



T.C.

FIRAT ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**FARKLI ŞELASYON AJANLARININ KÖK KANAL
DENTİNİNİN MİKROSERTLİK, YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ VE
İTME BAĞLANMA KUVVETİ ÜZERİNE ETKİLERİNİN
İNCELENMESİ**

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Dt. Aşlı ÖZDEMİR

TEZ DANIŞMANI

Dr. Öğr. Üyesi Mevlüt Sinan OCAK

ELAZIĞ

T.C.
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

FARKLI ŞELASYON AJANLARININ KÖK KANAL DENTİNİNİN
MİKROSERTLİK, YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ VE İTME BAĞLANMA
KUVVETİ ÜZERİNE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

Tez Yazarı

DT. ASLI ÖZDEMİR

Danışman

DR. ÖĞR. ÜYESİ MEVLÜT SİNAN OCAK

AĞUSTOS, 2024

ELAZIĞ

T.C.
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ONAY SAYFASI

Tez Başlığı: Farklı Şelasyon Ajanlarının Kök Kanal Dentininin Mikrosertlik, Yüzey Pürüzlülüğü ve İtme Bağlanma Kuvveti Üzerine Etkilerinin İncelenmesi

Tez Yazarı: Arş. Gör. Dt. Ash ÖZDEMİR

Program/ Anabilim Dalı: Endodonti

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Mevlüt Sinan OCAK

Tez İlk Teslim Tarihi: 19/08/2024

Tez Savunma Tarihi: 27/08/2024

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve kalite yönünden Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

Başkan	Dr. Öğr. Üyesi Mevlüt Sinan OCAK	_____
Üye	Dr. Öğr. Üyesi Mehmet ESKİBAĞLAR	_____
Üye	Dr. Öğr. Üyesi Adem ÖZDEMİR	_____

Prof. Dr. Tuba TALO YILDIRIM

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

ETİK BEYAN

Kendime ait çalışmalar ile bu tez çalışmasını gerçekleştirdiğimi, çalışmaların planlanmasından, bulgularının elde edilmesine ve yazım aşamasına kadar tüm aşamalarında etiğe aykırı davranışım olmadığını, bu tezdeki tüm bilgileri ve verileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışması içinde yer alan ancak bu tez çalışmasının bulguları arasında yer almayan verilere, bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi beyan ederim.

Adı Soyadı

Tarih

İmza

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca ve tezimin hazırlanması aşamasında her konuda bana yardımcı olan, yol gösteren değerli hocam ve danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Mevlüt Sinan OCAK'a,

Uzmanlık eğitimim süresince emeği geçen, bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen değerli hocalarım Doç. Dr. Faruk ÖZTEKİN'e, Dr. Öğr. Üyesi Tuba GÖK'e ve Dr. Öğr. Üyesi Mehmet ESKİBAĞLAR'a,

Uzmanlık eğitimim süresince ve tezimin düzenlenmesinde yardımcı olan asistan arkadaşlarıma ve bölüm personelimize,

Hayatım boyunca bana olan ilgi ve sevgilerini eksik etmeyen ve bugünlere gelmemde en büyük emeğe sahip olan aileme ve desteğini her zaman hissettiren, daima yanımda olan sevgili eşim Dr. Öğr. Üyesi Adem ÖZDEMİR'e,

Tezimin projesinde maddi desteği olan FÜBAP'a

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
ETİK BEYAN	iii
TEŞEKKÜR.....	v
İÇİNDEKİLER.....	vi
TABLolar LİSTESİ.....	ix
RESİMLER LİSTESİ.....	xi
GRAFİKLER LİSTESİ.....	xiii
KISALTMALAR	xiv
1. ÖZET	xv
2. ABSTRACT	xvi
3. GİRİŞ	1
3.1. Dentin.....	4
3.1.1. Dentin Tübülleri	6
3.1.2. İntertübüler Dentin	8
3.1.3. Peritübüler Dentin.....	8
3.1.4. Dentin Sıvısı.....	9
3.2. Smear Tabakası ve İrrigasyon Solüsyonları.....	10
3.2.1. EDTA.....	14
3.2.2. Sitrik Asit	16
3.2.3. NaOCl	17
3.2.4. HEBP	19
3.2.5. Kitosan	20
3.2.6. Salin	21

3.3.	Endodontide Kullanılan Biyoseramik Malzemeler	22
3.3.1.	Kalsiyum Silikat Esaslı Malzemeler.....	23
3.3.2.	Biodentin.....	26
3.4.	İtme Bağlanma Dayanımı Testi (Push-Out Bond Strength Test).....	29
3.5.	Mikrosertlik Testi	32
3.6.	Yüzey Pürüzlülüğü	35
4.	GEREÇ VE YÖNTEM.....	38
4.1.	Yıkama Solüsyonlarının Hazırlanması	41
4.1.1.	HEBP Solüsyonunun Hazırlanması.....	41
4.1.2.	Kitosan Solüsyonunun Hazırlanması.....	42
4.2.	Vickers Mikrosertlik Testi ve Yüzey Pürüzlülüğü Testi	42
4.2.1.	Örneklerin Hazırlanması.....	42
4.2.2.	Kök Kanal Duvarlarında Meydana Gelen Sertlik Değişiminin Saptanması	44
4.2.3.	Kök Kanal Duvarlarında Meydana Gelen Yüzey Pürüzlülüğü	48
4.3.	İtme Bağlanma Dayanımı Testi.....	51
4.3.1.	İtme Bağlanma Dayanımı Testi İçin Örneklerin Hazırlanması.....	51
4.3.2.	İtme Bağlanma Dayanımı Testinin Uygulaması	54
4.3.3.	İtme bağlanma dayanımı testinde incelenen örneklerin başarısızlık çeşitleri	57
5.	BULGULAR	59
5.1.	Mikrosertlik Test Sonuçları.....	59
5.2.	Yüzey Pürüzlülüğü Test Sonuçları	62
5.3.	İtme Bağlanma Dayanımı Test Sonuçları	64

6. TARTIŞMA	68
6.1. Vikers Mikrosertlik Testi ve Yüzey Pürüzlülüğü Testi	76
6.2. İtme Bağlanma Dayanımı Testi.....	79
7. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	84
8. KAYNAKLAR.....	85
9. ÖZGEÇMİŞ	106



TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 1.	Çalışmamızda kullanılan yıkama solüsyonları ve biyoseramik materyal.....	41
Tablo 2.	Mikrosertlik değerdendirmesi için hazırlanan örneklere uygulanan irrigasyon solüsyonları ve süreleri.....	48
Tablo 3.	Yüzey pürüzlülüğü değerdendirmesi için hazırlanan örneklere uygulanan irrigasyon solüsyonları ve süreleri.....	49
Tablo 4.	İtme bağlanma dayanımı testi için hazırlanan örneklere uygulanan irrigasyon solüsyonları ve süreleri.....	54
Tablo 5.	İtme bağlanma dayanımı testi için hazırlanan örneklere uygulanan irrigasyon solüsyonları ve süreleri.....	57
Tablo 6.	Mikrosertlik değerdendirmesine ilişkin bağımlı örnekleme t-testi sonuçları ...	60
Tablo 7.	Tabloda solüsyon uygulaması öncesi ve solüsyon uygulaması sonrası koronal, orta, apikal ve ortalama Mikrosertlik değerdendirmeleri	61
Tablo 8.	Yüzey pürüzlülüğü değerdendirmesine ilişkin bağımlı örnekleme t-testi sonuçları.....	63
Tablo 9.	Tabloda solüsyon uygulaması öncesi ve solüsyon uygulaması sonrası ortalama yüzey pürüzlülüğü değerdendirmeleri	63
Tablo 10.	Salin, Kitosan ve HEBP uygulamalarına ilişkin Kruskal Wallis Analizi.....	64
Tablo 11.	Şelasyon ajanlarına göre adeziv, koheziv ve karışık tipte gerçekteşen bağlantı başarısızlıklarının örnek sayıları	65

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1. Çalışma Gruplarının Şeması.....	40
--	----



RESİMLER LİSTESİ

Resim 1. Dentin tübüllerinin elektron mikroskopik görüntüsü.....	6
Resim 2. Dentin dokusu (X425). Dentin tübülleri içerisinde bulunan odontoblast hücrelerinin sitoplazmik uzantıları görüntüsü	7
Resim 3. Peritübüler dentin.....	9
Resim 4. Peritübüler ve intertübüler dentin	9
Resim 5. Smear tabakası.....	11
Resim 6. İtme bağlanma dayanımı testinin şematik gösterimi	32
Resim 7. Vickers mikrosertlik test cihazının uç şeklinin şematize edilmesi.	34
Resim 8. Ra parametresi diyagramı	36
Resim 9. Rz parametresi diyagramı	37
Resim 10. Rpm parametresi diyagramı	37
Resim 11. %60'lık HEBP solüsyonu.....	41
Resim 12. Kitosan ve Asetik Asit	42
Resim 13. Mine sement sınırından kronlarının ayrılmasıyla elde edilen diş kökleri	43
Resim 14. Test için hazırlanmış akril blok	43
Resim 15. Vickers mikrosertlik test cihazının görüntüsü.....	45
Resim 16. Vickers ucunun materyal üzerinde oluşturduğu iz	45
Resim 17. Üç ayrı bölgesinden ölçüm yapılmak üzere hazırlanan numune	45
Resim 18. Mikrosertlik testi için 3 ayrı grup olarak hazırlanan bloklar	47
Resim 19. Yüzey pürüzlülük test cihazı	48
Resim 20. Yüzey pürüzlülüğü testi için 3 ayrı grup olarak hazırlanan bloklar	50
Resim 21. Soğuk akril blok üzerine sabitlenmiş örnekler	51

Resim 22. Örneklerden kesit almak için kullanılan hassas kesme cihazı.....	52
Resim 23. Dijital kumpas ile ölçülen numune kalınlıkları	52
Resim 24. Yıkama solüsyonlarına göre 3 gruba ayrılmış örnekler	53
Resim 25. İtme bağlanma dayanımı testi için kullanılan universal test cihazı	55
Resim 26. İtme bağlanma dayanımı testinin uygulanması	55
Resim 27. Kırık tipinin değerlendirilmesi için kullanılan stereomikroskop.....	57
Resim 28. A.Adeziv (Dentin), B. Koheziv (Biodentin) ve C. Karışık tip (Dentin- Biodentin) bağlantı başarısızlığın örnek stereomikroskop görüntüleri ok işareti ile aşağıda gösterilmiştir.	67

GRAFİKLER LİSTESİ

- Grafik 1.** Salin, Kitosan ve Etidronik Asit uygulamalarının itme çekme değerlerinin dağılımı..... 65
- Grafik 2.** Test yapılmış örneklerin şelasyon ajanlarına göre oluşan bağlantı başarısızlık tiplerin sütun grafiği ile gösterimi..... 66
- Grafik 3.** Tüm örnekler arasında gözlenen bağlantı başarısızlık tiplerinin pasta grafiği ile gösterimi..... 66



KISALTMALAR

Edta	: Etilendiamintetraasetik Asit
Sem	: Taramalı Elektron Mikroskobu
Naocl	: Sodyum Hipoklorit
Cdta	: Siklohekzen-1,2-Diamintetra Asetik Asit
Mtad	: Doksisiklin Hiklat
Hebp	: 1-Hidroksietilidin-1,1-Bifosfonat
Nm	: Nanometre
Mta	: Mineral Trioksit Agregat
Mpa	: Mega Paskal
ml	: Mililitre
Mm	: Milimetre
Dk	: Dakika

1. ÖZET

Çalışmamızın amacı; kanal içi irrigasyon solüsyonu olarak kullanılan salin, etidronik asit ve kitosan nanopartiküllerinin, dentin mikrosertliği, dentin yüzey pürüzlülüğü ve biyoseramik içerikli materyalin kök kanalına bağlanma dayanımı üzerine etkilerini değerlendirmektir.

Çalışmamızda, insan maksiller kesici dişler kullanıldı. Mikrosertlik ve yüzey pürüzlülüğü testleri için dişler bukkolingual yönde vertikal olarak ikiye ayrıldı. %9 Etidronik Asit (HEBP), %0,2 Kitosan ve Salin irrigasyon ajanları 5 dakika uygulandı. Kök dentininde meydana getirdikleri sertlik değişiminin belirlenmesi için Vickers mikrosertlik testi, pürüzlülük değeri değişim miktarının belirlenmesi için Surf test pürüzlülük ölçüm testi kullanıldı. Solüsyonlara maruz bırakılan dentin diskleri ile Biodentin arasındaki bağlanma kuvvetlerinin ölçümü için itme bağlanma dayanımı test yöntemi kullanıldı. İstatistiksel analiz için T testi, Kruskal Wallis Analizi, Tek Yönlü Varyans Analizi ve Tukey HSD testi kullanıldı. İstatistiksel analizde anlamlılık için $p < 0,05$ değeri referans alınmıştır.

Yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik testinde Salin, HEBP ve Kitosan gruplarında solüsyon uygulaması öncesi anlamlı fark çıkmamışken, solüsyon uygulaması sonrası arasında anlamlı fark çıktı ($p < 0,05$). Mikrosertlikte ve yüzey pürüzlülüğünde en yüksek değişimler HEBP’de daha sonra sırasıyla Kitosan ve salin grubunda gerçekleşti. İtme bağlanma dayanımı testinde ise en yüksek değerler sırasıyla HEBP, Kitosan ve Salin şeklinde bulundu.

