeltilerin MTA ile teması sırasında, siman içinde büyük boşluklar ve gözenekler ile sonuçlanan yapısal değişiklikler meydana geldiği bunun da kalsiyum hidroksit ve kalsiyum sülfoalüminat fazlarının ayrışmasından kaynaklandığı saptanmıştır.

Çalışmamızda %5,25 sodyum hipoklorit, %17 EDTA , %40 Sitrik asit, %2 Klorheksidin ve serum fizyolojik kullanmamızın sebebi, bu solüsyonların endodontik tedavide çok yaygın olarak kullanılmasıdır.

NaOCl'in %5,25 konsantrasyonunun, MTA'nın mikrosertliğini önemli ölçüde azaltabileceği bildirilmiştir.(Yan ve ark., 2006)

İrrigasyon solüsyonlarının dentin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkilerinin incelendiği bir çalışmada, NaOCl'nin yüzey pürüzlülüğünde artışa neden olduğu bildirilmiştir. Bu etkinin NaOCl'nin organik dokuları çözme kabiliyetinden kaynaklandığı bildirilmiştir(N. V. Ballal ve ark., 2009) . NaOCl 9-10,5 arasında değişen alkalen ph'a sahiptir. Atomik kuvvet mikroskobu ile yüzey pürüzlülükleri incelenen bir başka çalışmada, %5.25 derişimdeki NaOCl solüsyonu dentin yüzeyine 10 dakika boyunca uygulanmış ve dentinin yüzey pürüzlülüğünü artırdığı gözlemlenmiştir (Hu ve ark., 2010). NaOCl'nin yüzey pürüzlülüğünü artırıcı etkisi varken, klorheksidinin böyle bir etkisinin olmadığı gözlenmiştir(Ari ve ark., 2004) .

EDTA ise hidrasyon sırasında MTA tarafından salınan kalsiyum iyonlarını şelatlar ve böylece C-S-H hidrasyon ürününün çökelmesini kesintiye uğratır(Chedella ve Berzins, 2010). Şelasyon, MTA'dan kalsiyum hidroksitin kaybolmasına neden olduğu için MTA'daki mikrosertliğin azalmasına katkıda bulunur(Ha ve ark., 2015) . Ayrıca, MTA'nın C-S-H yapısının bir kısmının sonradan çözülmesi bir yüzey aşındırma etkisi yaratmıştır (Ha ve ark., 2015).

Endodontide en sık kullanılan şelasyon ajanlarından biri de sitrik asittir ve ph değeri 2,15'tir (T., 2012). Loel ve arkadaşları, NaOCl ile sitrik asitin birlikte kullanımının smear tabakasının uzaklaştırılması açısından çok etkili olduğunu bildirmişlerdir (Loel, 1975). Sitrik asitin kök kanal irriganı olarak kullanımında NaOCl'ye göre daha etkin olduğu ve daha iyi bir şekilde smear tabakasını kaldırabildiği ve sitrik asitin kök kanal dentinine NaOCl ile birlikte uygulandığında smear tabakasının uzaklaştırılmasında çok etkin bir yıkama solüsyonu olduğu saptanmıştır (Loel, 1975).

%17'lik EDTA ile ardından %5,25 NaOCl kullanımı ve %19'luk sitrik asit ile ardından %5,25 NaOCl kullanımının, dentin mikrosertliği ve yüzey pürüzlülüğü açısından karşılaştırıldığı bir çalışmada, sitrik asit grubu dentin mikrosertliğini daha fazla azaltmıştır. Yüzey pürüzlülüğü açısından da Sitrik asit grubu EDTA grubuna

nazaran dentin yüzeyini daha fazla pürüzlendirmiştir (Eldeniz ve ark., 2005). Bizim çalışmamızda da hem NeoPUTTY materyalini hem de dentinin yapısını en fazla değiştiren CA ve EDTA solüsyonları olmuştur.

Enflamatuar ortamın oluştuğu bazı durumlar; peridontal dokularla ilişkili servikal perforasyonlar, açık apeksli nekroze dişler ve kök kanalları olarak belirtilebilir (Torabinejad ve Chivian, 1999). Bunlar gibi periodontal dokuların bakteriyel kontaminasyonu veya pulpa nekrozunun neden olduğu enfeksiyonlar pH seviyesinde düşmeye (Nekoofar ve ark., 2009; Tsuchiya ve ark., 2007) ve kök tamir materyallerinin fiziksel ve kimyasal özelliklerinde bozulmaya neden olabilir.

MTA simanının dentin duvarlarından sökülmesi birçok çalışmada araştırılmaktadır. Yapılan çalışmalarda, asidik ortamın MTA'nın sızdırmazlık kabiliyetini etkileyebildiği, düşük pH değeri durumlarında MTA'nın bozulmuş sızdırmazlık özelliklerini düzeltebilmek için MTA'nın yenilenmesi gerektiği bildirilmiştir(Saghiri ve ark., 2008).

Araştırmacılar, MTA'nın mikrosertliğini azaltarak, sertleşmiş ve hazır hale gelmiş MTA'ya göre daha kolay sökülebileceğini bildirmişlerdir. Literatürde MTA'nın sökülebilirliğini araştıran tek bir yöntem olmadığı için, çalışmamızda daha önce başka çalışmalarda da kullanılan mikrosertlik testi yöntemini seçtik(Nandini ve ark., 2010) .

Mikrosertlik testi, genel anlamda materyallerin dayanıklılığını ölçmek için indikatör olarak kullanılmaktadır. Akma dayanımı, gerilme dayanımı, elastisite modulusu(Bentz, 2007) ve kristal yapı stabilitesi(Gilman, 1997) gibi materyalin diğer temel özelliklerinden etkilenmektedir (Namazikhah ve ark., 2008). Mikrosertlik testi materyalin deformasyona olan direncini değerlendirmeyi baz almaktadır ve meydana gelen poroziteyle ters orantı oluşturmaktadır (Saghiri ve ark., 2010) . Mikrosertlik testi kullanılan iğnenin çeşidine göre iki tiptir: Vickers ve Knoop. Aralarındaki fark iz bırakan ucun geometrisidir. Yapılan bir çalışmada silikon nitrit seramik örnekleri incelenmiş, mikrosertlik değerlerine Knoop ve Vickers ile bakılmış, Vickers sertlik değerleri Knoop sertlik değerlerine göre daha düşük çıkmıştır(Gong ve ark., 2002) . Yine de bu ikisi arasında güçlü bir ilişki olup aradaki fark kullanılan ucun elastik geri dönüşümünden ötürü olabilir(Namazikhah ve ark., 2008).

Yine bir çalışmada MTA'nın mikrosertliği Vickers ile ölçüldüğünde 39.99 çıkarken (Danesh ve ark., 2006), başka bir çalışmada da MTA'nın mikrosertliği Knoop ile 51,20 çıkmıştır (Y. L. Lee ve ark., 2004). Namazikhah'ın yapmış olduğu bir çalışmada ise 7,4 pH seviyesinde MTA mikrosertliği Vickers ile 53,19 çıkmış olup daha düşük pH'larda mikrosertlik değerlerinde azalma saptanmıştır(Namazikhah ve ark., 2008). Bu sonuçlar Lee ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmayla da örtüşmektedir(Y. L. Lee ve ark., 2004). Bizim çalışmamızda elde ettiğimiz sayısal değerler de önceki çalışmalara yakındır. Farklı çalışmalarda elde edilen değerler arasındaki farkın sebebi olarak mikrosertlik testi esnasında uygulanan yük, yükün uygulanma zamanı gibi parametre değişiklikleri gösterilebilir. Farklı yük ve uygulama zamanlarının dolgu materyallerinin mikrosertlik testlerinde karşılaştırıldığı daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

Vickers testini kullanmamızın sebebi hem daha önceki yayınlarda sertleşme sürecinde indikatör olarak kullanılabileceğinin gösterilmesi (Coleman ve ark., 2007), hem de test edilen materyalin dayanıklılığı ve sertleşme durumuyla ilgili bilgi sağlayabilme kapasitesine sahip olmasıdır (Namazikhah ve ark., 2008). Yapılan çalışmalarda dentin dokusunun mikrosertlikleri 60 HV ve 90 HV arasında bulunmuştur (Fuentes ve ark., 2003; Lai ve ark., 2003). Bizim çalışmamızda da bu sayı aralığına yakın sonuçlar elde edilmektedir. Simanın mikrosertliği; partikül büyüklüğü, su-toz oranı, ısı ve nemden, karışımdaki hava kabarcığından etkilenebilmektedir (Torabinejad ve ark., 1995). Test yüzeyi mikrosertlik cihazının ucunun açtığı çentiğin görülebilmesi için cilalanarak çiziklerden arındırılır (Kayahan ve ark., 2013).

Çalışmamızda 2 tane şelatlayıcı ajan, 2 tane endodontik yıkama solüsyonu ve kontrol grubu olarak serum fizyolojiğin NeoPUTTY ve dentin mikrosertliği üzerine etkileri değerlendirilmiştir. Şelatlayıcı solüsyonlar olarak %40 sitrik asit ve %17 EDTA solüsyonu kullanılmıştır. Ayrıca endodontik kullanımı en yaygın olan %5,25 NaOCl ve %2 CHX solüsyonları kullanılmıştır. Kontrol grubu olarak ise serum fizyolojik tercih edilmiştir.