Anahtar Kelimeler: Kitosan, Mikrosertlik ve Yüzey Pürüzlülüğü, Biodentin, İtme Bağlanma Dayanımı

2. ABSTRACT

The aim of our study was to evaluate the effects of saline, etidronic acid and chitosan nanoparticles on dentin microhardness, dentin surface roughness and push-out bond strength of bioceramic material to the root canal.

Human maxillary incisors were used in our study. For microhardness and surface roughness tests, the teeth were divided vertically in buccolingual direction. 9% Etidronic Acid (HEBP), 0.2% Chitosan and Saline irrigation agents were applied for 5 minutes. Vickers microhardness test was used to determine the hardness change in root dentin and Surfetest roughness measurement test was used to determine the amount of change in roughness value. The push-out bond strength test method was used to measure the bonding forces between dentin discs exposed to the solutions and Biodentin. T test, Kruskal Wallis Analysis, One-Way Analysis of Variance and Tukey HSD test were used for statistical analysis. A value of $p < 0.05$ was taken as a reference for significance in statistical analysis.

In the surface roughness and microhardness tests, there was no significant difference in Saline, HEBP and Chitosan groups before solution application, but there was a significant difference after solution application ($p < 0.05$). The highest changes in microhardness and surface roughness occurred in HEBP and then in Chitosan and saline groups respectively. In the push bond strength test, the highest values were found as HEBP, Chitosan and Saline, respectively.

Keywords: Chitosan, Microhardness and Surface Roughness, Biodentin, Push-Out Bond Strenght

3. GİRİŞ

Başarılı bir kök kanal tedavisi, ideal kanal preparasyonu, etkili irrigasyon ve üç boyutlu tam sızdırmaz bir kanal dolumu gibi çeşitli faktörlere bağlıdır. Kök kanal tedavisindeki temel amaçlardan birisi ideal şekilde preparasyon yapılmış kök kanalının dezenfeksiyonunu sağlayarak enfeksiyonun yeniden oluşmasının önlenmesidir (Alaçam, 2012).

Kemo-mekanik preparasyon kök kanallarından canlı, enfekte veya nekrotik pulpayı uzaklaştırır ve kök kanal sisteminin şekillendirilip mikroorganizmalardan arındırılmasını kolaylaştırır (Baumgartner ve Cuenin, 1992). Karmaşık kök kanal anatomisi, mekanik preparasyonla tam dezenfeksiyonu imkânsız hale getirir. Bu nedenle, mikroorganizmaları, nekrotik dokuyu ve kanal içindeki smear tabakasını ortadan kaldırdığı için irrigasyon ile birlikte mekanik preparasyonun kombine kullanımını içermelidir (Kara Tuncer ve Tuncer, 2012).

Smear tabakası kök kanal sisteminin preparasyonu sırasında, kök kanal duvarında oluşan gevşek, nekrotik, kontamine, organik ve inorganik kalıntılar içeren bir debris tabakasıdır (Caron ve ark., 2010). Literatürde kanal tedavisi sırasında smear tabakasının kaldırılmasının gerekliliği ile ilgili iki görüş bulunmaktadır. Birinci görüş; smear tabakasının bakteriyel adezyon ve kolonizasyona katkıda bulunabileceği ve smear tabakası uzaklaştırılmadan kök kanalının doldurulmasının tedavide başarısızlığa neden olabileceğini savunmuştur (Aksel ve ark., 2017; Lopes ve ark., 2018; Martinho ve ark., 2010) . İkinci görüş ise, smear tabakasının uzaklaştırılmasının dentin geçirgenliğini arttırarak mikroorganizmaların dentin tübüllerine nüfuz etmesine izin vereceğini ve tedavi sonucunu tehlikeye atacağını savunmuştur (Kumar ve ark., 2015; Vieira ve ark.,

2012). Bu konuyla ilgili tartişmalar devam ederken, literatür genel olarak smear tabakasının kök kanal dolumundan önce uzaklaştırılmasından yanadır (Morago ve ark., 2016; Shahravan ve ark., 2007). Bu nedenle ideal bir endodontik irrigasyon solüsyonu sadece dentin ve dentin tübüllerini dezenfekte etmekle kalmamalı, aynı zamanda organik ve inorganik doku içeren smear tabakasını uzaklaştırma etkisi de gösterebilmelidir (Grossman ve Meiman, 1941).

Smear tabakasını uzaklaştırmak için etilendiamintetraasetik asit (EDTA), sitrik asit, kitosan, etidronik asit (HEBP), tetrasiklin izomer karışımı (doksisisiklin) ve deterjan (Tween 80) gibi çeşitli şelasyon ajanları kullanılmıştır (Torabinejad ve ark., 2003). şelasyon ajanları smear tabakasının kaldırılmasının yanı sıra dentinin içeriğindeki kalsiyum iyonlarına bağlanıp dekalsifikasyon yaparak kök kanal dentininin iç yüzeylerinde bazı fiziksel değişimler meydana getirmektedir (Ari ve ark., 2004).

EDTA smear tabakası giderme kapasitesi ile güçlü şelatör olarak kullanılmaktadır ve smear tabakasının özellikle inorganik kısmının uzaklaştırılmasını sağlar. Ancak EDTA'nın uzun süreli kullanımının, mikro sertlikte ve bükülme mukavemetinde azalmaya sebep olduğu ayrıca kollajen liflerinin yumuşamasına ve denatürasyonuna neden olabileceği bildirilmiştir (Barcellos ve ark., 2020). Bütün bu durumların yanında EDTA'nın anti bakteriyel özelliğinin iyi olmaması ve çevre dokular üzerindeki olumsuz etkisi kitosan, HEBP gibi yeni şelasyon ajanları arayışını başlatmıştır (De-Deus ve ark., 2008; Teixeira ve ark., 2005). EDTA'ya alternatif olabilecek bu solüsyonlar, keşfedilen faydalı ve üstün özelliklerinden dolayı gelecekte son yıkama solüsyonlarının çözümü olma potansiyeline sahiptir ve daha fazla araştırılması için birçok güncel

çalışmaya dahil edilmektedir (Küçük ve ark., 2016; Silva ve ark., 2013; Teixeira ve ark., 2005).

Kök kanal sisteminin mekanik preparasyonu ve kimyasal dezenfeksiyonundan sonra, kanalın yeniden enfekte olmaması ve koronal sızıntı ve bakteriyel kontaminasyonun azaltılması için kök kanallarının doldurulması gerekmektedir (Apaydin ve ark., 2004). Kök kanal dolumunda güta-perka, resilon, çinko oksit ojenol simanlar, kalsiyum hidroksitli patlar, kloroperka, formaldehit içerikli patlar, rezin içerikli patlar (polimerler) cam iyonomer içerikli patlar, silikon esaslı patlar ve güncel olarak biyoseramikler esaslı malzemeler kullanılabilmektedir (Nicholls, 1979). Biyoseramik esaslı malzemeler kök kanal dolumunun yanı sıra kök ucu dolgularında, perforasyon ve rezorpsiyon tamiri gibi durumlarda da kullanılabilmektedir (Apaydin ve ark., 2004).

Biyoseramik esaslı materyallerin uygulandığı prosedürlerin başarılı sonuçlarını elde etmek için materyal ile dentin arasındaki bağlanma kuvvetinin, fonksiyonel çiğneme işlemi sırasında oluşan yanıl kuvvetlere dayanabilecek kadar yüksek olması gerekir (Peliz ve ark., 2005). Bazı durumlarda, karşılaşılan kuvvetler karşısında materyalde yer değıştirme, sızıntı, mikro kırıklar ve bozulmalar görülebilmektedir (Topçuoğlu ve ark., 2014). Bu durum sızdırmazlık kaybına yol açarak bakteri sızıntısına ve sonuçta tedavinin başarısız olmasına neden olabilir (Hashem ve Wanees Amin, 2012). Bu sebeple biyoseramik materyalin dentine bağlanma dayanımını etkileyen farklı değışkenlerin değeriendirilmesi klinik başarı için önemlidir.

Bu çalışmada; kanal içi irrigasyon solüsyonu olarak kullanılan salin, HEBP ve Kitosan nanopartiküllerinin, dentin mikrosertliği, dentin yüzey

pürüzlülüğü ve biyoseramik içerikli kök kanal dolgu materyalinin kök kanalına bağlanma dayanımı üzerine etkilerinin incelenmesi amaçlanmaktadır.

Çalışmamız için sıfır hipotezi (H0) ;

Kullandığımız solüsyonlardan HEBP ve kitosan arasında itme bağlanma dayanımı açısından farklılık olmayacağı, yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik değişimi nedeniyle dentinde oluşan harabiyet bakımından Kitosan'ın daha olumlu değerler ortaya koyacağını düşünmekteyiz.

3.1. Dentin

Dentinin ağırlık olarak % 70'i inorganik madde, %20 si organik madde, %10' u sudan oluşur (MacDougall ve ark., 1997). Dentinin inorganik kısmını kalsiyum hidroksit ve kalsiyum fosfat bileşimindeki hidroksiapatit oluşturur. Diğer majör inorganik bileşenler olarak magnezyum, karbonat, potasyum, demir, çinko, stronsiyum ve kurşun sayılabilir (Derise ve ark., 1974). Dentinin organik kısmının %91-93'ü kollajen olup, içeriğinde %90 oranında Tip I kollajen ve %10 oranında Tip V kollajen bulunur. Ayrıca organik yapıda yağlar, proteinler, mukopolisakkaridler, sitrik asit ve büyüme faktörleri de bulunur (Butler ve Ritchie, 1995). Organik kollajen protein matrisi, boşluk bölgelerinden ortaya çıkan mineral hidroksiapatit kristallerinin dâhil edilmesiyle daha da güçlendirilir (Kinney ve ark., 1996).

Dentin tabakası dişin pulpa dokusu ile mine tabakası arasında bulunur, mine dokusuna göre mineralizasyonu daha az olup, daha az kırılımandır ve hafif deformasyonlara karşı koyarak mineye desteklik sağlar (Hargreaves, 2011).

Dentin dokusu gelişim düzenine göre 3 temel grupta incelenir. Diş gelişimi sırasında apeks kapanana kadar oluşan dentine “primer dentin” adı verilir ve dişin sürmesinden önce büyük miktarı oluşmaktadır. Primer dentinde kanallar oldukça düzgün bir yapıdadır. Kron ve kök dentininin en büyük kısmını oluşturur (Seltzer ve ark., 2002).

Primer dentin içinde manto dentin ve sirkumpulpal dentin yer alır. İlk oluşan dentin manto dentindir. Manto dentin; kalınlığı ortalama 150 µm olan, mine ya da sementin hemen altında, primer dentinin tabakasının en üstünde bulunan tabakadır. Altında bulunan dentine göre mineralizasyonu daha az olduğundan daha yumuşak bir yapıdadır. Sirkumpulpal dentin ise manto dentinin altında yer alır ve pulpaya doğru uzanır. Sirkumpulpal dentin manto dentinden daha çok mineralize bir dokudur (Pashley ve Liewehr, 2006; Seltzer ve ark., 2002).

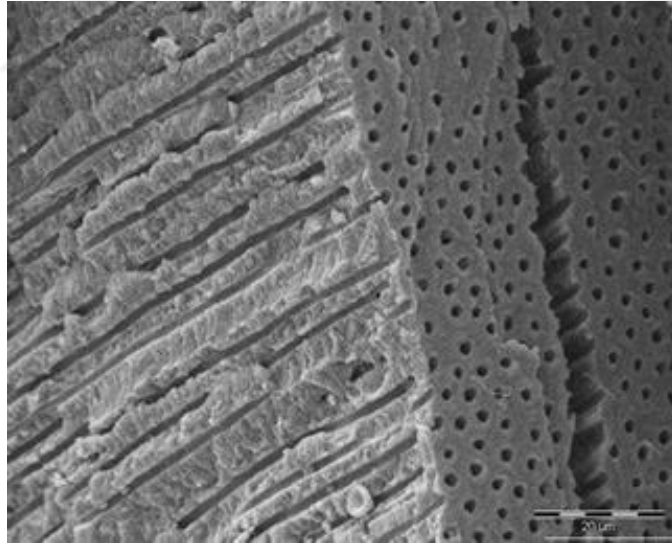
Kök apeksi kapanıp, kök gelişimi tamamlandıktan sonra oluşan dentin “sekonder dentin”dir. Sekonder dentin ve primer dentin aynı odontoblastlar tarafından oluşturulduğu için tübüler yapıda bir devamlılık görülür. Bu iki dentin tabakasının arasındaki en önemli fark sekonder dentinin primer dentine oranla daha yavaş salgılanmasıdır (Pashley ve Liewehr, 2006).

Kimyasal irritanlar, çürük, restoratif işlemler, atrizyon ve diğer travmalar gibi çeşitli uyaranlara cevaben dişin hayat boyunca şekillenmesini sağlayan dentin ise “tersiyer dentin” dir. Bu dentin tabakası irritasyon dentini, irregüler sekonder dentin, reaksiyoner dentin ya da reperatif dentin olarak da isimlendirilmektedir (Seltzer ve ark., 2002).

Dentin yapısı temel olarak 4 kısımdan oluşur. Bunlar; dentin tübülleri, tübüllerin etrafını saran peritübüler dentin, tübüller arasında kalan intertübüler dentin ve dentin sıvısıdır (Fuentes ve ark., 2003).

3.1.1. Dentin Tübülleri

Dentin tübülleri odontoblast uzantıları etrafında şekillenirler (Resim 1), pulpa-dentin sınırından başlayıp mine- dentin sınırına kadar kesintisiz olarak bir S harfi şeklinde dalgalanarak uzanırlar. Ancak bu dalgalanma kronun tepe noktası ile kök kısmında çok daha az belirgindir (Pashley, 1992). Dentinin farklı bölgelerinde dentin tübülleri sayı olarak farklılık gösterir. Dentin tübüllerinin yoğunluğu mine-dentin sınırında en düşük, predentin bölgesinde ise en yüksektir (Pashley ve Liewehr, 2006).



Resim 1. Dentin tübüllerinin elektron mikroskopik görüntüsü (Nordvi, 2008).

Dentin tübüllerinin çapı, dentin dış yüzeyinden pulpaya doğru gittikçe artar. Genç bireylerde dentin kanalları pulpa odası yakınlarında 3-4 mikron çapında iken; mine-dentin sınırında bu çap 2 mikrona kadar düşmektedir. Dentin tübülünün çapı yaşlanmaya bağlı olarak değişmekte olup genç bireylerde kanal

apı ortalama 3.3 mikron iken yařlılarda 1.2 mikrona kadar dūřmektedir (Garberoglio ve Brännström, 1976).

Her dentin tūbūlūnūn iç kısmını, gōvdesi pulpanın çeperlerine sıralanmıř olan odontoblast hūcresine ait uzantılar doldurur. Bu uzantılar Tomes lifleri olarak adlandırılır. Tomes lifleri, dentin kanallarının yan dal verdikleri yerlerdeki yan kanalcıklar içinde de dallara ayrılırlar. Kimyasal, bakteriyel, fiziksel, termal ve travmatik uyarılar dentin kanalları içinde yer alan Tomes lifleri vasıtasıyla pulpaya iletilirler (Pashley, 1996; Pashley ve Matthews, 1993). Odontoblast uzantıları tarafından pulpaya ulařan bu uyarılar peritūbūler dentin yapımına neden olarak tūbūlleri tıkayabilir (Resim 2). Bu řekilde tūbūllerin mineralize olması sonucu daha translusent olan sklerotik dentin oluřur (Pashley ve Liewehr, 2010).



Resim 2. Dentin dokusu (X425). Dentin tūbūlleri içerisinde bulunan odontoblast hūcrelerinin sitoplazmik uzantıları gōrūntūřū (Br Dent, 2008).

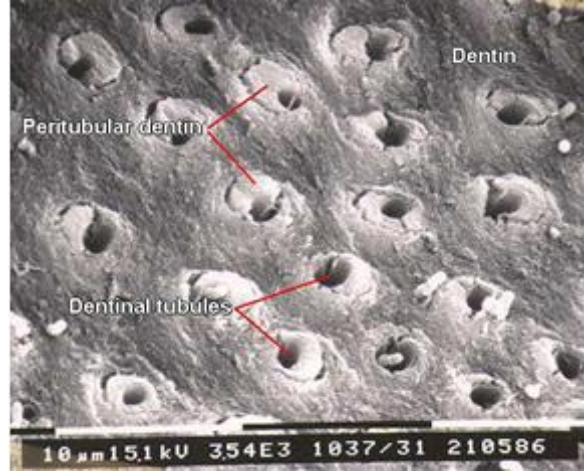
3.1.2. İntertübüler Dentin

Dentinin esas yapısını, ana kütlesini intertübüler dentin oluşturur (Linde ve Goldberg, 1993). Dentin kanallarına dik alınan bir kesitte, dentin kanalları arasında kalan ve peritübüler dentine göre daha az mineralize olan kısma intertübüler dentin adı verilir. Peritübüler dentine göre daha yumuşak olması nedeniyle dentinin elastisite sınırını belirler (JH, 2004).

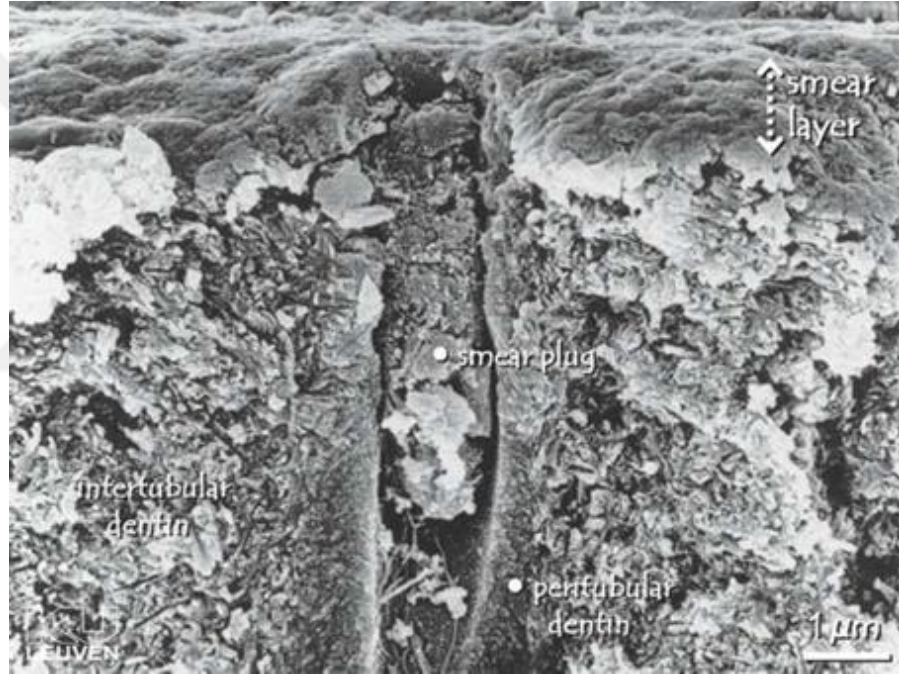
3.1.3. Peritübüler Dentin

Kanallara dik alınan bir kesitte odontoblast uzantısı etrafında görülen, ışığı iyi geçiren ve bütün kanalı bir kılıf gibi kaplayan dentin parçasına peritübüler dentin (intratübüler dentin) adı verilir (Resim 3) (Linde ve Goldberg, 1993).

Peritübüler dentinin matriksi, intertübüler dentinden daha az kollajen fibril ve daha yüksek oranda sülfatlı proteoglikan ve % 40 daha fazla mineral içermesi ile ayrılır (Resim 4). Bu düşük kollajen oranından dolayı, peritübüler dentin intertübüler dentinden daha serttir, bu sebeple asitlerle muamele edildiğinde intertübüler dentine göre daha hızlı demineralize olur (Kinney ve ark., 1996; Weiner ve ark., 1999).



Resim 3. Peritübüler dentin (Nordvi, 2008)



Resim 4. Peritübüler ve intertübüler dentin (Eliades ve ark., 2005)

3.1.4. Dentin Sıvısı

Dentin sıvısı plazma benzeri bir yapı olup dentin tübüllerinin içinde bulunmaktadır. Dentin dokusunun mineye yakın kısımlarında yapının %1'ini oluştururken pulpaya yakın kısımlarda ise bu oran yükselmektedir. Dentin sıvının kaynağını pulpada bulunan kılcak kan damarları oluşturmaktadır (Pashley ve

Liewehr, 2010). Bu sıvıda bulunan iyonize kalsiyum miktarı normal plazmadan daha fazladır (Lundgren ve ark., 1992).

Dentin sıvısının dışarıya akışı konda mine, kökte ise sement tarafından engellenmektedir. Dentinde oluşan bir travma veya başka bir nedenle dentin tübüllerinin açığa çıkması sonucu dentin sıvısının dışarıya doğru harekete geçeceği savunulmuştur. Sıvının bu hareketi, sinir reseptörlerine etki ederek dentin duyarlılığına neden olmaktadır (Matthews ve Vongsavan, 1994).

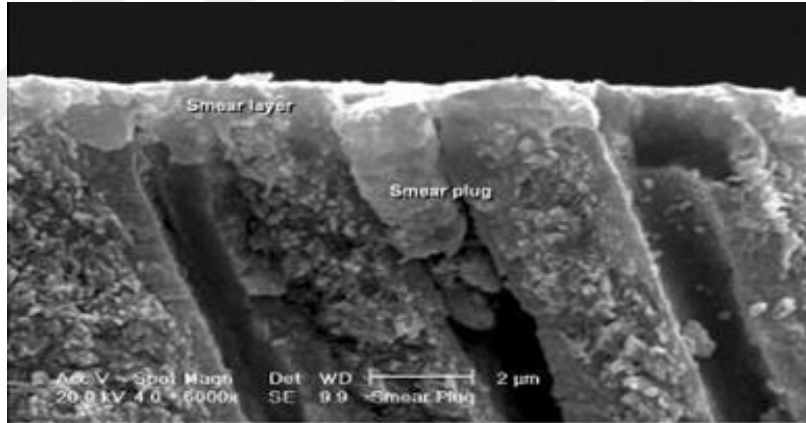
3.2. Smear Tabakası ve İrrigasyon Solüsyonları

Smear tabakasının tanımlanması, taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve elektron mikroprobu kullanılarak mümkün olmuş ve ilk olarak Eick ve arkadaşları tarafından rapor edilmiştir (Eick ve ark., 1970). Kanal preparasyonu sırasında dentini kesen endodontik aletlerin etkisinin bir sonucudur. Bu nedenle yalnızca endodontik aletin kök kanalında temas ettiği yüzeylerde bulunur ve diğer yüzeylerde mevcut değildir (Peters ve ark., 2005). Endodontik aletlerin çalışması sırasında fazla miktarda dentin artığı üretilir ve dentin duvarlarının yüzeyi homojen olmayan bir tabaka ile kaplanır (Clegg ve ark., 2006).

Smear tabakası iki farklı katman olarak tanımlanmıştır (Resim 5). Yüzeyel tabaka; kanal duvarları üzerinde oluşan, 1-2 mikron kalınlığında ince gevşek bir tabakadır. Derin tabaka ise; çok daha sıkı tıkaçlar oluşturup yaklaşık 40 mikron derinlikte dentin tübüllerine penetre olan tabakadır (Mader ve ark., 1984).

Smear tabakası, küçük inorganik kalsifiye doku partiküllerinden (Goldman ve ark., 1982; McComb ve Smith, 1975; Peters ve ark., 2005) ve organik dokudan (vital kalıntı veya nekrotik pulpa dokusu, odontoblastik uzantılar, bakteriler, kan

hücreleri) oluşmakta (Goldman ve ark., 1982; McComb ve Smith, 1975), dentin tübüllerini tıkayıp ve dentinin geçirgenliğini azaltmaktadır, dahası bir bariyer oluşturarak bakterilerin tübüllere girmesini önlediği varsayılmaktadır (Mader ve ark., 1984). Bu kısmen doğrudur; aslında bunu takiben smear tabakasının sadece mikroorganizmaların dentin tübüllerinden geçişini yavaşlattığı, ancak tübüllerin kendisini bloke etmediği gösterilmiştir. Ayrıca smear tabakası, kanal içi medikamentin veya dolgu materyalinin tübüllere girmesine izin vermez (Williams ve Goldman, 1985). Smear tabakasının uzaklaştırılması ise, kanal dolgu materyalinin kanal duvarlarına daha iyi adaptasyonunu, kanal patının dentin tübüllerine derinlemesine nüfuz etmesini, dolayısıyla sızdırmazlığı da artırır (Behrend ve ark., 1996; Goldberg ve Spielberg, 1982).



Resim 5. Smear tabakası (Ren ve ark., 2018)

Preparasyon esnasında oluşan smear tabakasını uzaklaştırmak ve kanal içindeki dezenfeksiyonu sağlamak için çeşitli irrigasyon solüsyonları kullanılmaktadır (Goldman ve ark., 1982). İrrigasyon, birçok önemli mekanik, kimyasal ve mikrobiyolojik işlevi yerine getirdiği için başarılı kök kanal tedavisinin önemli bir parçasıdır, aynı zamanda kök kanal duvarının mekanik aletlerle dokunulmayan kısımlarına etki etmenin tek yoludur (Alaçam T, 2012).

Endodontide irrigasyonunun, kimyasal ve biyolojik amaçları mevcuttur. Bu amaçlar; debrisı uzaklaştırmak, kanalı kayganlaştırmak, organik ve inorganik dokuları çözmek, biyofilm tabakasını parçalamak ve uzaklaştırmaktır (Basrani ve Haapasalo, 2012). İrrigasyonun mekanik etkinliği tüm kök kanalı sistemi içerisinde uygun akış kuvvetlerinin oluşturulabilmesine, kök duvarları ile olan etkileşimine, mekanik enstrümanlarla şekillendirilememiş isthmus ve lateral kanal gibi sahalara ulaşabilmesine bağlıdır (Wang ve ark., 2015).

Kimyasal etkinlik ise antimikrobiyal yıkama solüsyonunun konsantrasyonuna, temas alanına ve solüsyon ile enfekte materyalin temas süresine bağlıdır (Boutsioukis ve Kishen, 2012). Endodontik dezenfeksiyonun nihai başarısı kimyasal ve mekanik etkinlik ile doğrudan ilişkilidir. İrrigasyon solüsyonlarının biyolojik fonksiyonları, antimikrobiyal etkinlikleri ve kanal içi bakterileri etkili bir şekilde yok etmeleriyle veya maksimum düzeyde azaltma kapasiteleriyle bağlantılıdır (Gulabivala ve ark., 2005).

İdeal irrigasyon solüsyonu endodontide faydalı olarak kabul edilen tüm özelliklere sahip olmalı, olumsuz veya zararlı herhangi bir etkide bulunmamalıdır. Mevcut hiçbir irrigasyon solüsyonu ideal olarak nitelendirilemez; ancak farklı yıkama ürünlerinin doğru bir şekilde sıralı kullanımı, tedavi başarısına katkıda bulunabilir (Basrani ve Haapasalo, 2012).