Butt ve arkadaşları yaptıkları çalışmada ph değeri 2,15 olan sitrik asit solüsyonunun , kısmen ve tamamen sertleşmiş MTA'nın mikrosertliğini CHX ve NaOCl'ye göre anlamlı olarak daha çok düşürdüğünü göstermiştir(Butt ve Talwar, 2013). Bizim çalışmamızda da 1. ve 21.günde asidik ph'a sahip olan CA grubu NaOCl,

CHX ve serum fizyolojik grubuna göre NeoPUTTY'nin mikrosertlik değerini istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürmüştür. EDTA grubuyla ise CA grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır fakat CA grubu EDTA grubuna göre NeoPUTTY'nin mikrosertlik değerini sayısal olarak daha fazla düşürmüştür.

Bayraktar K. ve arkadaşları ph'ları sırasıyla 4,4- 5,4- 6,4- 7,4 olan bütirik asitten kendi ürettikleri solüsyonlar ile MTA materyali üstünde yıkama yapıp 1.hafta ve 1.ay sonunda mikrosertlik testi yapmışlardır(Bayraktar ve ark., 2021). Ph 4,4 olan solüsyon diğer solüsyonlara göre 1.hafta ve 1.ayda MTA mikrosertliğini anlamlı derecede düşürmüştür. Ph 5,4 olan solüsyon 6,4-7,4 olan solüsyonlara göre 1.hafta ve 1.ayda MTA mikrosertliğini anlamlı derecede düşürmüştür(Bayraktar ve ark., 2021). Bu çalışmada solüsyonların asidik kuvveti arttıkça MTA mikrosertliğini daha fazla düşürdüğü çıkarımı yapılmıştır. Bizim çalışmamızda da en düşük ph değerine sahip sitrik asit solüsyonu, kullanılan diğer solüsyonlara göre NeoPUTTY mikrosertlik değerini istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha fazla düşürmüştür.

Shojaee ve arkadaşları yaptıkları çalışmada 1.günde NaOCl ve CHX solüsyonlarının MTA mikrosertliğini anlamlı şekilde azalttığını fakat 21.günde bir etkisinin bulunmadığını gözlemlemişlerdir(Shojaee ve ark., 2016). Butt ve arkadaşları da CHX ve NaOCl'yi kısmen sertleşmiş MTA'nın mikrosertliği üzerinde etkili bulurken, tam sertleşmiş MTA'nın mikrosertliği üzerinde anlamlı bir fark oluşturmadığını gözlemlemiştir(Butt ve Talwar, 2013). Aynı zamanda Nandini ve arkadaşları CHX solüsyonunun sadece 1.günde MTA mikrosertliğini anlamlı şekilde azalttığnı göstermiştir(Nandini ve ark., 2010). Bizim çalışmamızda ise NaOCl ve CHX solüsyonları 1.gün ve 21. günde NeoPUTTY mikrosertliklerini istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürmüştür. Bu durum çalışmamızda kullanılan NeoPUTTY 'nin geleneksel trikalsiyum silikatlara göre sertleşmesini daha geç tamamlayan bir materyal olmasından kaynaklanabileceği şeklinde yorumlanabilir. Ayrıca örneklem sayılarının farklı olması sebebiyle de bu şekilde bir sonuçla karşılaşılmış olunabilir.

Nandini ve arkadaşları %17lik EDTA solüsyonunun MTA mikrosertliği üzerinde 1. ve 21.günlerde ihmal edilebilir düzeyde farklılık oluşturduğunu belirtmişlerdir(Nandini ve ark., 2010). Bizim çalışmamızda ise 1. ve 21. günde EDTA solüsyonu uygulandıktan sonra NeoPUTTY 'nin mikrosertlik değerini istatistiksel

olarak anlamlı derecede düşürmüştür. Ayrıca EDTA grubu NaOCl, CHX ve serum fizyolojik grubuna göre NeoPUTTY'nin mikrosertlik değerini istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürmüştür. CA grubuyla ise aralarında anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Çalışmamızda, yıkama solüsyonlarının NeoPUTTY mikrosertliği üzerindeki etkinliği araştırılırken aynı zamanda solüsyonların dentin mikrosertliği üzerindeki etkinliği de değerlendirilmiştir.

Butt ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, sitrik asit ve sodyum hipoklorit solüsyonlarının kök kanal dentininin mikrosertliğini önemli ölçüde azalttığını göstermiştir(Butt ve Talwar, 2013). %2 klorheksidin solüsyonunun ise dentin mikrosertliği üzerine ihmal edilebilir etkisinin olduğunu belirtmiştir. Bizim çalışmamızda ise serum fizyolojik dışında kullandığımız tüm solüsyonların dentin mikrosertliğini anlamlı derecede azalttığı görülmüştür.

Cruz-Filho A.M. ve arkadaşları %15 EDTA ve %10 sitrik asit solüsyonlarının dentin mikrosertliğini önemli derecede azalttığını fakat aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir(Cruz-Filho ve ark., 2011). Eldeniz A. ve arkadaşları %17 EDTA ve %19 sitrik asit solüsyonlarının dentin mikrosertliğini önemli derecede azalttığını ve sitrik asit grubunun EDTA grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha çok azalttığını belirtmişlerdir(Eldeniz ve ark., 2005). Bizim çalışmamızda da %40 sitrik asit grubu %17 EDTA grubuna göre dentin mikrosertliğini daha çok azaltmıştır. Literatürde yapılan çalışmalar incelendiğinde sitrik asit solüsyonunun yüzdesel olarak değeri arttığında dentin sertliğini daha çok azalttığı yorumu yapılabilir.

Arı H. ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada %5,25 NaOCl, %2,5 NaOCl ve %17 EDTA grubu dentin mikrosertliğini anlamlı derecede azaltırken , %2 CHX grubunun dentin mikrosertliği üzerindeki etkisinin ihmal edilebilir düzeyde olduğunu belirtmişlerdir(Ari ve ark., 2004). Slutzkygoldberg I. ve arkadaşları da yaptıkları çalışmada %2,5 NaOCl solüsyonunun dentin mikrosertliğini azalttığını belirtmiştir(Slutzky-Goldberg ve ark., 2002).

Bizim çalışmamızda ise serum fizyolojik dışında kullandığımız tüm solüsyonlar dentin mikrosertliğini azaltıcı etkide bulunmuştur.

Araştırmacılar, MTA'nın mikrosertliğini azaltarak sertleşmiş ve hazır hale gelmiş MTA'ya göre daha kolay sökülebileceğini bildirmişlerdir. Bunun için asidik ph, alkalen ph veya nötral ph'a sahip pek çok solüsyon kullanılmıştır(Butt ve Talwar, 2013). MTA'nın sökülebilirliğini kolaylaştıracağı düşünülen ideal solüsyon, MTA'nın mikrosertliğini azaltarak yapısını bozarken, dentinin yapısına zarar vermemelidir. Çünkü dentin mikrosertliğindeki aşırı azalma kırılmalara sebebiyet verebilecektir. Bu konu hakkında ek çalışmalara ihtiyaç vardır.

6. SONUÇLAR

1) 1. ve 21. günlerde Serum fizyolojik hariç tüm solüsyonlar uygulandıktan sonra NeoPUTTY'nin mikrosertlik değerini anlamlı şekilde düşürmüştür.

2) 1. ve 21. günlerde serum fizyolojik hariç tüm solüsyonlar uygulandıktan sonra dentinin mikrosertlik değerini anlamlı şekilde düşürmüştür.

3) 1. ve 21. günlerde CA grubu, NaOCl, CHX ve serum fizyolojik grubuna göre NeoPUTTY mikrosertliğini yüzdesel olarak anlamlı derecede daha fazla düşürmüştür.

4) 1. ve 21. günlerde CA grubu, NaOCl, CHX ve serum fizyolojik grubuna göre dentin mikrosertliğini yüzdesel olarak anlamlı derecede daha fazla düşürmüştür.

5) 1. ve 21. günlerde EDTA grubu, NaOCl, CHX ve serum fizyolojik grubuna göre NeoPUTTY mikrosertliğini yüzdesel olarak anlamlı derecede daha fazla düşürmüştür.

6) 1. ve 21. günlerde EDTA grubu, serum fizyolojik grubuna göre dentin mikrosertliğini yüzdesel olarak anlamlı derecede daha fazla düşürmüştür.

7) NeoPUTTY ve dentin mikrosertliklerini etkileme bakımından CA grubu ile EDTA grubu arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.

8) 1. gün ve 21. gün sertlikleri arasında karşılaştırma yapıldığında tüm gruplarda anlamlı farklılık olduğu görülmüştür. Solüsyonlar 21. gün sonunda 1. Gün sonuna göre NeoPUTTY'nin mikrosertliklerini yüzdesel olarak daha az düşürmüştür.