Kök kanal sisteminde etkin dezenfeksiyon için bir irrigantın sahip olması gereken özellikler şunlardır (Torabinejad ve ark., 2002) :

- Smear tabakasının tamamını uzaklaştırırken kanallardan debrisı ve tüm doku artıklarını temizleyebilmelidir.

- Lubrikant etkisi olmalı ve aletlerin kanalda kullanımı esnasında kayganlaştırıcı özellik göstermelidir.
- Yüzey gerilimi düşük olmalıdır, bu sayede irrigantın dokulara penetrasyonu artmalıdır.
- Derin dokuları, dentin tübüllerini ve temas ettiği yüzeyleri dezenfekte edebilmelidir.
- Endotoksinleri etkisiz hale getirebilmelidir.
- Dentin tübüllerine iyi penetre olmalıdır.
- Uzun süre anti bakteriyel etki gösterebilmelidir.
- Dişin periodontal dokularına zararlı olmamalıdır ve toksik etki göstermemelidir.
- Dentin dokusunun fiziksel özelliklerine uyumlu olmalı ve smear tabakası uzaklaştırılırken dentin dokusuna zarar vermemelidir.
- Kök kanallarında hızlı nötralize olmamalı ve uzun süre etkinliğini devam ettirmelidir.
- Kanal dolgu maddelerinin diş dokularına bağlanmasını olumsuz etkilememelidir.
- Dişte renk değişikliğine neden olmamalıdır.
- Kullanımı ve saklaması kolay olmalıdır.
- Tadı ve kokusu irrite edici olmamalıdır.
- Raf ömrü uzun ve ucuz olmalıdır.

Endodontide irrigasyon üzerine yapılan araştırmaların çoğu irrigasyonun smear tabakası üzerindeki etkisine odaklanmıştır (Baumgartner ve ark., 1984; Baumgartner ve Mader, 1987; Czonstkowsky ve ark., 1990). Smear tabakası esas

olarak inorganik materyalden oluştuğu için, bu tabakayı uzaklaştırabilecek ideal solüsyonlar, sitrik asit, fosforik asit, tannik asit, kitosan, HEBP gibi zayıf bir asit veya EDTA, REDTA (sulu bir taşıyıcı içinde sodyum hidroksit ile tamponlanmış EDTA) gibi şelasyon ajanlarıdır (Berutti ve ark., 1997).

şelasyon yapan ajanlar, kanal tedavisinde ilk defa Nygaard-Østby tarafından %15'lik EDTA solüsyonu olarak kullanılmıştır (Nygaard-Ostby, 1957). EDTA'nın %15 ve %17'lik solüsyonları, kök kanallarının preparasyonu esnasında sık kullanılan dekalsifiye edici şelasyon ajanıdır (Grandini ve ark., 2002). Sodyum Hipoklorit'in (NaOCl) işlevini derinlemesine yerine getirebilmesi için kanal preparasyonu sırasında bile EDTA ile birlikte kullanılmasında fayda vardır (Baumgartner ve ark., 1984; Baumgartner ve Cuenin, 1992; Berutti ve ark., 1997). NaOCl ile dönüşümlü olarak EDTA kullanımı smear tabakasının oluşmasını ve dentin tübülleri içine penetre olan tıkaçların oluşumunu önler (Baumgartner ve Cuenin, 1992; Bhat, 1974). Kanal preparasyonu sırasında EDTA ve NaOCl'in dönüşümlü kullanımının, smear tabaksını etkili bir şekilde uzaklaştırması ve oluşumunu önlemesinin yanı sıra, tek başına NaOCl kullanımına göre bakterisidal olarak daha etkili olduğu gösterilmiştir (Machado ve ark., 2018). İnorganik yapıyı uzaklaştırmak için EDTA'nın dışında, EDTA + Cetrimid (EDTAC), siklohekzen-1,2-diamintetra asetik asit (CDTA), EDTA + REDTA Rc-Prep (EDTA + üre peroksit), sitrik asit, maleik asit ve doksisiklin hiklat (MTAD), HEBP gibi birçok şelasyon ajanı kullanılmaktadır (Ballal ve ark., 2009; Eldeniz ve ark., 2005).

3.2.1. EDTA

EDTA bir poliaminokarboksilik asittir ve suda çözünür, renksiz bir katıdır

(Nygaard-Ostby, 1957). Smear tabakasını uzaklaştırmak, debris uzaklaştırmak, dentin duvarlarında dezenfeksiyonunu artırmak, kalsifiye kanallarda ilerlemeyi kolaylaştırmak için endodontide kullanılmaktadır ve rutin kullanımında %17'lik konsantrasyonu tercih edilmektedir (Çalt ve Serper, 2000; Şen ve ark., 2009).

EDTA dentinde bulunan hidroksiapatit kristallerinin kalsiyum iyonlarıyla şelatlar oluşturarak dekalsifikasyon yapar. Çözünmüş kalsiyum iyonları EDTA'ya bağlanarak uzaklaşırken dentinin yapısında bulunan kalsiyum iyonları çözünmeye devam etmektedir. EDTA'nın reaksiyona girebileceği kalsiyum iyonu kalmadığında kendi etkisini sınırlandırıp dengeye ulaşmaktadır (Hülsmann ve ark., 2003; Şen ve ark., 2009).

Bir şelasyon ajanı olarak kullanılan EDTA'nın smear tabakasının kaldırabilme yeteneğinin yanı sıra sınırlı olarak antibakteriyel etkinliği de bulunmaktadır. Bu etki bakteri dış membranındaki katyonların şelasyonu sonucu gerçekleşmektedir ancak bu antibakteriyel etki EDTA'nın tek başına kullanılmasıyla yeterli olmamaktadır (Patterson, 1963).

EDTA, Gram (-) bakterilerin hücre membranındaki katyonlarla birleşip hücre membranını bozarak lipoolisakaritlerin açığa çıkmasına neden olur. EDTA kuvvetli bir bakterisid değildir ve gram(+) türler için bir etkisi yoktur. Ayrıca bazı antibakteriyel solüsyonların EDTA ile kombine kullanımında kimyasal etkinliğinin arttığını ortaya koyan çalışmalar bulunmaktadır (M Grawehr ve ark., 2003).

EDTA, smear tabakasının sadece inorganik bölümüne etki edebilmektedir ve organik artıkların da uzaklaştırılabilmesi için %0,5–5 25'lik NaOCl ile EDTA'nın kombine kullanılması önerilmektedir (Yamada ve ark., 1983). Ancak

EDTA ile NaOCI birlikte kullanıldığında NaOCI'nin doku çözme etkisi azalırken EDTA Ca^{+2} ile bağlanma yeteneğini sürdürür. Bu nedenle her iki solüsyonun ayrı ayrı kullanılması tavsiye edilmektedir (M. Grawehr ve ark., 2003).

3.2.2. Sitrik Asit

Sitrik asit organik yapıda olup, günümüzde şelasyon amacıyla EDTA'dan sonra en yaygın kullanılan irrigasyon ajanıdır (C Baumgartner ve ark., 1984). Formüler yapısı $\text{C}_6\text{H}_8\text{O}_7$ 'dir. Organik yapıdaki asitler doğada sık rastlanılıp, çeşitli fonksiyonlar göstermektedir. Sitrik asit ve tuzları suda çözünürlükleri fazla olan (kalsiyum, potasyum, sodyum) kristal formda renk içermeyen maddelerdir (Topbaş, 2015).

Sitrik asit, dentini demineralize ettiğinden ve smearın inorganik kısmını kaldırabildiğinden şelasyon ajanı olarak kullanımı önerilmektedir (J. C. Baumgartner ve ark., 1984).

Sitrik asidin, %1 ile %50 arasında çeşitli konsantrasyonlarda kullanımı mevcuttur. Son irrigasyon ajanı olarak %10 konsantrasyonda sitrik asidin kullanımı, smear tabakasının kaldırılmasında başarılı sonuçlar göstermiştir. Sitrik asidin benzer konsantrasyonları EDTA'dan daha iyi sonuçlar verebiliyor gibi görünse de, smear tabakasını uzaklaştırmada her iki ajan da yüksek etkinlik gösterebilmektedir (Topbas ve Adiguzel, 2017).

Solüsyonların her ikisi de sitotoksik özellik gösterebilmesine rağmen %10 konsantrasyonlu sitrik asidin %17'lik EDTA' dan daha az sitotoksik ve daha biyoyumlu olduğu bildirilmiştir (Malheiros ve ark., 2005; Sceiza ve ark., 2001).

Sitrik asit, EDTA'dan daha agresif etkiler gösterebilen bir ajandır ve Şelasyon ajanı olarak tercih edildikten sonra NaOCl solüsyonunu kullanımı önerilmemektedir. Sebebi ise EDTA ve NaOCl' in birlikte kullanımına kıyasla sitrik asit NaOCl kombinasyonun dentin üzerinde yıkıcı bir erozyon yaratmasıdır. Sitrik asit, MTAD gibi diğer şelatör ajanların içeriğinde bir komponent olarak yer almaktadır (Singla ve ark., 2011).

Sitrik asit çözeltileri; inorganik dokuyu kaldırabilmenin yanında kök kanalında bulunan bakteriler üzerinde antibakteriyel özellikler gösterebilmektedir (Arias-Moliz ve ark., 2008). Sitrik asidin *E. Faecalis*'i yok edebilmesi için minimum bakterisidal konsantrasyonun %20 olduğu bildirilmiştir (Yamaguchi ve ark., 1996).

3.2.3. NaOCl

NaOCl; organik maddeleri, pulpa parçaları ve artıkları, dentinin ve biyofilmin organik bileşenlerini etkili ve hızlı bir şekilde çözebilmesi, anti bakteriyel olması, düşük yüzey gerilimi ile dentin duvarlarına kolayca diffüze olabilmesi, kolay elde edilebilmesi gibi özellikleri sayesinde yaygın kullanıma sahip bir yıkama solüsyonudur (Beltz ve ark., 2003; Cobankara ve ark., 2010; Stojicic ve ark., 2010).

NaOCl çoğunlukla %0,5 ile %5,25 arasında değişen konsantrasyonlarda kullanılmaktadır; ideal konsantrasyonu konusunda ise bir fikir birliği mevcut değildir (Haapasalo ve ark., 2005). NaOCl'in konsantrasyonu arttıkça daha yüksek doku çözme kapasitesi gösterirken %0,5 gibi düşük konsantrasyonların yüksek hacimlerde kullanımı da eşit derecede etkili olabilmektedir (Moorer ve Wesselink,

1982). %5,5-6 dan daha yüksek konsantrasyonlarda NaOCl kullanmanın toksik etkileri düşünöldüğünde, etkinliğin daha güvenli biçimde arttırılması için solüsyon hacmi arttırma, ısıtma, aktivasyon veya yüzey aktif ajan ilavesi gibi yöntemlerin uygulanması önerilmektedir (Spangberg ve ark., 1973).

Konsantrasyonun arttırılması aynı zamanda çözeltinin istenmeyen etkilerini de arttırabilir. NaOCl, özellikle daha önceden herhangi bir şetatlama maddesine maruz kalmış dentin matrisindeki kollajen ile reaksiyona girerek dentinin mikro sertliğini elastikiyet modölünü, gerilme ve bükölme mukavemetini değiştirebilir (Pascon ve ark., 2009).

NaOCl'nin germisit ve antibakteriyel özelliği uzun bir süredir bilinmektedir ve birçok araştırmacı tarafından da gösterilmiştir (Byström ve ark., 1985; Dunavant ve ark., 2006; Giardino ve ark., 2019; Giardino ve ark., 2009). NaOCl su ile temas ettiğinde hipoklöröz asit ve sodyum hidroksit üretir. Daha sonra hipoklöröz asit hidroklorik asit ve oksijen üretir. Serbest klor, proteinler gibi protoplazmatik bileşenlerle birleştğinde germisit özelliklere sahiptir (Penick ve Osetek, 1970). %5,25 lik NaOCl çözeltisinin; gram pozitif ve gram negatiflere, spor üreten mikroorganizmalara karşı güçlü bir şekilde bakterisit olduğu gösterilmiştir ve ayrıca virüslere karşı da etkilidir (Nikolaus ve ark., 1988).

Son zamanlarda yapılan araştırmalar, hem hipokloritin proteini çözme kapasitesinin hem de germisit özelliklerinin sıcaklıktan etkilendiğini, yüksek sıcaklıklarda bakterisidal etkinin önemli miktarda arttığını bildirmektedir (Nikolaus ve ark., 1988). Sıcaklık değişiminin bakterisidal etkiyi değiştirmesine rağmen NaOCl'in konsantrasyonlarındaki değişimin bakterisidal etkinliğini değiştirmedini, NaOCl'in %5,25 ve %0,5 konsantrasyonlarında aynı bakteriyel

etkiye sahip olduğunu bildirmiştir (Foley ve ark., 1983).

3.2.4. HEBP

HEBP (1-hidroksietilidin-1,1-bifosfonat; diğer adıyla HEBP) zayıf bir asittir. Şelasyon ajanı olarak %9-18 konsantrasyonlarında kullanımı yaygındır (Ulusoy ve ark., 2017). HEBP, tek başına veya antibakteriyel kapasite sergileyen NaOCl ile birlikte kullanılabilen biyouyumlu bir şelatördür (Elsayed ve ark., 2022). NaOCl ile kısa vadede etkileşim göstermediğinden dolayı EDTA için potansiyel bir alternatiftir. NaOCl solüsyonunun proteolitik veya antimikrobiyal özelliklerini etkilemediğinden birlikte kullanımları mümkündür (Zehnder, 2006). Yapılan çalışmalar NaOCl'nin HEBP çözeltisi ile karıştırılmasının sadece 1 saat sonra serbest kullanılabilir klor içeriğinde %20 oranında azalmaya neden olduğunu, NaOCl 'nin proteolitik/antibakteriyel etkilerini koruduğunu, böylece teorik olarak bu karışımın kemomekanik kök kanalı preparasyonu sırasında ve NaOCl ve HEBP solüsyonlarının kombinasyonlarını kullanan çalışmalarda önerildiği gibi son irrigasyon için kullanılabileceğini göstermiştir (Arias-Moliz ve ark., 2014; Morago ve ark., 2016; Zehnder ve ark., 2005).

%9 HEBP, %18 HEBP ve %17 EDTA'nın smear tabakasını kaldırabilme etkinliğine bakıldığında; hem %9 HEBP hem de %18 HEBP, %17 EDTA'dan önemli ölçüde daha yavaş demineralizasyon etkinliği göstermiştir. EDTA, smear tabakasını hızlı bir şekilde çözebilen ancak alt tabakalardaki sağlam dentini de olumsuz yönde etkileyebilen güçlü bir şelatördür. Buna karşın HEBP'nin, tüm enstrümantasyon süreci boyunca NaOCl ile birlikte uygulanabilen, alt tabakadaki sağlam dentine daha zararsız olan zayıf bir şelasyon ajanı olduğu bildirilmiştir

(De-Deus ve ark., 2008).

3.2.5. Kitosan

Kitosan, yengeç ve karides kabuklarında bulunan kitinin deasetilasyonu ile elde edilmektedir (Kurita, 1998), doğada bol miktarda bulunması ve düşük üretim maliyetleri nedeniyle çeşitli uygulamalar için ilgi çekici hale gelmiştir (Peter, 1995). Kitosan, toksik olmayan özelliklere sahip biyouyumlu, biyolojik olarak parçalanabilir, doğal, antibakteriyel bir biyopolimerdir (Akıncı ve ark., 2007).

Antimikrobiyal yapısı ve dentin kalsiyumu ile bağ oluşturarak remineralizasyona yardımcı olma yeteneği nedeniyle diş hekimliğinde potansiyele sahiptir. Kitosan, kök kanal tedavisinde bir irrigasyon solüsyonu olarak kullanılmış olup, antimikrobiyal etkiler gösterirken smear katmanlarını etkili bir şekilde ortadan kaldırabilmektedir (Kurita, 1998). Kitosan, bakterilere karşı geniş çaplı etki göstermektedir. Antimikrobiyal gücü çözücü aktivitesinden ve moleküler ağırlıktan etkilenir ve düşük pH'ta yoğunlaşır (No ve ark., 2002; Xu ve ark., 2011).

Kitosan nötr veya bazik pH koşullarında serbest amino grupları içerir ve bu nedenle suda çözünmez. Asidik pH'da, amino grupları protonlamaya tabi tutularak suda çözünür ve pozitif yüklerle yüklenir (Bowman ve Leong, 2006). Kitosanın çözünmesi amacıyla genellikle %1-3 asetik asit çözeltileri tercih edilmektedir (Agnihotri ve ark., 2004). Asidik ortamda, kitosanın amino grupları hidrojen iyonlarını yakalar ve pozitif yüklerle yüklenir, bu sayede hücre zarı, yumuşak doku ve diş minesini gibi negatif yüklü yüzeylere yapışabilme özelliği

gösterir. Kitosanın antibakteriyel etkisi de polikasyonik doğasına atfedilmektedir. Negatif yüklü bakteri yüzeyi ile etkileşime giren kitosan, hücrenin geçirgenliğini bozar ve intrasellüler bileşenlerin dışarı sızmasına ve hücre ölümüne sebep olmaktadır (Del Carpio-Perochena ve ark., 2015).

Kitosanın antibakteriyel aktivitesi moleküler ağırlığa ve çözücüsüne bağlıdır, pH'dan ters etkilendir; daha düşük PH değerlerinde daha iyi antibakteriyel etkiye sahiptir. Kitosan, ayrıca, hidroksiapatit birikimini de arttırabilmektedir (Del Carpio-Perochena ve ark., 2015) ve hücre dışı matris bileşenlerine benzer bir yapıya sahip olduğundan, kollajen yapılarını güçlendirmek için kullanımı tercih edilmektedir (Del Carpio-Perochena ve ark., 2015).

Kitosanın incelendiği birçok çalışmada antibakteriyel özelliğine odaklanılmıştır ve smear tabakasının uzaklaştırılması, mikro sertlik ve yüzey pürüzlülüğü üzerine çok az literatür verisi vardır ve bu faktörler kök kanal tedavisinin başarısını belirleyebilir.

Kitosanın şelasyon yeteneği, endodontik kullanım için ilk defa Silva ve ark. tarafından değerlendirilmiştir. Özellikle kalsiyum iyonlarının şelasyonuna yönelik yaptıkları bu çalışmada, kitosanın solüsyonunu smear tabakasını, EDTA ve sitrik aside benzer şekilde kök kanal duvarlarından uzaklaştırmasının yanında kök dentininde daha az erozyona sebep olduğu saptanmıştır (Silva ve ark., 2013).

3.2.6. Salin

Normal salin, steril sudaki %0,9'luk bir sodyum klorür çözeltisidir. Daha az yaygın olarak, bu çözeltiye fizyolojik salin veya izotonik salin denir (çünkü kan serumuna yaklaşık olarak izotoniktir, bu da onu fizyolojik olarak normal bir

çözelti yapar). Organik veya inorganik dokuları çözmede ve smear tabakanın uzaklaştırılmasında etkisiz olduğu bildirilmiştir. Asıl önemi endodontik tedavide kullanılan irrigasyon solüsyonlarının birbirleri ile etkileşimini önlemek amacı ile kullanılmaktadır (Hariharan ve ark., 2010).

3.3. Endodontide Kullanılan Biyoseramik Malzemeler

Seramikler; metalik olmayan, ham minerallerin yüksek sıcaklıklarda ısıtılmasıyla elde edilen inorganik malzemelerdir (Shenoy ve Shenoy, 2010). Biyoseramikler ise çeşitli kimyasal işlemlerle hem in situ hem de in vivo olarak elde edilen biyouyumlu seramik bileşiklerdir (Cheng ve ark., 2010). Biyoseramikler, alümina, zirkonya, biyoaktif cam, cam seramikler, hidroksiapatit, kalsiyum silikat ve emilebilir kalsiyum fosfat dahil olmak üzere biyouyumlu seramik malzemeler veya metal oksitlerdir (Jain ve Ranjan, 2015). Biyoseramikler çevredeki dokularla reaktivitelerine göre biyoinert, biyoaktif ve biyolojik olarak parçalanabilir malzemeler olarak sınıflandırılabilir (Hench, 1991).

Tıp ve diş hekimliği alanlarında canlı dokularla doğrudan temas halinde kullanılan, gelişmiş sızdırmazlık kabiliyetine sahip, anti bakteriyel ve antifungal aktivite gösteren bu materyaller vücuttaki dokuyu yeniden inşa ederken çözünebilir çerçeve sağlayan yenileyici bir yapı iskelesi olarak işlev görür (Nasseh, 2009; Prati ve Gandolfi, 2015). Biyoseramikler, bakteriyel yapışmayı önleyen, çapı 1-3 nm olan nanokristaller içerir. Sertleşme süresinden sonra yerinde çökelmenin bir sonucu olarak, bakteriyel sekestrasyona yol açıp antibakteriyel özellik gösterirler (Jitaru ve ark., 2016).

Biyoseramikler son zamanlarda endodonti kullanımına da dahil edilmiş ve

yeni bir bakış açısı sağlamış materyallerdir. Endodonti alanında kullanılmaya başlanan biyoseramik-biyoaktif materyaller doku rejenerasyonunu ve tamirini destekleyen, osteokondüktif özellik gösteren, diş dokusuyla kimyasal olarak bağlanan, üstün fiziksel ve kimyasal özelliklere sahip biyouyumlu materyallerdir (Swarup ve Rao, 2013). Kimyasal olarak stabil olmaları, aşındırıcı olmamaları ve organik dokularla iyi etkileşime girmeleri nedeniyle daha fazla biyoseramik materyal geliştirilmiş ve pulpa kaplama, obtürasyon, apikal bariyer oluşumu, perforasyon onarımları ve kök ucu dolgusu dahil olmak üzere endodontik tedavilerde başarıyla kullanılmıştır (Wang, 2015).

Endodontide kullanılan biyoseramikler genellikle biyoaktiftir; bunların arasında kalsiyum silikat bazlı simanlar en yaygın olarak kullanılanlardır (Hench, 1991; Raghavendra ve ark., 2017).

3.3.1. Kalsiyum Silikat Esaslı Malzemeler

Kalsiyum silikat esaslı üretilen ilk materyal ProRoot (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) tarafından ProRoot MTA (mireal trioksit agregat) (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Johnson City, TN, ABD) adıyla piyasaya sürülmüş olan gri renkli dır (Camilleri ve ark., 2005). Bu kalsiyum silikat esaslı materyal, nem varlığında sertleşen ince hidrofilik partiküller içeren gri renkli bir tozdan meydana gelmektedir (Camilleri, 2008b).

MTA; trikalsiyum silikat, kalsiyum karbonat dikalsiyum silikat, kalsiyum alüminat ve kalsiyum sülfat bileşenlerini içerir (Malhotra ve ark., 2013). Ayrıca eser miktarda silisyum oksit, kalsiyum oksit, magnezyum oksit, potasyum sülfat ve sodyum sülfat içerir ve ilk araştırmaların çoğu bu formülasyon üzerinde

yapılmıştır (Sarkar ve ark., 2005).

ProRoot MTA'nın gri renkli formülasyonu 2002'de beyaz renkli MTA'nın üretimine kadar olan sürede piyasada tek olarak yerini almıştır ancak gri renkli içeriğin dişlerde renk değiştirme potansiyeli sebebiyle beyaz renkli tipi üretilmiştir (Kratchman, 2004). Gri ve beyaz MTA formülasyonu ilk olarak Angelus (Solucos Odontologicas, Londrina, Brazil) tarafından tanıtılmıştır (Kratchman, 2004). Her iki formülasyonda da %75 Portland çimentosu, %20 bizmut oksit ve %5 alçı taşı bulunur (Asgary ve ark., 2005).

Çeşitli yeni kalsiyum silikat esaslı malzemeler MTA'yı altın standart olarak kabul edip kıyaslanarak geliştirilmiştir (Prati ve Gandolfi, 2015). Ön araştırmalar, MTA ile karşılaştırılabilir fizikokimyasal ve biyoindüktif özellikler göstermiştir (Arruda ve ark., 2012). Bu trikalsiyum bazlı malzemelerden bazıları BioAggregate (İnnovative Bioceramix, Vancouver, BC, Kanada), Biodentine (Septodont, Saint-Maur-des-Fosses, Fransa) MTA-Angelus (Angelus, Londrina PR, Brezilya), MTA Bio ve MTA Branco'dur (Angelus). Şu anda, uluslararası üreticilerin 40'tan fazla farklı kalsiyum silikat siman formülasyonu bulunmaktadır. Diğer bazı silikat siman ürünleri arasında EndoBinder, iRoot BP, MicroMega MTA, MTA Bio, MTA plus, NeoMTA Plus, RetroMTA, Tech Biosealer Capping, Theracal LC, CEM Cement, Gray MTA Plus, MEDCEM MTA, EndoCem Zr, Channels MTA, DiaRoot Bioaggregate ve Harvard MTA yer alır (Parirokh ve ark., 2018). Daha yeni materyaller ise, güvenlik etkinliklerini değerlendirmek için şu anda klinik araştırmalardan geçmektedir (Mozayeni ve ark., 2012; Parirokh ve ark., 2018; Torabinejad ve Parirokh, 2010).

Hidrolik trikalsiyum silikatlar, hidrasyon durumunda anında güç

kazandıktan sonra transkripsiyon faktörlerinin up-regülasyonu yoluyla onarıcı bariyer oluşumunu destekler. Biyoseramik simanlar ayrıca kalsiyum ve fosfat içeren sıvılarla temas ettiğinde siman yüzeyinde hidroksiapatit kristal oluşumunu teşvik eder (Parirokh ve ark., 2018; Torabinejad ve Parirokh, 2010).

MTA ve Biodentin' in içeriğinde trikalsiyum silikat, ortak olarak bulunmaktadır, ancak MTA'nın içerisinde monoklinik formda bulunurken Biodentin'de triklinik formundadır. MTA ve Biodentin'de bulunan trikalsiyum silikatın partikül boyutu birbirinden farklıdır; Biodentin'de (2,811 m²/g) olup, MTA'ya (1,0335 m²/g) göre daha yüksek bir değerde olduğu bildirilmiştir (Grech ve ark., 2013b). Biodentin'in daha büyük boyutlarda partikül içermesi, sıvı içeriğinin düşürülmesi ve sıvısının kalsiyum klorür içermesi sayesinde materyal 9–12 dakika (dk) gibi hızlı sürede çalışma zamanına ulaşmaktadır. Bu süre diğer kalsiyum silikat esaslı materyallere, özellikle popüler materyal olan MTA'ya kıyasla oldukça azdır (Camilleri, 2008a). Bu 9-12 dk'lık sertleşme süresi Biodentin'in başlangıç sertleşme süresi olup, final sertleşmesinin 45 dk olduğu yapılan çalışmada bildirilmiştir (Grech ve ark., 2013b). MTA'nın ise final sertleşme süresi 165 ± 5 dk' dır. Setbon ve ark.'nın çalışmasında, Biodentin'in ProRoot MTA ve MTA Angelus'tan daha hızlı şekilde sertleşmesini tamamladığı ve geleneksel kalsiyum silikat esaslı materyallere kıyasla daha çok tercih edildiğini ortaya koymuşlardır (Setbon ve ark., 2014).