7. KAYNAKÇA

Aggarwal, V., Jain, A., & Kabi, D. (2011). In vitro evaluation of effect of various endodontic solutions on selected physical properties of white mineral trioxide aggregate. *Aust Endod J, 37*(2), 61-64. doi:10.1111/j.1747-4477.2009.00211.x

Antunes Bortoluzzi, E., Juárez Broon, N., Antonio Hungaro Duarte, M., de Oliveira Demarchi, A. C., & Monteiro Bramante, C. (2006). The use of a setting accelerator and its effect on pH and calcium ion release of mineral trioxide aggregate and white Portland cement. *J Endod, 32*(12), 1194-1197. doi:10.1016/j.joen.2006.07.018

Ari, H., Erdemir, A., & Belli, S. (2004). Evaluation of the effect of endodontic irrigation solutions on the microhardness and the roughness of root canal dentin. *J Endod, 30*(11), 792-795. doi:10.1097/01.don.0000128747.89857.59

Asgary, S., Parirokh, M., Eghbal, M. J., & Brink, F. (2004). A comparative study of white mineral trioxide aggregate and white Portland cements using X-ray microanalysis. *Aust Endod J, 30*(3), 89-92. doi:10.1111/j.1747-4477.2004.tb00416.x

Atmeh, A. R., Chong, E. Z., Richard, G., Festy, F., & Watson, T. F. (2012). Dentin-cement interfacial interaction: calcium silicates and polyalkenoates. *J Dent Res, 91*(5), 454-459. doi:10.1177/0022034512443068

Ballal, N. V., Kandian, S., Mala, K., Bhat, K. S., & Acharya, S. (2009). Comparison of the efficacy of maleic acid and ethylenediaminetetraacetic acid in smear layer removal from instrumented human root canal: a scanning electron microscopic study. *J Endod, 35*(11), 1573-1576. doi:10.1016/j.joen.2009.07.021

Ballal, V., Marques, J. N., Campos, C. N., Lima, C. O., Simão, R. A., & Prado, M. (2018). Effects of chelating agent and acids on Biodentine. *Aust Dent J, 63*(2), 170-176. doi:10.1111/adj.12609

Barrette, W. C., Jr., Hannum, D. M., Wheeler, W. D., & Hurst, J. K. (1989). General mechanism for the bacterial toxicity of hypochlorous acid: abolition of ATP production. *Biochemistry, 28*(23), 9172-9178. doi:10.1021/bi00449a032

Basrani, B., Ghanem, A., & Tjäderhane, L. (2004). Physical and chemical properties of chlorhexidine and calcium hydroxide-containing medications. *J Endod, 30*(6), 413-417. doi:10.1097/00004770-200406000-00009

Basrani, B., Tjäderhane, L., Santos, J. M., Pascon, E., Grad, H., Lawrence, H. P., & Friedman, S. (2003). Efficacy of chlorhexidine- and calcium hydroxide-containing medicaments against Enterococcus faecalis in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 96*(5), 618-624. doi:10.1016/s1079-2104(03)00166-5

Baumgartner, J. C., Brown, C. M., Mader, C. L., Peters, D. D., & Shulman, J. D. (1984). A scanning electron microscopic evaluation of root canal debridement using saline, sodium hypochlorite, and citric acid. *J Endod, 10*(11), 525-531. doi:10.1016/s0099-2399(84)80137-5

Baumgartner, J. C., & Mader, C. L. (1987). A scanning electron microscopic evaluation of four root canal irrigation regimens. *J Endod, 13*(4), 147-157. doi:10.1016/s0099-2399(87)80132-2

Bayraktar, K., Basturk, F. B., Turkaydin, D., & Gunday, M. (2021). Long-term effect of acidic pH on the surface microhardness of ProRoot mineral trioxide aggregate, Biodentine, and total fill root repair material putty. *Dent Res J (Isfahan), 18*, 2.

Behr, M., Rosentritt, M., Loher, H., Kolbeck, C., Trempler, C., Stemplinger, B., . . . Handel, G. (2008). Changes of cement properties caused by mixing errors: the therapeutic range of different cement types. *Dent Mater, 24*(9), 1187-1193. doi:10.1016/j.dental.2008.01.013

Belío-Reyes, I. A., Bucio, L., & Cruz-Chavez, E. (2009). Phase composition of ProRoot mineral trioxide aggregate by X-ray powder diffraction. *J Endod, 35*(6), 875-878. doi:10.1016/j.joen.2009.03.004

Bentz, D. (2007). Cement hydration: Building bridges and dams at the microstructure level. *Materials and Structures/Materiaux et Constructions, 40*, 397-404. doi:10.1617/s11527-006-9147-3

Block, R. M., Lewis, R. D., Hirsch, J., Coffey, J., & Langeland, K. (1983). Systemic distribution of 14C-labeled Paraformaldehyde incorporated within Formocresol following pulpotomies in dogs. *J Endod, 9*(5), 176-189. doi:10.1016/s0099-2399(83)80090-9

Bolhari, B., Nekoofar, M. H., Sharifian, M., Ghabrai, S., Meraji, N., & Dummer, P. M. (2014). Acid and microhardness of mineral trioxide aggregate and mineral trioxide aggregate-like materials. *J Endod, 40*(3), 432-435. doi:10.1016/j.joen.2013.10.014

Boutsioukis, C., Noula, G., & Lambrianidis, T. (2008). Ex vivo study of the efficiency of two techniques for the removal of mineral trioxide aggregate used as a root canal filling material. *J Endod, 34*(10), 1239-1242. doi:10.1016/j.joen.2008.07.018

Bozeman, T. B., Lemon, R. R., & Eleazer, P. D. (2006). Elemental analysis of crystal precipitate from gray and white MTA. *J Endod, 32*(5), 425-428. doi:10.1016/j.joen.2005.08.009

Brännström, M. (1984). Communication between the oral cavity and the dental pulp associated with restorative treatment. *Oper Dent, 9*(2), 57-68.

Breschi, L., Lopes, M., Gobbi, P., Mazzotti, G., Falconi, M., & Perdigão, J. (2002). Dentin proteoglycans: an immunocytochemical FEISEM study. *J Biomed Mater Res, 61*(1), 40-46. doi:10.1002/jbm.10102

Budig, C. G., & Eleazer, P. D. (2008). In vitro comparison of the setting of dry ProRoot MTA by moisture absorbed through the root. *J Endod, 34*(6), 712-714. doi:10.1016/j.joen.2008.03.004

Bueno, C. R. E., Vasques, A. M. V., Cury, M. T. S., Sivieri-Araújo, G., Jacinto, R. C., Gomes-Filho, J. E., . . . Dezan-Júnior, E. (2019). Biocompatibility and biomineralization assessment

of mineral trioxide aggregate flow. *Clin Oral Investig, 23*(1), 169-177. doi:10.1007/s00784-018-2423-0

Butler, W. T., & Ritchie, H. (1995). The nature and functional significance of dentin extracellular matrix proteins. *Int J Dev Biol, 39*(1), 169-179.

Butt, N., & Talwar, S. (2013). In-vitro evaluation of various solvents for retrieval of mineral trioxide aggregate and their effect on microhardness of dentin. *J Conserv Dent, 16*(3), 199-202. doi:10.4103/0972-0707.111313

Byström, A., & Sundqvist, G. (1981). Bacteriologic evaluation of the efficacy of mechanical root canal instrumentation in endodontic therapy. *Scand J Dent Res, 89*(4), 321-328. doi:10.1111/j.1600-0722.1981.tb01689.x

Byström, A., & Sundqvist, G. (1983). Bacteriologic evaluation of the effect of 0.5 percent sodium hypochlorite in endodontic therapy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 55*(3), 307-312. doi:10.1016/0030-4220(83)90333-x

Camilleri, J. (2007). Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J, 40*(6), 462-470. doi:10.1111/j.1365-2591.2007.01248.x

Camilleri, J. (2008). Characterization of hydration products of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J, 41*(5), 408-417. doi:10.1111/j.1365-2591.2007.01370.x

Camilleri, J., Montesin, F. E., Brady, K., Sweeney, R., Curtis, R. V., & Ford, T. R. (2005). The constitution of mineral trioxide aggregate. *Dent Mater, 21*(4), 297-303. doi:10.1016/j.dental.2004.05.010

Camilleri, J., & Pitt Ford, T. R. (2006). Mineral trioxide aggregate: a review of the constituents and biological properties of the material. *Int Endod J, 39*(10), 747-754. doi:10.1111/j.1365-2591.2006.01135.x

Carver, K., Nusstein, J., Reader, A., & Beck, M. (2007). In vivo antibacterial efficacy of ultrasound after hand and rotary instrumentation in human mandibular molars. *J Endod, 33*(9), 1038-1043. doi:10.1016/j.joen.2006.11.026

Chedella, S. C., & Berzins, D. W. (2010). A differential scanning calorimetry study of the setting reaction of MTA. *Int Endod J, 43*(6), 509-518. doi:10.1111/j.1365-2591.2010.01708.x

Cheung, G. S., & Stock, C. J. (1993). In vitro cleaning ability of root canal irrigants with and without endosonics. *Int Endod J, 26*(6), 334-343. doi:10.1111/j.1365-2591.1993.tb00766.x

Chng, H. K., Islam, I., Yap, A. U., Tong, Y. W., & Koh, E. T. (2005). Properties of a new root-end filling material. *J Endod, 31*(9), 665-668. doi:10.1097/01.don.0000157993.89164.be

Clauder, T., & Shin, S.-J. (2009). Repair of perforations with MTA: clinical applications and mechanisms of action. *Endodontic Topics, 15*, 32-55. doi:10.1111/j.1601-1546.2009.00242.x