Hidrasyon sırasında kalsiyum silikat esaslı simanlardan kalsiyum hidroksit salınımı gerçekleşir ve bu durumun hücre yenilenmesini arttırıcı bir etkisi bulunmaktadır (Patel ve ark., 2002). Kalsiyum hidroksidin dokudaki karbon dioksitle tepkimeye girerek kalsiyum karbonatı oluşturması da, MTA'nın sert

doku oluşumunu stimüle ettiğini ve formasyon mekanizmasını desteklediğini göstermektedir (Holland ve ark., 2002). Kalsiyum hidroksite ek olarak kalsiyum silikat esaslı simanın sertleşmesi sırasında silikon açığa çıkar. Silikonun sert doku oluşumunun metabolik süreçlerdeki kesin işlevi belirsizdir, ancak mineralizasyonun erken aşamalarında rol oynadığına inanılmaktadır (Patel ve ark., 2002). MTA gibi biyoaktif maddelerden salındığında yeni sert doku birikim oranını olumlu yönde etkilediği de bilinmektedir. Ek olarak silikon demineralize dentini in vitro olarak mineralize edebilir ve bu aynı zamanda kalsiyum silikat içerikli simanlar için de gösterilmiştir (Patel ve ark., 2002; Saito ve ark., 2003). Kalsiyum silikat içeren materyallerden silikon salınımının mineralize doku oluşumunun indüklenmesine katkıda bulunduğu sonucuna varılabilir (Han ve Okiji, 2011).

BioAggregate, osteokalsin, kollajen tip 1 ve osteopontin gen ekspresyonunu arttırarak osteoblast hücrelerinde mineralizasyon oluşumunu arttıran biyoindüktif bir trikalsiyum simandır (Yuan ve ark., 2010). MTA'ya benzer kimyasal bileşenlere sahip ancak bazı farklılıklar gösteren Bioaggregate (Innovative Bioceramics Inc, Vancouver, Kanada) radyopaklaştırıcı olarak tantal oksit ile değiştirilen alüminyum ve bizmut oksit gibi tehlikeli maddelerden neredeyse arındırılmıştır (Park ve ark., 2014).

3.3.2. Biodentin

Biodentin, “dentin replasman ” malzemesi olarak tasarlanıp, 2009 yılında Septodont (Fransa) tarafından ticari olarak satışa sunulmuştur (Grech ve ark., 2013a). Biodentin olağan üstü biyoaktif özellikler gösteren trikalsiyum silikat bazlı

bir simandır; koronal restorasyon materyali, perforasyon onarım materyali veya pulpa kapama materyali olarak kullanılıp dentini taklit eden bir materyaldir (Camilleri ve ark., 2013; Grech ve ark., 2013b). Malzeme, MTA bazlı siman teknolojisi kullanılarak ve bu tür simanların bazı fiziksel kalite ve kullanım gibi özellikleri iyileştirilerek formüle edilmiştir (Prati ve Gandolfi, 2015).

Biodentin toz içeriği esas olarak %80 oranında trikalsiyum silikat, %15 kalsiyum karbonat, %5 zirkonyum oksit içerir. Likidinin kimyasal içeriği; kalsiyum klorür, suda çözünebilen polimer ve su şeklindedir (Zapf ve ark., 2015). Biodentin MTA'nın içeriğinde bulunan kalsiyum alüminat ve kalsiyum sülfat içermez bu iki bileşen, sertleşme süresinin uzamasına ve mekanik mukavemetin azalmasına neden olur (Caron ve ark., 2014).

%5 oranında bulunan zirkonyum oksit, materyale radyoopasite sağlamaktadır. Radyoopasite için zirkonyum oksit tercih edilmesinin sebebi; korozyon direncinin olması, biyouyumluluğa sahip olması ve uygun mekanik özellikler göstermesidir (Piconi ve Maccauro, 1999). Biodentin materyalinde radyopasifikasyon ajanı olarak zirkonyum oksit kullanılmış olması renk stabilitesi sağlar ve renk değişikliği olasılığını düşürür (Marconyak ve ark., 2016). Renk stabilitesinin iyi olması Biodentin' in estetik açıdan hassas bölgelerde, ışıkla sertleşen restoratif materyaller altında kullanımı için bir seçenek olabilmektedir (Vallés ve ark., 2013).

Kalsiyum karbonat; kalsiyum içeriğiyle doldurucu görevinde olup materyalin sertleşme süresini kısaltır ve biyouyumluluk sağlar (Kaur ve ark., 2017). Biodentin' in sertleşme reaksiyonu, kalsiyum silikat hidrat jeli (C-S-H) ve kalsiyum hidroksit oluşumuyla MTA'ya benzer. Kalsiyum karbonat, kalsiyum-

silikat-hidrat jeli için bir çekirdekleşme merkezi olarak işlev gördüğü için, indüksiyon periyodunun süresini azaltır, hızlı sertleşme sağlar ve mikro yapıyı geliştirir. Suda çözünebilen bu polimer, simanın viskozitesini azaltır ve kullanım kolaylığı sağlar (Malkondu ve ark., 2014).

Trikalsiyum silikat, MTA ve Biodentin'in içeriğinde ortak olarak bulunmaktadır, fakat MTA'da monoklinik formunda, Biodentin'de ise triklinik formundadır. Trikalsiyum silikatın partikül büyüklüğü; Biodentin'de (2,811 m²/g), MTA'ya (1,0335 m²/g) göre daha yüksek bir değerde olduğu görülmüştür (Camilleri ve ark., 2013). Biodentin'in partikül büyüklüğünün daha fazla olması, likit içerisine eklenen kalsiyum klorür ve sıvı içeriğinin düşük olması sertleşme süresini kısaltır (Singh ve ark., 2014).

Biodentin'nin çalışma süresi 6 dk kadar olup, başlangıç sertleşme süresi 9-12 dk ve son sertleşme süresi 45 dk'dır. Daha kısa olan bu sertleşme süresi, diğer kalsiyum silikat malzemeleriyle kıyaslandığında Biodentin'e üstünlük sağlar (Singh ve ark., 2014).

Dentin benzeri mekanik özellikleri nedeniyle Biodentin, özellikle derin kavitelere restorasyon altında ideal bir kaide materyali olarak tercih edilebilmektedir. Çünkü Biodentin alüminatlardan yoksundur ve bu durum daha az kırılabilirliğe sebep olmaktadır (Singh ve ark., 2014). Ayrıca Biodentin'in sertleşmesi sırasında salınan kalsiyum iyonları materyale antimikrobiyal aktivite kazandırır ve aynı zamanda sertleşme süreci pH değerlerini de arttırarak pH'ı 12,5'e yükseltir, bu da mikroorganizmaların büyümesini engeller ve dentini dezenfekte edebilir (Huang ve ark., 2019; Pelepenko ve ark., 2021).

Yapılan bir çalışmada alkali ve kalsiyum salınım özellikleri, Biodentin'in doğrudan temas testinde *E. faecalis*'i öldürmesine olanak tanımıştır (Queiroz ve ark., 2021). Yakın zamanda yapılan başka bir çalışma, Biodentin'in bakterilerle ilk temasta mükemmel antimikrobiyal aktiviteye sahip olduğunu göstermiştir (Farrugia ve ark., 2018).

Biodentin genotoksik veya sitotoksik etkilere neden olmaz, hücre farklılaşması ve spesifik hücre fonksiyonu üzerinde olumsuz etkisi yoktur. Pulpa hücrelerinden TGF-B1 (büyüme faktörü) salgılanmasını artırır; bu sayede anjiyogenezi, hücre farklılaşmasını, progenitör hücrelerin toplanmasını ve mineralizasyonu teşvik ederler (Singh ve ark., 2014).

Bu bilgiler kapsamında Biodentin diğer biyoseramik malzemeler ile de kıyaslandığında güçlü mikro yapı, düşük renk değişikliği olasılığı, iyi sızdırmazlık yeteneği ve mükemmel biyolojik özellikleri gibi avantajlar nedeniyle endodontide mükemmel bir aday haline gelmiştir (Alsubait ve ark., 2014; Bortoluzzi ve ark., 2009; Grech ve ark., 2013b; Malkondu ve ark., 2014).

3.4. İtme Bağlanma Dayanımı Testi (Push-Out Bond Strength Test)

Diş hekimliğinde ilk kez 1970 yılında kullanılmaya başlayan itme bağlanma dayanımı testinin kök kanal dentinindeki bağlanmayı değerlendirmek için kullanılması 1996 yılını bulmuştur ve bu test endodontik materyaller ile diş yapısı arasındaki bağlanma etkinliğini belirlemek üzere kullanılan popüler bir yöntem haline gelmiştir (Goracci ve ark., 2007) (Rsim 6). Malzeme ile dentin yüzeyi arasında bulunan bağların yorulma direncini dinamik olarak test etmek amacıyla kullanılmıştır (Huffman ve ark., 2009). Test edilen malzemeler, postlar, kök kanal

dolguları, kök onarım materyalleri, kök ucu dolguları ve kanal ağzı tıkaçları dahil olmak üzere kanal boşluğunu doldurmak için klinik olarak kullanılan malzemelerdir ve bu malzemelerin bağ dayanımı ölçümü direk olarak kök kanallarından elde edilen kesitler üzerinde gerçekleştirilir (Souza ve ark., 2009).

Diş yapısı içinde oluşturulan silindirik boşlukların içine yerleştirilen materyalin üzerine, belirli hızla hareket eden bir itici uç tarafından kuvvet uygulanmaktadır. Piston, kök kanal duvarına temas etmeyecek boyutta ayarlanmalı ve test edilecek malzemenin yüzey alanının neredeyse hepsini kaplayacak genişlikte olmalıdır (Jain ve ark., 2007). Pistonun uyguladığı kuvvet dentin tübüllerine dik, bağlantı yüzeyine de paralel gelmelidir. Bağlantı yüzeyine paralel bir şekilde uygulanan bu kuvvet, materyalin dentinden kopmasına neden olmaktadır (Souza ve ark., 2009). Kopma noktasında kaydedilen en yüksek kuvvet değeri (Newton) bağlanan yüzeylerin alanına [milimetre² (mm²)] bölünerek, bağlanma dayanımı hesaplanmaktadır ve bulunan değer mega paskal (MPa) birimiyle ifade edilmektedir (Goracci ve ark., 2007).

N/A

N: maksimum kuvvet

A: kök kanal dolgusunun adezyon alanı

A ise aşağıdaki formüle göre hesaplanmıştır:

$$(\pi r_1 + \pi r_2) \times L \text{ iken } L = \sqrt{(r_1 - r_2)^2 + h^2} \text{ MPa} = \frac{N}{(\pi r_1 + \pi r_2) \times \sqrt{(r_1 - r_2)^2 + h^2}}$$

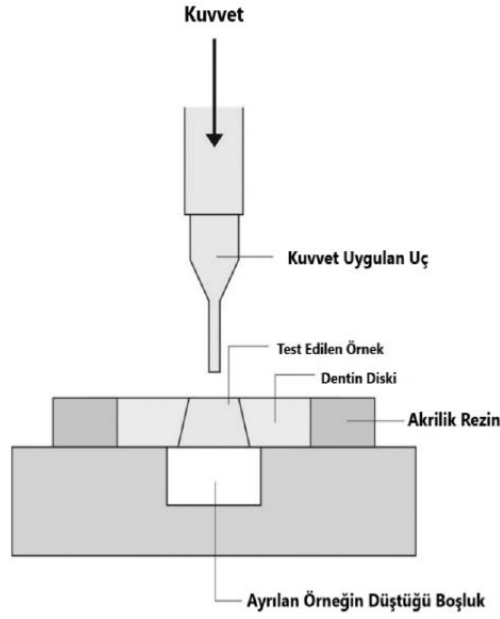
($\pi=3.14$; r_1 = büyük çap; r_2 = küçük çap; h =yükseklik)

İtme bağlanma dayanımı test yönteminin en büyük sınırlamalarından biri Newton olarak ölçülen sonuçların, bir formül aracılığı ile MPa' a dönüştürülmesidir. Ayrıca test içi kullanılan kullanılan pin çapı, numune kalınlığı

ve kullanılan materyal test sonuçlarını etkilemektedir (Pane ve ark., 2013).

İtme bağlanma dayanımı testi endodontide şu şartlar dikkate alınarak uygulanmalıdır:

1. Test için kullanılacak farklı kök kanal patlarının farklı elastik modülleri olmasından kaçınılmalı eğer böyle bir durum varsa bu farklılıklar bildirilmelidir (Moinzadeh ve ark., 2015).
2. İtme bağlanma dayanımı testinde kök kanalı tercih edilmelidir. Yapay olarak oluşturulmuş kaviteler gerçek sonuçlardan uzaklaşmaktadır (Moinzadeh ve ark., 2015).
3. Test edilecek dentin yüzeyi, endodontik prosedürlere uygun olarak işlem görmelidir (Moinzadeh ve ark., 2015).
4. Sürtünmenin dislokasyon dayanımında etkisi olduğu unutulmamalıdır (Moinzadeh ve ark., 2015).
5. Metal pin ile uygulanan kuvvet apikalden koronale doğru olmalıdır (Moinzadeh ve ark., 2015).
6. Kuvveti uygulayan pin çapı, dolum yapılan kavite çapından 0.85 daha az olmalıdır (Chen ve ark., 2013).
7. İtme bağlanma dayanımı testinin formülü yalnızca test edilecek materyalle doldurulmuş kavite çapından en az 0.6 kat kalın örnekler için uygundur (Chen ve ark., 2013).