Clegg, M. S., Vertucci, F. J., Walker, C., Belanger, M., & Britto, L. R. (2006). The effect of exposure to irrigant solutions on apical dentin biofilms in vitro. *J Endod, 32*(5), 434-437. doi:10.1016/j.joen.2005.07.002

Coffey, C. T., Ingram, M. J., & Bjorndal, A. M. (1970). Analysis of human dentinal fluid. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 30*(6), 835-837. doi:10.1016/0030-4220(70)90348-8

Coleman, N. J., Nicholson, J. W., & Awosanya, K. (2007). A preliminary investigation of the in vitro bioactivity of white Portland cement. *Cement and Concrete Research, 37*(11), 1518-1523. doi:https://doi.org/10.1016/j.cemconres.2007.08.008

Coomaraswamy, K. S., Lumley, P. J., & Hofmann, M. P. (2007). Effect of bismuth oxide radioopacifier content on the material properties of an endodontic Portland cement-based (MTA-like) system. *J Endod, 33*(3), 295-298. doi:10.1016/j.joen.2006.11.018

Cruz-Filho, A. M., Sousa-Neto, M. D., Savioli, R. N., Silva, R. G., Vansan, L. P., & Pécora, J. D. (2011). Effect of chelating solutions on the microhardness of root canal lumen dentin. *J Endod, 37*(3), 358-362. doi:10.1016/j.joen.2010.12.001

Cunningham, W. T., & Balekjian, A. Y. (1980). Effect of temperature on collagen-dissolving ability of sodium hypochlorite endodontic irrigant. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 49*(2), 175-177. doi:10.1016/0030-4220(80)90313-8

Cvek, M., Nord, C. E., & Hollender, L. (1976). Antimicrobial effect of root canal débridement in teeth with immature root. A clinical and microbiologic study. *Odontol Revy, 27*(1), 1-10.

Dammaschke, T., Gerth, H. U., Züchner, H., & Schäfer, E. (2005). Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland cements. *Dent Mater, 21*(8), 731-738. doi:10.1016/j.dental.2005.01.019

Danesh, G., Dammaschke, T., Gerth, H. U., Zandbiglari, T., & Schäfer, E. (2006). A comparative study of selected properties of ProRoot mineral trioxide aggregate and two Portland cements. *Int Endod J, 39*(3), 213-219. doi:10.1111/j.1365-2591.2006.01076.x

Davis, S. R., Brayton, S. M., & Goldman, M. (1972). The morphology of the prepared root canal: a study utilizing injectable silicone. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 34*(4), 642-648. doi:10.1016/0030-4220(72)90348-9

Ding, S. J., Kao, C. T., Shie, M. Y., Hung, C., Jr., & Huang, T. H. (2008). The physical and cytological properties of white MTA mixed with Na2HPO4 as an accelerant. *J Endod, 34*(6), 748-751. doi:10.1016/j.joen.2008.02.041

Dunavant, T. R., Regan, J. D., Glickman, G. N., Solomon, E. S., & Honeyman, A. L. (2006). Comparative evaluation of endodontic irrigants against Enterococcus faecalis biofilms. *J Endod, 32*(6), 527-531. doi:10.1016/j.joen.2005.09.001

Durack, C., & Patel, S. (2012). Cone beam computed tomography in endodontics. *Braz Dent J, 23*(3), 179-191. doi:10.1590/s0103-64402012000300001

Eddy, R. S., Joyce, A. P., Roberts, S., Buxton, T. B., & Liewehr, F. (2005). An in vitro evaluation of the antibacterial efficacy of chlorine dioxide on E. faecalis in bovine incisors. *J Endod, 31*(9), 672-675. doi:10.1097/01.don.0000155223.87616.02

Eldeniz, A. U., Erdemir, A., & Belli, S. (2005). Effect of EDTA and citric acid solutions on the microhardness and the roughness of human root canal dentin. *J Endod, 31*(2), 107-110. doi:10.1097/01.don.0000136212.53475.ad

Eskandarizadeh, A., Shahpasandzadeh, M. H., Shahpasandzadeh, M., Torabi, M., & Parirokh, M. (2011). A comparative study on dental pulp response to calcium hydroxide, white and grey mineral trioxide aggregate as pulp capping agents. *J Conserv Dent, 14*(4), 351-355. doi:10.4103/0972-0707.87196

Estrela, C., Estrela, C. R., Barbin, E. L., Spanó, J. C., Marchesan, M. A., & Pécora, J. D. (2002). Mechanism of action of sodium hypochlorite. *Braz Dent J, 13*(2), 113-117. doi:10.1590/s0103-64402002000200007

Eun, H. C., Lee, A. Y., & Lee, Y. S. (1984). Sodium hypochlorite dermatitis. *Contact Dermatitis, 11*(1), 45. doi:10.1111/j.1600-0536.1984.tb00172.x

Fabian, T. M., & Walker, S. E. (1982). Stability of sodium hypochlorite solutions. *Am J Hosp Pharm, 39*(6), 1016-1017.

Fenoul, G., Meless, G. D., & Pérez, F. (2010). The efficacy of R-Endo rotary NiTi and stainless-steel hand instruments to remove gutta-percha and Resilon. *Int Endod J, 43*(2), 135-141. doi:10.1111/j.1365-2591.2009.01653.x

Frais, S., Ng, Y. L., & Gulabivala, K. (2001). Some factors affecting the concentration of available chlorine in commercial sources of sodium hypochlorite. *Int Endod J, 34*(3), 206-215. doi:10.1046/j.1365-2591.2001.00371.x

Fridland, M., & Rosado, R. (2003). Mineral trioxide aggregate (MTA) solubility and porosity with different water-to-powder ratios. *J Endod, 29*(12), 814-817. doi:10.1097/00004770-200312000-00007

Fridland, M., & Rosado, R. (2005). MTA solubility: a long term study. *J Endod, 31*(5), 376-379. doi:10.1097/01.don.0000140566.97319.3e

Fuentes, V., Toledano, M., Osorio, R., & Carvalho, R. M. (2003). Microhardness of superficial and deep sound human dentin. *J Biomed Mater Res A, 66*(4), 850-853. doi:10.1002/jbm.a.10064

Gancedo-Caravia, L., & Garcia-Barbero, E. (2006). Influence of humidity and setting time on the push-out strength of mineral trioxide aggregate obturations. *J Endod, 32*(9), 894-896. doi:10.1016/j.joen.2006.03.004

Gandolfi, M. G., Van Landuyt, K., Taddei, P., Modena, E., Van Meerbeek, B., & Prati, C. (2010). Environmental scanning electron microscopy connected with energy dispersive x-ray analysis and Raman techniques to study ProRoot mineral trioxide aggregate and

calcium silicate cements in wet conditions and in real time. *J Endod, 36*(5), 851-857. doi:10.1016/j.joen.2009.12.007

Garberoglio, R., & Brännström, M. (1976). Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol, 21*(6), 355-362. doi:10.1016/s0003-9969(76)80003-9

Gaucher, C., Boukpessi, T., Septier, D., Jehan, F., Rowe, P. S., Garabédian, M., . . . Chaussain-Miller, C. (2009). Dentin noncollagenous matrix proteins in familial hypophosphatemic rickets. *Cells Tissues Organs, 189*(1-4), 219-223. doi:10.1159/000151382

Gilman, J. J. (1997). Chemical and physical "hardness". *Materials Research Innovations, 1*(2), 71-76. doi:10.1007/s100190050023

Girard, S., Paqué, F., Badertscher, M., Sener, B., & Zehnder, M. (2005). Assessment of a gel-type chelating preparation containing 1-hydroxyethylidene-1, 1-bisphosphonate. *Int Endod J, 38*(11), 810-816. doi:10.1111/j.1365-2591.2005.01021.x

Goldberg, M., & Takagi, M. (1993). Dentine proteoglycans: composition, ultrastructure and functions. *Histochem J, 25*(11), 781-806.

Goldman, M., Goldman, L. B., Cavaleri, R., Bogis, J., & Lin, P. S. (1982). The efficacy of several endodontic irrigating solutions: a scanning electron microscopic study: Part 2. *J Endod, 8*(11), 487-492. doi:10.1016/s0099-2399(82)80073-3

Gomes, B. P., Ferraz, C. C., Vianna, M. E., Berber, V. B., Teixeira, F. B., & Souza-Filho, F. J. (2001). In vitro antimicrobial activity of several concentrations of sodium hypochlorite and chlorhexidine gluconate in the elimination of Enterococcus faecalis. *Int Endod J, 34*(6), 424-428. doi:10.1046/j.1365-2591.2001.00410.x

Gomes, B. P., Souza, S. F., Ferraz, C. C., Teixeira, F. B., Zaia, A. A., Valdrighi, L., & Souza-Filho, F. J. (2003). Effectiveness of 2% chlorhexidine gel and calcium hydroxide against Enterococcus faecalis in bovine root dentine in vitro. *Int Endod J, 36*(4), 267-275. doi:10.1046/j.1365-2591.2003.00634.x

Gong, J., Wang, J., & Guan, Z. (2002). A comparison between Knoop and Vickers hardness of silicon nitride ceramics. *Materials Letters, 56*, 941-944.

Guo, Y. J., Du, T. F., Li, H. B., Shen, Y., Mobuchon, C., Hieawy, A., . . . Haapasalo, M. (2016). Physical properties and hydration behavior of a fast-setting bioceramic endodontic material. *BMC Oral Health, 16*, 23. doi:10.1186/s12903-016-0184-1

Guven, Y., Rosti, R. O., Tuna, E. B., Kayserili, H., & Aktoren, O. (2008). Orodental findings of a family with lacrimo-auriculo-dento digital (LADD) syndrome. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 106*(6), e33-44. doi:10.1016/j.tripleo.2008.07.019

Ha, W. N., Kahler, B., & Walsh, L. J. (2015). Clinical manipulation of mineral trioxide aggregate: lessons from the construction industry and their relevance to clinical practice. *J Can Dent Assoc, 81*, f4.

Haapasalo, H. K., Sirén, E. K., Waltimo, T. M., Ørstavik, D., & Haapasalo, M. P. (2000). Inactivation of local root canal medicaments by dentine: an in vitro study. *Int Endod J, 33*(2), 126-131. doi:10.1046/j.1365-2591.2000.00291.x

Haapasalo, M., Shen, Y., Qian, W., & Gao, Y. (2010). Irrigation in endodontics. *Dent Clin North Am, 54*(2), 291-312. doi:10.1016/j.cden.2009.12.001

Habets, J. M., Geursen-Reitsma, A. M., Stolz, E., & van Joost, T. (1986). Sensitization to sodium hypochlorite causing hand dermatitis. *Contact Dermatitis, 15*(3), 140-142. doi:10.1111/j.1600-0536.1986.tb01314.x

Han, L., Okiji, T., & Okawa, S. (2010). Morphological and chemical analysis of different precipitates on mineral trioxide aggregate immersed in different fluids. *Dent Mater J, 29*(5), 512-517. doi:10.4012/dmj.2009-133

Hand, R. E., Smith, M. L., & Harrison, J. W. (1978). Analysis of the effect of dilution on the necrotic tissue dissolution property of sodium hypochlorite. *J Endod, 4*(2), 60-64. doi:10.1016/s0099-2399(78)80255-6

Hargreaves KM, C. S. (2011). *Cohen's Pathways of the pulp.* (Tenth Edition. ed.): Mosby Elsevier.

Hassanloo, A., Watson, P., Finer, Y., & Friedman, S. (2007). Retreatment efficacy of the Epiphany soft resin obturation system. *Int Endod J, 40*(8), 633-643. doi:10.1111/j.1365-2591.2007.01261.x

Hawley, M., Webb, T. D., & Goodell, G. G. (2010). Effect of varying water-to-powder ratios on the setting expansion of white and gray mineral trioxide aggregate. *J Endod, 36*(8), 1377-1379. doi:10.1016/j.joen.2010.03.010

Hidalgo, E., Bartolome, R., & Dominguez, C. (2002). Cytotoxicity mechanisms of sodium hypochlorite in cultured human dermal fibroblasts and its bactericidal effectiveness. *Chem Biol Interact, 139*(3), 265-282. doi:10.1016/s0009-2797(02)00003-0

Hottel, T. L., el-Refai, N. Y., & Jones, J. J. (1999). A comparison of the effects of three chelating agents on the root canals of extracted human teeth. *J Endod, 25*(11), 716-717. doi:10.1016/s0099-2399(99)80115-0

Hu, X., Ling, J., & Gao, Y. (2010). Effects of irrigation solutions on dentin wettability and roughness. *J Endod, 36*(6), 1064-1067. doi:10.1016/j.joen.2010.03.007

Huang, T. H., Shie, M. Y., Kao, C. T., & Ding, S. J. (2008). The effect of setting accelerator on properties of mineral trioxide aggregate. *J Endod, 34*(5), 590-593. doi:10.1016/j.joen.2008.02.002

Hülsmann, M., & Hahn, W. (2000). Complications during root canal irrigation--literature review and case reports. *Int Endod J, 33*(3), 186-193. doi:10.1046/j.1365-2591.2000.00303.x

Islam, I., Chng, H. K., & Yap, A. U. (2005). Comparison of the root-end sealing ability of MTA and Portland cement. *Aust Endod J, 31*(2), 59-62. doi:10.1111/j.1747-4477.2005.tb00223.x

Islam, I., Chng, H. K., & Yap, A. U. (2006). Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and portland cement. *J Endod, 32*(3), 193-197. doi:10.1016/j.joen.2005.10.043

Jeansonne, M. J., & White, R. R. (1994). A comparison of 2.0% chlorhexidine gluconate and 5.25% sodium hypochlorite as antimicrobial endodontic irrigants. *J Endod, 20*(6), 276-278. doi:10.1016/s0099-2399(06)80815-0

Kaup, M., Dammann, C. H., Schäfer, E., & Dammaschke, T. (2015). Shear bond strength of Biodentine, ProRoot MTA, glass ionomer cement and composite resin on human dentine ex vivo. *Head Face Med, 11*, 14. doi:10.1186/s13005-015-0071-z

Kayahan, M. B., Nekoofar, M. H., Kazandağ, M., Canpolat, C., Malkondu, O., Kaptan, F., & Dummer, P. M. (2009). Effect of acid-etching procedure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J, 42*(11), 1004-1014. doi:10.1111/j.1365-2591.2009.01610.x

Kayahan, M. B., Nekoofar, M. H., McCann, A., Sunay, H., Kaptan, R. F., Meraji, N., & Dummer, P. M. (2013). Effect of acid etching procedures on the compressive strength of 4 calcium silicate-based endodontic cements. *J Endod, 39*(12), 1646-1648. doi:10.1016/j.joen.2013.09.008

Khedmat, S., & Shokouhinejad, N. (2008). Comparison of the efficacy of three chelating agents in smear layer removal. *J Endod, 34*(5), 599-602. doi:10.1016/j.joen.2008.02.023

Kim, Y., Kim, S., Shin, Y. S., Jung, I. Y., & Lee, S. J. (2012). Failure of setting of mineral trioxide aggregate in the presence of fetal bovine serum and its prevention. *J Endod, 38*(4), 536-540. doi:10.1016/j.joen.2011.12.005

Kinney, J. H., Balooch, M., Marshall, S. J., Marshall, G. W., Jr., & Weihs, T. P. (1996). Hardness and Young's modulus of human peritubular and intertubular dentine. *Arch Oral Biol, 41*(1), 9-13. doi:10.1016/0003-9969(95)00109-3

Kinney, J. H., Marshall, S. J., & Marshall, G. W. (2003). The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Crit Rev Oral Biol Med, 14*(1), 13-29. doi:10.1177/154411130301400103

Kinney, J. H., Pople, J. A., Driessen, C. H., Breunig, T. M., Marshall, G. W., & Marshall, S. J. (2001). Intrafibrillar mineral may be absent in dentinogenesis imperfecta type II (DI-II). *J Dent Res, 80*(6), 1555-1559. doi:10.1177/00220345010800061501

Kleverlaan, C. J., van Duinen, R. N., & Feilzer, A. J. (2004). Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dent Mater, 20*(1), 45-50. doi:10.1016/s0109-5641(03)00067-8

Kogan, P., He, J., Glickman, G. N., & Watanabe, I. (2006). The effects of various additives on setting properties of MTA. *J Endod, 32*(6), 569-572. doi:10.1016/j.joen.2005.08.006

Komabayashi, T., & Spångberg, L. S. (2008). Comparative analysis of the particle size and shape of commercially available mineral trioxide aggregates and Portland cement: a study with a flow particle image analyzer. *J Endod, 34*(1), 94-98. doi:10.1016/j.joen.2007.10.013

Kratchman, S. I. (2004). Obturation of the root canal system. *Dent Clin North Am, 48*(1), 203-215. doi:10.1016/j.cden.2003.12.004

Kuruvilla, J. R., & Kamath, M. P. (1998). Antimicrobial activity of 2.5% sodium hypochlorite and 0.2% chlorhexidine gluconate separately and combined, as endodontic irrigants. *J Endod, 24*(7), 472-476. doi:10.1016/s0099-2399(98)80049-6

Lai, Y. L., Yang, M. L., & Lee, S. Y. (2003). Microhardness and color changes of human dentin with repeated intracoronal bleaching. *Oper Dent, 28*(6), 786-792.