Resim 6. İtme bağlanma dayanımı testinin şematik gösterimi (Sly ve ark., 2007)

3.5. Mikrosertlik Testi

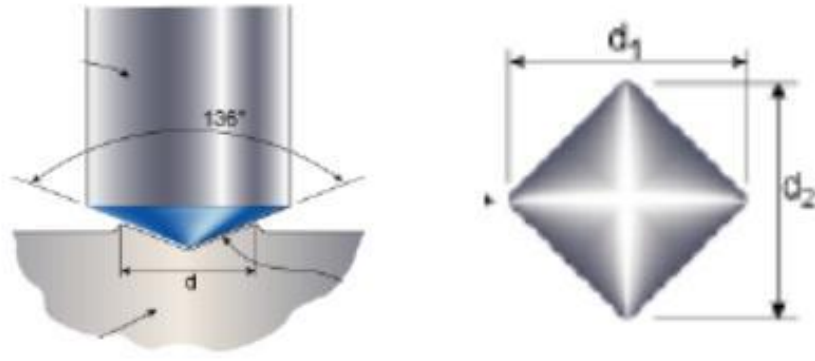
Yüzey sertliği bir materyalin girinti veya uygulanan baskıya karşı direnci olarak tanımlanır (Bernardon ve ark., 2010). Mikrosertlik ölçümü için yapılan testler, sertliği ölçülecek materyalin yüzeylerine belirli şekillerde ve boyutlarda bulunan uçlar yardımıyla, sabit sürelerde belirli ağırlıklar uygulanıp, ortaya çıkan izlerin ışık mikroskobu yardımıyla derinliklerinin belirlenmesi esasına dayanır (Poskus ve ark., 2004) (Resim 7). Oluşan iz derinliği ve alanı özel formüllerle hesaplanarak maddenin sertliği ölçülür (Anusavice, 2003).

Maddenin sertlik değeri cihaz ucunun oluşturduğu iz derinliği ile ters orantılıdır. Derinlik boyutları küçüldükçe, maddenin sertliği artar yani uç sertlikten ötürü materyalin yüzeyine fazla gömülememiştir, bunun tersine iz büyük ve derin şekilde ise materyalin sertliği daha azdır anlamına gelir (Anusavice, 2003).

Sertlik ölçümü için farklı test yöntemleri geliştirilmiştir, bu metotlardan bazıları Knopp sertlik ölçüm yöntemi, Brinell sertlik ölçüm yöntemi, Rockwell sertlik ölçüm yöntemi, Barcoll sertlik ölçüm yöntemi, Shore sertlik ölçüm yöntemi, Mohs sertlik ölçüm yöntemi ve Vickers sertlik ölçüm yöntemidir (Mahoney ve ark., 2000). Vickers sertlik ölçüm yöntemi diş hekimliğinde diğer ölçüm metotlarına göre daha yaygın olarak kullanılabilmektedir; tek bir örneğin farklı yüzeylerinden ölçüm yapılmasına imkan tanınması, doğruluk oranının yüksekliği ve kırılğan materyallerin sertliğinin belirlenmesi için uygun olması kullanımını arttırmaktadır (Gökay ve Türkün, 2002).

Mikrosertlik ölçüm testlerinde piramidal veya küresel şekilli ve genellikle elmas olan uçlar kullanılır. Brinell ve Rockwell testlerinde yuvarlak bilye şekilli bir uç kullanılırken, Knoop ve Vickers testlerinde piramidal uç kullanılır (Ersu ve ark., 2007; Karakoç, 2014).

Vickers mikrosertlik testin de bulunan piramit şekilli elmas uç dişler üzerinde kare şeklinde iz bırakır ve cihazın piramit şekilli elmas ucunun yüzeyleri arasında 136 derecelik bir açı bulunmaktadır (Wassell ve ark., 1992). Bu uç belirli bir süre ve yük değerinde ayarlanmış olarak materyal üzerindeki düz bir alana baskı yapar ve deney materyalinin bu baskıya karşı göstermiş olduğu dirence karşılık bir değer ölçülür. Uygulanan izin köşegenlerinin hesaplanmasıyla ölçüm yapılmaktadır. Cihaza eklenen mikroskop ile iki paralel çizgi kuvvetin oluşturduğu piramidin köşelerine teğet gelecek şekilde ayarlanıp sağ ve sol köşenin, alt ve üst köşenin ölçümleri ayrı ayrı yapıp ortalaması alınır (Karakoç, 2014).



Resim 7. Vickers mikrosertlik test cihazının uç şeklinin şematize edilmesi.

d1=birinci köşegenin uzunluğu, d2=ikinci köşegenin uzunluğu (Karakoç, 2014)

Vickers sertlik değerinin birimi VHN'dir. Uygulanan kuvvet F, iz alanı D^2 olarak belirtilir ve vickers sertlik değeri, $VHN=1.854 (F/D^2)$ formülü ile hesaplanır (Karakoç, 2014).

Vickers Sertlik değeri (VHN) = Katsayı x test yükü/iz alanı = N/mm^2 (Karakoç, 2014)

Vickers testinde ölçüm sırasında dikkat edilmesi gereken belirli durumlar vardır. İstenilen miktarda yük uygulandığında uç ve materyal arasında kayma olmaması için test materyal hareketsiz, alt ve üst yüzeyler düz olmalıdır. Kullanılan örnek kalınlığı ölçüm sırasında elmas ucun diğer yüzeyinden çıkamayacağı miktarda olmalıdır. Test edilen materyalden birbirini etkilemeyecek şekilde birkaç ölçüm yapılmalı ve ölçümlerin ortalaması alınmalıdır (Namazikhah ve ark., 2008; Saghiri ve ark., 2009) . Ayrıca materyalin mikro sertliğini, ortamdaki nem ve ısı ortamının pH'ı, kondansasyon basıncı, materyalin kalınlığı ve materyalin asitle pürüzlendirilmesi gibi faktörler etkileyebilir (Parirokh ve

Torabinejad, 2010).

3.6. Yüzey Pürüzlülüğü

Çeşitli irrigasyon solüsyonlarının smear tabakasını ortadan kaldırmak için dentin yüzeyine temas etmesiyle dentin tübülleri ve kollajenler belirgin şekilde ortaya çıkar ve yüzey pürüzlülüğü artar. Bu durum adezyon gerektiren materyallerin mikromekanik olarak bağlanmasında klinik olarak fayda sağlar ve kanal patlarının yüzeye mekanik bağlantısını artırır (Eldeniz ve ark., 2005).

Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilebilmesi amacıyla çeşitli teknikler geliştirilmiştir. Bunlar yüzey profili analizi (profilometre) gibi kantitatif (sayısal) ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) gibi kalitatif (nitel) metotları kapsamaktadır. Ayrıca son zamanlarda atomik kuvvet mikroskobu ile de yüzey pürüzlülüğünün analizi yapılabilmektedir Genel olarak yapılan çalışmalarda en yaygın kullanılan yöntem, profilometre ile yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesidir (Kakaboura ve ark., 2007).

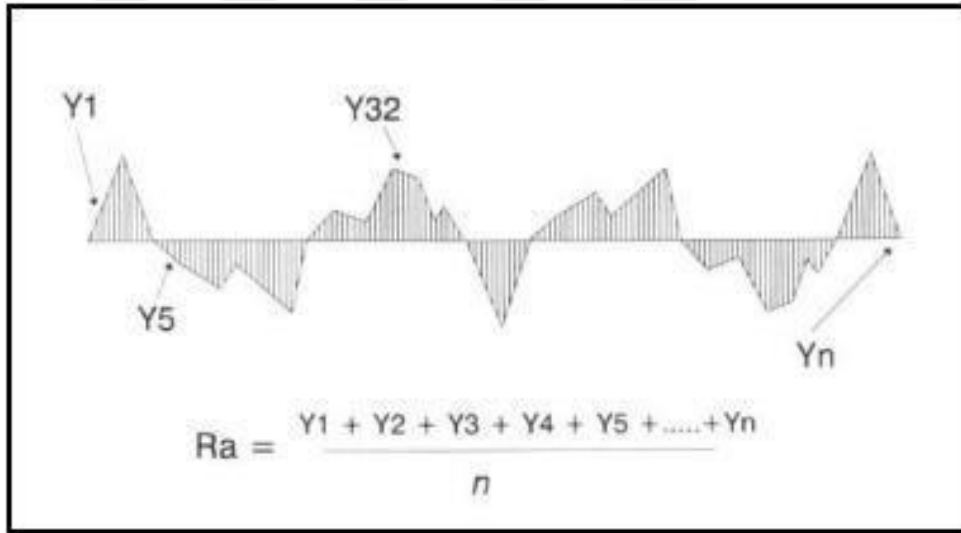
Profilometre cihazındaki örnek yüzeyinde sabit doğrusal bir mesafede elmas tarayıcı bir uç gezinirken elde edilen yüzey pürüzlülüğü sonuçları bilgisayar ortamında dijital olarak kaydedilir (Jefferies, 1998).

Ölçüm sırasında elmas uç yüzeyle temas halindedir. Sensor X eksenı boyunca hareket eder ve dikey eksendeki yükseklik farklarını makinenin dönüştürüm sistemini referans alarak hesaplar. Bu nedenle ölçüm yapılacak yüzeyin paralelliğı ve sensörün eksen dönüştürümü mutlaka dikkatli bir şekilde ayarlanmalıdır (Joniot ve ark., 2006). Mekanik profilometrelerin sensörleri, elmas uç yardımıyla yüzeyi yatay şekilde 20-50 µm çözünürlük ile tararlar. Yüzeydeki

olukların değerleri etkilememesi için çeşitli açılarla ölçümler yapılmalıdır (Jefferies, 1998).

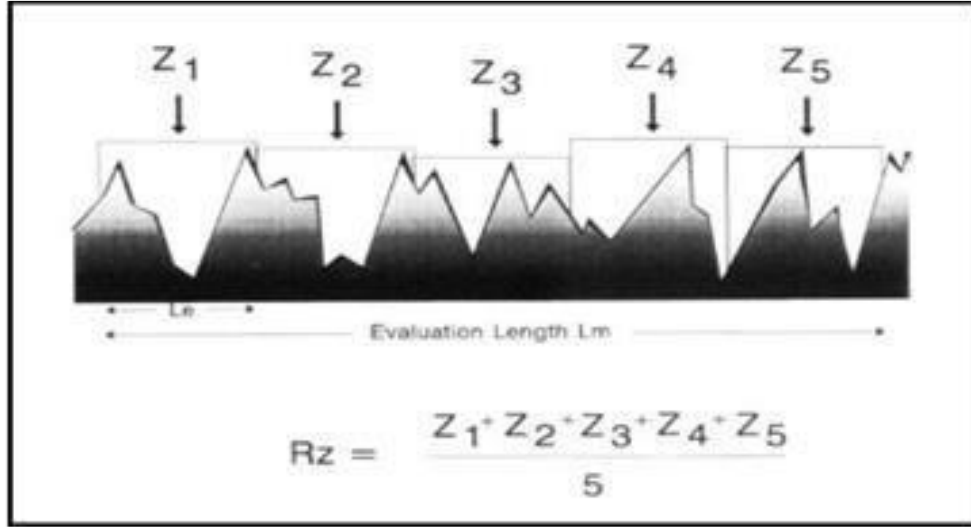
Profilometre ile pürüzlülük ölçümü yapılırken çeşitli parametreden faydalanılır. Bunlar arasında Ra, Rz, Rpm, Rt, Rp, Rz: Rpm, Rpc, Rmr, Rz1max, Rsk, Rsm gibi birçok parametre sayılabilir. En çok kullanılanları Ra, Rz ve Rpm'dir (Whitehead ve ark., 1995).

Ra parametresi, ortalama pürüzlülük değeri olarak bildirilmiştir. Pürüzlülük uzaklıklarının merkezden geçen çizgiye olan mesafeleri hesaplanıp matematiksel olarak ortalamaları alınır ve ortalama pürüzlülük yani Ra değeri bulunur (Resim 8) (Whitehead ve ark., 1995).



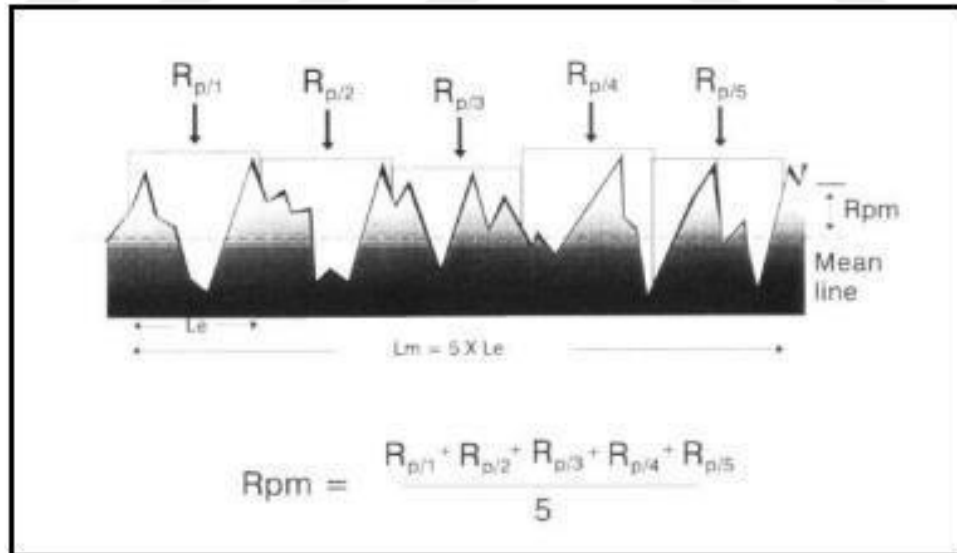
Resim 8. Ra parametresi diyagramı (Whitehead ve ark., 1995)

Rz yüzey pürüzlülüğü parametresinin hesaplanması ise ardı sıra gelen 5 veya daha fazla dalganın tepe yükseklikleri ve vadi derinlikleri toplanıp dalga sayısına bölünmesi ile yapılır (Resim 9) (Martnez-Gomis ve ark., 2003).