Lee, E. S. (2000). A new mineral trioxide aggregate root-end filling technique. *J Endod, 26*(12), 764-765. doi:10.1097/00004770-200012000-00027

Lee, S. J., Monsef, M., & Torabinejad, M. (1993). Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. *J Endod, 19*(11), 541-544. doi:10.1016/s0099-2399(06)81282-3

Lee, Y. L., Lee, B. S., Lin, F. H., Yun Lin, A., Lan, W. H., & Lin, C. P. (2004). Effects of physiological environments on the hydration behavior of mineral trioxide aggregate. *Biomaterials, 25*(5), 787-793. doi:10.1016/s0142-9612(03)00591-x

Lee, Y. L., Lin, F. H., Wang, W. H., Ritchie, H. H., Lan, W. H., & Lin, C. P. (2007). Effects of EDTA on the hydration mechanism of mineral trioxide aggregate. *J Dent Res, 86*(6), 534-538. doi:10.1177/154405910708600609

Linde, A., & Goldberg, M. (1993). Dentinogenesis. *Crit Rev Oral Biol Med, 4*(5), 679-728. doi:10.1177/10454411930040050301

Linsuwanont, P. (2003). MTA apexification combined with conventional root canal retreatment. *Aust Endod J, 29*(1), 45-49. doi:10.1111/j.1747-4477.2003.tb00499.x

Loel, D. A. (1975). Use of acid cleanser in endodontic therapy. *J Am Dent Assoc, 90*(1), 148-151. doi:10.14219/jada.archive.1975.0010

Loushine, B. A., Bryan, T. E., Looney, S. W., Gillen, B. M., Loushine, R. J., Weller, R. N., . . . Tay, F. R. (2011). Setting properties and cytotoxicity evaluation of a premixed bioceramic root canal sealer. *J Endod, 37*(5), 673-677. doi:10.1016/j.joen.2011.01.003

Lui, J. N., Kuah, H. G., & Chen, N. N. (2007). Effect of EDTA with and without surfactants or ultrasonics on removal of smear layer. *J Endod, 33*(4), 472-475. doi:10.1016/j.joen.2006.12.007

Lundgren, T., Nannmark, U., & Linde, A. (1992). Calcium ion activity and pH in the odontoblast-predentin region: ion-selective microelectrode measurements. *Calcif Tissue Int, 50*(2), 134-136. doi:10.1007/bf00298790

Ma, J., Shen, Y., Stojicic, S., & Haapasalo, M. (2011). Biocompatibility of two novel root repair materials. *J Endod, 37*(6), 793-798. doi:10.1016/j.joen.2011.02.029

Maita, E., Simpson, M. D., Tao, L., & Pashley, D. H. (1991). Fluid and protein flux across the pulpodentine complex of the dog in vivo. *Arch Oral Biol, 36*(2), 103-110. doi:10.1016/0003-9969(91)90072-3

Manzur, A., González, A. M., Pozos, A., Silva-Herzog, D., & Friedman, S. (2007). Bacterial quantification in teeth with apical periodontitis related to instrumentation and different intracanal medications: a randomized clinical trial. *J Endod, 33*(2), 114-118. doi:10.1016/j.joen.2006.11.003

Marciano, M. A., Duarte, M. A., & Camilleri, J. (2016). Calcium silicate-based sealers: Assessment of physicochemical properties, porosity and hydration. *Dent Mater, 32*(2), e30-40. doi:10.1016/j.dental.2015.11.008

Marending, M., Luder, H. U., Brunner, T. J., Knecht, S., Stark, W. J., & Zehnder, M. (2007). Effect of sodium hypochlorite on human root dentine--mechanical, chemical and structural evaluation. *Int Endod J, 40*(10), 786-793. doi:10.1111/j.1365-2591.2007.01287.x

Matt, G. D., Thorpe, J. R., Strother, J. M., & McClanahan, S. B. (2004). Comparative study of white and gray mineral trioxide aggregate (MTA) simulating a one- or two-step apical barrier technique. *J Endod, 30*(12), 876-879. doi:10.1097/01.don.0000136213.93171.45

McDonnell, G., & Russell, A. D. (1999). Antiseptics and disinfectants: activity, action, and resistance. *Clin Microbiol Rev, 12*(1), 147-179. doi:10.1128/cmr.12.1.147

McKenna, S. M., & Davies, K. J. (1988). The inhibition of bacterial growth by hypochlorous acid. Possible role in the bactericidal activity of phagocytes. *Biochem J, 254*(3), 685-692. doi:10.1042/bj2540685

Moinzadeh, A. T., Aznar Portoles, C., Schembri Wismayer, P., & Camilleri, J. (2016). Bioactivity Potential of EndoSequence BC RRM Putty. *J Endod, 42*(4), 615-621. doi:10.1016/j.joen.2015.12.004

Moorer, W. R., & Wesselink, P. R. (1982). Factors promoting the tissue dissolving capability of sodium hypochlorite. *Int Endod J, 15*(4), 187-196. doi:10.1111/j.1365-2591.1982.tb01277.x

Morgan, L. A., & Baumgartner, J. C. (1997). Demineralization of resected root-ends with methylene blue dye. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 84*(1), 74-78. doi:10.1016/s1079-2104(97)90299-7

Nakamura, O., Gohda, E., Ozawa, M., Senba, I., Miyazaki, H., Murakami, T., & Daikuhara, Y. (1985). Immunohistochemical studies with a monoclonal antibody on the distribution of phosphophoryn in predentin and dentin. *Calcif Tissue Int, 37*(5), 491-500. doi:10.1007/bf02557832

Namazikhah, M. S., Nekoofar, M. H., Sheykhrezae, M. S., Salariyeh, S., Hayes, S. J., Bryant, S. T., . . . Dummer, P. M. (2008). The effect of pH on surface hardness and microstructure of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J, 41*(2), 108-116. doi:10.1111/j.1365-2591.2007.01325.x

Nandini, S., Natanasabapathy, V., & Shivanna, S. (2010). Effect of various chemicals as solvents on the dissolution of set white mineral trioxide aggregate: an in vitro study. *J Endod, 36*(1), 135-138. doi:10.1016/j.joen.2009.09.005

Nekoofar, M. H., Adusei, G., Sheykhrezae, M. S., Hayes, S. J., Bryant, S. T., & Dummer, P. M. (2007). The effect of condensation pressure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J, 40*(6), 453-461. doi:10.1111/j.1365-2591.2007.01236.x

Nekoofar, M. H., Davies, T. E., Stone, D., Basturk, F. B., & Dummer, P. M. (2011). Microstructure and chemical analysis of blood-contaminated mineral trioxide aggregate. *Int Endod J, 44*(11), 1011-1018. doi:10.1111/j.1365-2591.2011.01909.x

Nekoofar, M. H., Haddad, D. C., Nolde, J., & Aseeley, Z. (2009). Water content of ampoule packaged with ProRoot MTA. *Int Endod J, 42*(6), 549-551; author reply 552-543. doi:10.1111/j.1365-2591.2009.01541.x

Nekoofar, M. H., Stone, D. F., & Dummer, P. M. (2010). The effect of blood contamination on the compressive strength and surface microstructure of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J, 43*(9), 782-791. doi:10.1111/j.1365-2591.2010.01745.x

Niu, W., Yoshioka, T., Kobayashi, C., & Suda, H. (2002). A scanning electron microscopic study of dentinal erosion by final irrigation with EDTA and NaOCl solutions. *Int Endod J, 35*(11), 934-939. doi:10.1046/j.1365-2591.2002.00594.x

Ozawa, T., Taha, N., & Messer, H. H. (2009). A comparison of techniques for obturating oval-shaped root canals. *Dent Mater J, 28*(3), 290-294. doi:10.4012/dmj.28.290

Ozdemir, H. O., Ozçelik, B., Karabucak, B., & Cehreli, Z. C. (2008). Calcium ion diffusion from mineral trioxide aggregate through simulated root resorption defects. *Dent Traumatol, 24*(1), 70-73. doi:10.1111/j.1600-9657.2006.00512.x

Paquette, L., Legner, M., Fillery, E. D., & Friedman, S. (2007). Antibacterial efficacy of chlorhexidine gluconate intracanal medication in vivo. *J Endod, 33*(7), 788-795. doi:10.1016/j.joen.2005.12.017

Parirokh, M., & Torabinejad, M. (2010a). Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--Part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *J Endod, 36*(1), 16-27. doi:10.1016/j.joen.2009.09.006

Parirokh, M., & Torabinejad, M. (2010b). Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--Part III: Clinical applications, drawbacks, and mechanism of action. *J Endod, 36*(3), 400-413. doi:10.1016/j.joen.2009.09.009

Pashley, D. H. (1992). Dentin permeability and dentin sensitivity. *Proc Finn Dent Soc, 88 Suppl 1*, 31-37.

Pashley, D. H. (1996). Dynamics of the pulpo-dentin complex. *Crit Rev Oral Biol Med, 7*(2), 104-133. doi:10.1177/10454411960070020101

Pashley, D. H., & Matthews, W. G. (1993). The effects of outward forced convective flow on inward diffusion in human dentine in vitro. *Arch Oral Biol, 38*(7), 577-582. doi:10.1016/0003-9969(93)90122-3

Persson, C., & Engqvist, H. (2011). Premixed calcium silicate cement for endodontic applications: injectability, setting time and radiopacity. *Biomatter, 1*(1), 76-80. doi:10.4161/biom.1.1.16735

Peters, O. A., Schönenberger, K., & Laib, A. (2001). Effects of four Ni-Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. *Int Endod J, 34*(3), 221-230. doi:10.1046/j.1365-2591.2001.00373.x

Pissiotis, E., & Spångberg, L. S. (1994). Dentin permeability to bacterial proteins in vitro. *J Endod, 20*(3), 118-122. doi:10.1016/s0099-2399(06)80055-5

Portenier, I., Waltimo, T., Ørstavik, D., & Haapasalo, M. (2005). The susceptibility of starved, stationary phase, and growing cells of Enterococcus faecalis to endodontic medicaments. *J Endod, 31*(5), 380-386. doi:10.1097/01.don.0000145421.84121.c8

Porter, M. L., Bertó, A., Primus, C. M., & Watanabe, I. (2010). Physical and chemical properties of new-generation endodontic materials. *J Endod, 36*(3), 524-528. doi:10.1016/j.joen.2009.11.012

Prati, C., & Gandolfi, M. G. (2015). Calcium silicate bioactive cements: Biological perspectives and clinical applications. *Dent Mater, 31*(4), 351-370. doi:10.1016/j.dental.2015.01.004

Rai, S., Singh, N. B., & Singh, N. (2006). Interaction of tartaric acid during hydration of Portland cement. *Indian Journal of Chemical Technology, 13*, 255-261.

Ramachandran, V. S., Paroli, R. M., Beaudoin, J. J., & Delgado, A. H. (2002). *Handbook of Thermal Analysis of Construction Materials*: Elsevier Science.

Rathinam, E., Rajasekharan, S., Chitturi, R. T., Declercq, H., Martens, L., & De Coster, P. (2016). Gene Expression Profiling and Molecular Signaling of Various Cells in Response to Tricalcium Silicate Cements: A Systematic Review. *J Endod, 42*(12), 1713-1725. doi:10.1016/j.joen.2016.08.027

Robinson, S., Czerny, C., Gahleitner, A., Bernhart, T., & Kainberger, F. M. (2002). Dental CT evaluation of mandibular first premolar root configurations and canal variations. *Oral*

Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 93(3), 328-332. doi:10.1067/moe.2002.120055

Russell, A. D., & Day, M. J. (1993). Antibacterial activity of chlorhexidine. *J Hosp Infect, 25*(4), 229-238. doi:10.1016/0195-6701(93)90109-d

Rutala, W. A., & Weber, D. J. (1997). Uses of inorganic hypochlorite (bleach) in health-care facilities. *Clin Microbiol Rev, 10*(4), 597-610. doi:10.1128/cmr.10.4.597

S, C., & K, H. (2002). *Pathways of the Pulp*: Mosby Elselvier.

Saghiri, M. A., Asgar, K., Lotfi, M., & Garcia-Godoy, F. (2012). Nanomodification of mineral trioxide aggregate for enhanced physiochemical properties. *Int Endod J, 45*(11), 979-988. doi:10.1111/j.1365-2591.2012.02056.x

Saghiri, M. A., Lotfi, M., Joupari, M. D., Aeinehchi, M., & Saghiri, A. M. (2010). Effects of storage temperature on surface hardness, microstructure, and phase formation of white mineral trioxide aggregate. *J Endod, 36*(8), 1414-1418. doi:10.1016/j.joen.2010.04.022

Saghiri, M. A., Lotfi, M., Saghiri, A. M., Vosoughhosseini, S., Fatemi, A., Shiezadeh, V., & Ranjkesh, B. (2008). Effect of pH on sealing ability of white mineral trioxide aggregate as a root-end filling material. *J Endod, 34*(10), 1226-1229. doi:10.1016/j.joen.2008.07.017

Sarkar, N. K., Caicedo, R., Ritwik, P., Moiseyeva, R., & Kawashima, I. (2005). Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. *J Endod, 31*(2), 97-100. doi:10.1097/01.don.0000133155.04468.41

Schilder, H. (1974). Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am, 18*(2), 269-296.

Schirrmeister, J. F., Wrbas, K. T., Schneider, F. H., Altenburger, M. J., & Hellwig, E. (2006). Effectiveness of a hand file and three nickel-titanium rotary instruments for removing gutta-percha in curved root canals during retreatment. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 101*(4), 542-547. doi:10.1016/j.tripleo.2005.03.003

Sen, B. H., Safavi, K. E., & Spångberg, L. S. (1999). Antifungal effects of sodium hypochlorite and chlorhexidine in root canals. *J Endod, 25*(4), 235-238. doi:10.1016/s0099-2399(99)80149-6

Shie, M. Y., Huang, T. H., Kao, C. T., Huang, C. H., & Ding, S. J. (2009). The effect of a physiologic solution pH on properties of white mineral trioxide aggregate. *J Endod, 35*(1), 98-101. doi:10.1016/j.joen.2008.09.015

Shojaee, N. S., Adl, A., Sobhnamayan, F., Khademi, A., & Hamedi, M. (2016). In Vitro Evaluation of Different Solvents for Retrieval of Mineral Trioxide Aggregate and Calcium-Enriched Mixture. *Iran Endod J, 11*(3), 223-227. doi:10.7508/iej.2016.03.015

Shokouhinejad, N., Jafargholizadeh, L., Khoshkhounejad, M., Nekoofar, M. H., & Raoof, M. (2014). Surface microhardness of three thicknesses of mineral trioxide aggregate in

different setting conditions. *Restor Dent Endod, 39*(4), 253-257. doi:10.5395/rde.2014.39.4.253

Shokouhinejad, N., Nekoofar, M. H., Pirmoazen, S., Shamshiri, A. R., & Dummer, P. M. (2016). Evaluation and Comparison of Occurrence of Tooth Discoloration after the Application of Various Calcium Silicate-based Cements: An Ex Vivo Study. *J Endod, 42*(1), 140-144. doi:10.1016/j.joen.2015.08.034

Sim, T. P., Knowles, J. C., Ng, Y. L., Shelton, J., & Gulabivala, K. (2001). Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. *Int Endod J, 34*(2), 120-132. doi:10.1046/j.1365-2591.2001.00357.x

Singh, N. B., Prabha, S. S., & Singh, A. K. (1986). Effect of citric acid on the hydration of portland cement. *Cement and Concrete Research, 16*, 545-553.

Sirtes, G., Waltimo, T., Schaetzle, M., & Zehnder, M. (2005). The effects of temperature on sodium hypochlorite short-term stability, pulp dissolution capacity, and antimicrobial efficacy. *J Endod, 31*(9), 669-671. doi:10.1097/01.don.0000153846.62144.d2

Slutzky-Goldberg, I., Liberman, R., & Heling, I. (2002). The effect of instrumentation with two different file types, each with 2.5% NaOCl irrigation on the microhardness of root dentin. *J Endod, 28*(4), 311-312. doi:10.1097/00004770-200204000-00012

Sluyk, S. R., Moon, P. C., & Hartwell, G. R. (1998). Evaluation of setting properties and retention characteristics of mineral trioxide aggregate when used as a furcation perforation repair material. *J Endod, 24*(11), 768-771. doi:10.1016/s0099-2399(98)80171-4

Smith, J. B., Loushine, R. J., Weller, R. N., Rueggeberg, F. A., Whitford, G. M., Pashley, D. H., & Tay, F. R. (2007). Metrologic evaluation of the surface of white MTA after the use of two endodontic irrigants. *J Endod, 33*(4), 463-467. doi:10.1016/j.joen.2006.12.002

Soares, J. A., Roque de Carvalho, M. A., Cunha Santos, S. M., Mendonça, R. M., Ribeiro-Sobrinho, A. P., Brito-Júnior, M., . . . de Macêdo Farias, L. (2010). Effectiveness of chemomechanical preparation with alternating use of sodium hypochlorite and EDTA in eliminating intracanal Enterococcus faecalis biofilm. *J Endod, 36*(5), 894-898. doi:10.1016/j.joen.2010.01.002

Song, J. S., Mante, F. K., Romanow, W. J., & Kim, S. (2006). Chemical analysis of powder and set forms of Portland cement, gray ProRoot MTA, white ProRoot MTA, and gray MTA-Angelus. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 102*(6), 809-815. doi:10.1016/j.tripleo.2005.11.034

Spangberg, L., Engström, B., & Langeland, K. (1973). Biologic effects of dental materials. 3. Toxicity and antimicrobial effect of endodontic antiseptics in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 36*(6), 856-871. doi:10.1016/0030-4220(73)90338-1

Stenhouse, M., & Patel, B. (2016). Irrigation and Disinfection. In B. Patel (Ed.), *Endodontic Treatment, Retreatment, and Surgery: Mastering Clinical Practice* (pp. 101-128). Cham: Springer International Publishing.

Storm, B., Eichmiller, F. C., Tordik, P. A., & Goodell, G. G. (2008). Setting expansion of gray and white mineral trioxide aggregate and Portland cement. *J Endod, 34*(1), 80-82. doi:10.1016/j.joen.2007.10.006

Svec, T. A., & Harrison, J. W. (1977). Chemomechanical removal of pulpal and dentinal debris with sodium hypochlorite and hydrogen peroxide vs normal saline solution. *J Endod, 3*(2), 49-53. doi:10.1016/s0099-2399(77)80015-0

T., A. (2012). *Endodonti*: Nobel Kitabevi Adana.

Tidmarsh, B. G. (1978). Acid-cleansed and resin-sealed root canals. *J Endod, 4*(4), 117-121. doi:10.1016/s0099-2399(78)80201-5

Torabinejad, M., & Chivian, N. (1999). Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *J Endod, 25*(3), 197-205. doi:10.1016/s0099-2399(99)80142-3

Torabinejad, M., Corr, R., Handysides, R., & Shabahang, S. (2009). Outcomes of nonsurgical retreatment and endodontic surgery: a systematic review. *J Endod, 35*(7), 930-937. doi:10.1016/j.joen.2009.04.023

Torabinejad, M., Hong, C. U., McDonald, F., & Pitt Ford, T. R. (1995). Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod, 21*(7), 349-353. doi:10.1016/s0099-2399(06)80967-2

Torabinejad, M., Khademi, A. A., Babagoli, J., Cho, Y., Johnson, W. B., Bozhilov, K., . . . Shabahang, S. (2003). A new solution for the removal of the smear layer. *J Endod, 29*(3), 170-175. doi:10.1097/00004770-200303000-00002

Torabinejad, M., & Parirokh, M. (2010). Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--part II: leakage and biocompatibility investigations. *J Endod, 36*(2), 190-202. doi:10.1016/j.joen.2009.09.010

Torabinejad, M., Parirokh, M., & Dummer, P. M. H. (2018). Mineral trioxide aggregate and other bioactive endodontic cements: an updated overview - part II: other clinical applications and complications. *Int Endod J, 51*(3), 284-317. doi:10.1111/iej.12843

Torabinejad, M., Pitt Ford, T. R., McKendry, D. J., Abedi, H. R., Miller, D. A., & Kariyawasam, S. P. (1997). Histologic assessment of mineral trioxide aggregate as a root-end filling in monkeys. *J Endod, 23*(4), 225-228. doi:10.1016/s0099-2399(97)80051-9

Torabinejad, M., Shabahang, S., Aprecio, R. M., & Kettering, J. D. (2003). The antimicrobial effect of MTAD: an in vitro investigation. *J Endod, 29*(6), 400-403. doi:10.1097/00004770-200306000-00005

Torabinejad, M., Smith, P. W., Kettering, J. D., & Pitt Ford, T. R. (1995). Comparative investigation of marginal adaptation of mineral trioxide aggregate and other

commonly used root-end filling materials. *J Endod, 21*(6), 295-299. doi:10.1016/s0099-2399(06)81004-6

Torabinejad, M., Watson, T. F., & Pitt Ford, T. R. (1993). Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *J Endod, 19*(12), 591-595. doi:10.1016/s0099-2399(06)80271-2

Vahdaty, A., Pitt Ford, T. R., & Wilson, R. F. (1993). Efficacy of chlorhexidine in disinfecting dentinal tubules in vitro. *Endod Dent Traumatol, 9*(6), 243-248. doi:10.1111/j.1600-9657.1993.tb00280.x

Valera, M. C., Chung, A., Menezes, M. M., Fernandes, C. E., Carvalho, C. A., Camargo, S. E., & Camargo, C. H. (2010). Scanning electron microscope evaluation of chlorhexidine gel and liquid associated with sodium hypochlorite cleaning on the root canal walls. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 110*(5), e82-87. doi:10.1016/j.tripleo.2010.04.051

Vanderweele, R. A., Schwartz, S. A., & Beeson, T. J. (2006). Effect of blood contamination on retention characteristics of MTA when mixed with different liquids. *J Endod, 32*(5), 421-424. doi:10.1016/j.joen.2005.09.007

Vianna, M. E., Gomes, B. P., Berber, V. B., Zaia, A. A., Ferraz, C. C., & de Souza-Filho, F. J. (2004). In vitro evaluation of the antimicrobial activity of chlorhexidine and sodium hypochlorite. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 97*(1), 79-84. doi:10.1016/s1079-2104(03)00360-3

Villegas, J. C., Yoshioka, T., Kobayashi, C., & Suda, H. (2002). Obturation of accessory canals after four different final irrigation regimes. *J Endod, 28*(7), 534-536. doi:10.1097/00004770-200207000-00012

Walker, M. P., Diliberto, A., & Lee, C. (2006). Effect of setting conditions on mineral trioxide aggregate flexural strength. *J Endod, 32*(4), 334-336. doi:10.1016/j.joen.2005.09.012

Waltimo, T. M., Orstavik, D., Sirén, E. K., & Haapasalo, M. P. (1999). In vitro susceptibility of Candida albicans to four disinfectants and their combinations. *Int Endod J, 32*(6), 421-429. doi:10.1046/j.1365-2591.1999.00237.x

Walton, R. E. (1976). Histologic evaluation of different methods of enlarging the pulp canal space. *J Endod, 2*(10), 304-311. doi:10.1016/s0099-2399(76)80045-3

Wang, R. Z., & Weiner, S. (1998). Strain-structure relations in human teeth using Moiré fringes. *J Biomech, 31*(2), 135-141. doi:10.1016/s0021-9290(97)00131-0

Wang, Z., Ma, J., Shen, Y., & Haapasalo, M. (2015). Acidic pH weakens the microhardness and microstructure of three tricalcium silicate materials. *Int Endod J, 48*(4), 323-332. doi:10.1111/iej.12318

Watts, J. D., Holt, D. M., Beeson, T. J., Kirkpatrick, T. C., & Rutledge, R. E. (2007). Effects of pH and mixing agents on the temporal setting of tooth-colored and gray mineral trioxide aggregate. *J Endod, 33*(8), 970-973. doi:10.1016/j.joen.2007.01.024

Wayman, B. E., Kopp, W. M., Pinero, G. J., & Lazzari, E. P. (1979). Citric and lactic acids as root canal irrigants in vitro. *J Endod, 5*(9), 258-265. doi:10.1016/s0099-2399(79)80171-5

Weiner, S., Veis, A., Beniash, E., Arad, T., Dillon, J. W., Sabsay, B., & Siddiqui, F. (1999). Peritubular dentin formation: crystal organization and the macromolecular constituents in human teeth. *J Struct Biol, 126*(1), 27-41. doi:10.1006/jsbi.1999.4096

Wu, M. K., Kontakiotis, E. G., & Wesselink, P. R. (1998). Long-term seal provided by some root-end filling materials. *J Endod, 24*(8), 557-560. doi:10.1016/s0099-2399(98)80077-0

Yamada, R. S., Armas, A., Goldman, M., & Lin, P. S. (1983). A scanning electron microscopic comparison of a high volume final flush with several irrigating solutions: Part 3. *J Endod, 9*(4), 137-142. doi:10.1016/s0099-2399(83)80032-6

Yan, P., Peng, B., Fan, B., Fan, M., & Bian, Z. (2006). The effects of sodium hypochlorite (5.25%), Chlorhexidine (2%), and Glyde File Prep on the bond strength of MTA-dentin. *J Endod, 32*(1), 58-60. doi:10.1016/j.joen.2005.10.016

Yildirim, T., Taşdemir, T., & Orucoglu, H. (2009). The evaluation of the influence of using MTA in teeth with post indication on the apical sealing ability. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 108*(3), 471-474. doi:10.1016/j.tripleo.2009.04.036

Yoldaş, S. E., Bani, M., Atabek, D., & Bodur, H. (2016). Comparison of the Potential Discoloration Effect of Bioaggregate, Biodentine, and White Mineral Trioxide Aggregate on Bovine Teeth: In Vitro Research. *J Endod, 42*(12), 1815-1818. doi:10.1016/j.joen.2016.08.020

Yoshida, T., Shibata, T., Shinohara, T., Gomyo, S., & Sekine, I. (1995). Clinical evaluation of the efficacy of EDTA solution as an endodontic irrigant. *J Endod, 21*(12), 592-593. doi:10.1016/s0099-2399(06)81109-x

Zamany, A., Safavi, K., & Spångberg, L. S. (2003). The effect of chlorhexidine as an endodontic disinfectant. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 96*(5), 578-581. doi:10.1016/s1079-2104(03)00168-9

Zehnder, M. (2006). Root canal irrigants. *J Endod, 32*(5), 389-398. doi:10.1016/j.joen.2005.09.014

Zehnder, M., Kosicki, D., Luder, H., Sener, B., & Waltimo, T. (2002). Tissue-dissolving capacity and antibacterial effect of buffered and unbuffered hypochlorite solutions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 94*(6), 756-762. doi:10.1067/moe.2002.128961

Zehnder, M., Schmidlin, P., Sener, B., & Waltimo, T. (2005). Chelation in root canal therapy reconsidered. *J Endod, 31*(11), 817-820. doi:10.1097/01.don.0000158233.59316.fe

Zhu, W. C., Gyamfi, J., Niu, L. N., Schoeffel, G. J., Liu, S. Y., Santarcangelo, F., . . . Tay, F. R. (2013). Anatomy of sodium hypochlorite accidents involving facial ecchymosis - a review. *J Dent, 41*(11), 935-948. doi:10.1016/j.jdent.2013.08.012

ÖZGEÇMİŞ

Adı	GÖKAY	**Soyadı**	BÜYÜKÇOLPAN
Doğum Yeri		**Doğum Tarihi**	
Uyruğu		**Tel**	
E-mail			

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	**Mezuniyet Yılı**
Doktora/Uzmanlık		
Yüksek Lisans		
Lisans		
Lise		

İş Deneyimi

	Görevi	**Kurum**	**Süre (Yıl - Yıl)**

Yabancı Dilleri	**Okuduğunu Anlama***	**Konuşma***	**Yazma***

Yabancı Dil Sınav Notu #								
YDS	YÖKDİL	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE

	Sayısal	**Eşit Ağırlık**	**Sözel**
ALES Puanı			
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	**Kullanma becerisi**

*****Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendiriniz.

EK : Diğer Bilimsel faaliyetler (yayın, kongre bildirisi vs.)