Resim 9. Rz parametresi diyagramı (Whitehead ve ark., 1995)

Rpm parametresi ise ardı sıra gelen 5 dalganın ana derinlik düzeyi olarak belirtilmiştir (Resim 10) (Whitehead ve ark., 1995).



Resim 10. Rpm parametresi diyagramı (Whitehead ve ark., 1995)

4. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu in vitro çalışmanın bilimsel etik kurallara uygunluğuna, Fırat Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu Komisyonu tarafından 06.10.2022 tarihinde yapılan 2022/ 11- 25 sayılı toplantısında karar verilmiştir. Çalışmamız Fırat Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda tasarlanmış olup, deney aşamaları Fırat Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Metalürji ve Malzeme Mühendisliği Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Mikrosertlik ve yüzey pürüzlülüğü testleri için G*Power (G * Power 3.1 yazılımı; Heinrich Heine Üniversitesi, Düsseldorf, Almanya) programı aracılığıyla gerçekleştirilen güç analizi sonuçlarına göre; 3 grup için tekrarlanan ölçümlü Anova analizi gerçekleştirilecek çalışmada güç ($1-\beta$ err prob) =% 95, etki (f)= 0.47 ve α =% 5 baz alındığında 45 örneklem büyüklüğünün yeterli olduğu sonucuna ulaşıldı.İtme bağlanma dayanımı testi için test edilecek örneklem sayısı belirlenirken; benzer çalışmalardaki gruplar arası bağlanma dayanımı verileri baz alınarak güç analizi yapıldı. %95 güç ölçeğinde ve 0.05 anlamlılık seviyesinde, her bir grup için 20 örnek olmak üzere örneklem büyüklüğü 60 olarak belirlendi.

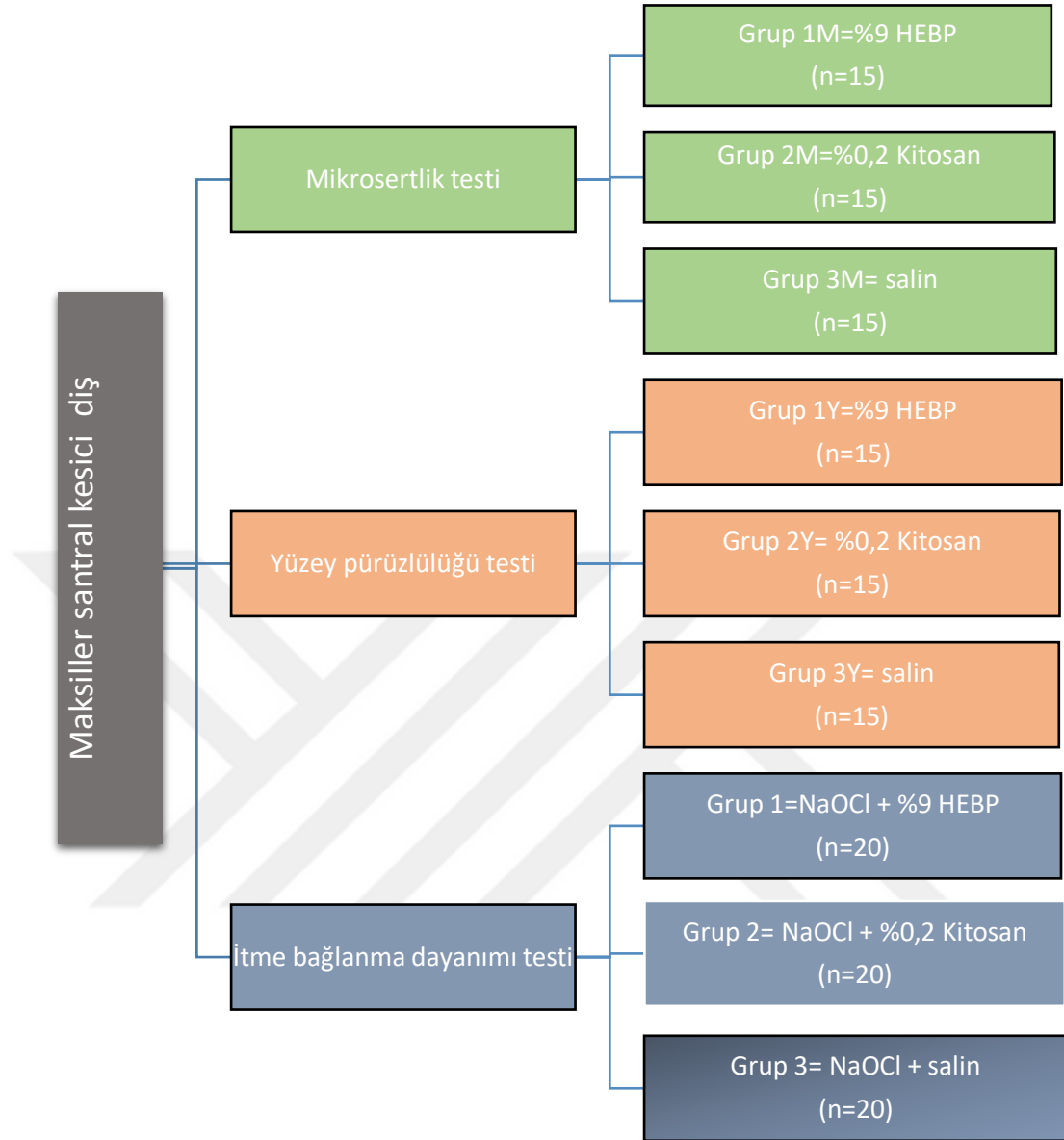
Çalışmamızda, her iki cinsiyetten 25 ile 50 yaşlar arasında olan hastalardan protetik, periodontal ve ortodontik nedenlerle çekilmiş, morfoloji ve boyut olarak benzer olan, herhangi bir çatlak, kırık ya da çürük bulunmayan, bir endodontik veya restoratif işlem uygulanmamış, apikale kadar ilerlenebilen, tek ve düz kanala sahip 75 adet maksiller kesici diş kullanıldı. Çalışmaya dâhil edilecek dişler seçilirken meziodistal ve bukkolingual radyografiler alınıp kök kanal kalsifikasyonu, iç ya da dış rezorpsiyon varlığı açısından değerlendirilip uygun

olmayan dişler çalışma dışı bırakıldı.

Dişlerin kök yüzeylerindeki organik artıklar ve eklentiler keskin bir periodontal kretuvar ile uzaklaştırılıp temizlendi, çalışma için kullanılacağı zamana kadar distile suda 4°C’de bekletildi.

Bu araştırmada kullanılan %9 HEBP , %0,2 Kitosan ve salin irrigasyon ajanlarının;

1. Kök dentininde meydana getirdikleri sertlik değişiminin belirlenmesi için Vickers mikrosertlik testi (EMCOTEST, DuraScan 20) (n= 15)
2. Kök dentininde meydana getirdikleri pürüzlülük değeri değişim miktarının belirlenmesi için Surfrest pürüzlülük ölçüm testi (Mitutoyo SJ 410, Japan) (n= 15)
3. Bu irrigasyon solüsyonlarına maruz bırakılmış dentinle biyoseramik malzeme olan Biodentin arasındaki bağlanma kuvvetlerinin ölçümü için itme bağlanma dayanımı test yöntemi (Shimadzu Co, Kyoto, Japonya) kullanıldı. (n=20).



Şekil 1. Çalışma Gruplarının Şeması

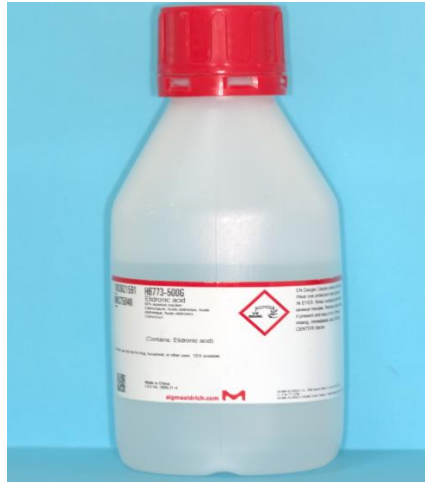
Tablo 1. Çalışmamızda kullanılan yıkama solüsyonları ve biyoseramik materyal

		Ph	Çeşit	Marka
Yıkama solüsyonu 1	%9 HEBP	10,7	likit	Zhimmer Schwartz, Almanya
Yıkama solüsyonu 2	% 0,2 Kitosan	3,2	toz	Sigma Alderich, Almanya
Yıkama solüsyonu 3	Salin	4,5- 7	likit	PF %0,9'luk İzotonik
Yıkama solüsyonu 4	NaOCl	10,6	likit	MICROVEM Türkiye
Bioseramik materyal	Biodentin		toz	Septodont, Saint France

4.1. Yıkama Solüsyonlarının Hazırlanması

4.1.1. HEBP Solüsyonunun Hazırlanması

Çalışmada kullanılmak üzere HEBP'nin (Sigma Aldrich, Sigma Aldrich Co. ABD) %60 Aqueous solüsyon formu üretici firmadan temin edildi (Resim 11). 51,7 mililitre (ml) %60'lık HEBP Aqueous solüsyon ile 448,3 ml distile su eklenerek 500 ml %9'luk HEBP elde edildi.



Resim 11. %60'lık HEBP solüsyonu

4.1.2. Kitosan Solüsyonunun Hazırlanması

Kitosan (Sigma Alderich, Almanya) toz halinde satın alındı %0,2'lik Kitosan solüsyonu elde etmek amacıyla 250 ml %1'lik Asetik Asit çözeltisine 0,5 miligram Kitosan eklendi (Resim 12). Hazırlanan karışım 2 saat boyunca manyetik karıştırıcıda karıştırıldı (pH:3,2).



Resim 12. Kitosan ve Asetik Asit

4.2. Vikers Mikrosertlik Testi ve Yüzey Pürüzlülüğü Testi

4.2.1. Örneklerin Hazırlanması

45 adet maksiller kesici dişin kavite preparasyonları yapıp kanala giriş sağlandıktan sonra pulparları bir tirnerf ile uzaklaştırıldı, kron kısımları su ile soğutma sağlanarak mine-sement sınırından yüksek devirli elmas frez yardımıyla (Microdont, São Paulo-SP, Brezilya) ayrıldı (Resim 13).



Resim 13. Mine sement sınırından kronlarının ayrılmasıyla elde edilen diş kökleri

Kron bölümü uzaklaştırılmış kök uzunluğu ortalama 15mm olan 45 adet diş kökü bukkal-lingual yönde elmas alev uçlu frez (Diatech, İsviçre) ile vertikal olarak iki eş parçaya ayrıldı ve 90 numune elde edildi. Elde edilen 90 numunenin 45 tanesi mikrosertlik testinde 45 tanesi yüzey pürüzlülüğü testinde kullanılmak üzere numaralandırılarak ikiye ayrıldı. Her iki test grubu da kendi içinde her grupta 15 numune olacak şekilde 3 alt gruba ayrılıp kök kanalları ve dentin yüzeyleri açıkta kalacak şekilde horizontal olarak akrilik bloklara (Imycril, Konya, Türkiye) gömüldü (Resim 14).



Resim 14. Test için hazırlanmış akrilik blok

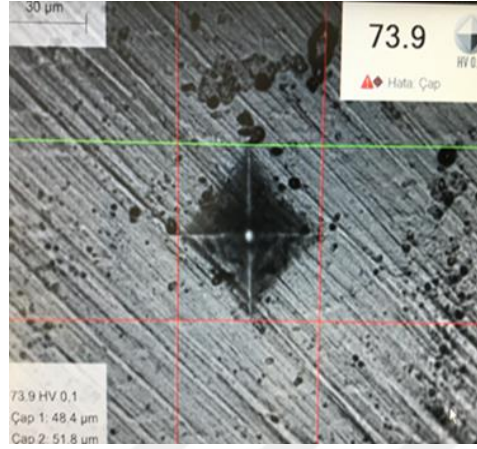
Daha sonra açıkta kalan dentin yüzeyleri, yüzeyde olabilecek herhangi bir düzensizliği ortadan kaldırmak için, artan gren numaralarına göre su zımparası ile (silicon carbide abrasive paper (500,800,1000,1200 grit)) distile su altında zımparalanıp düzeltildi.

4.2.2. Kök Kanal Duvarlarında Meydana Gelen Sertlik Değişiminin Saptanması

Mikrosertlik testleri için mikrosertlik test cihazı (EMCOTEST, DuraScan 20) kullanıldı (Resim 15). Piramit ucun numune yüzeylerine 20 saniye süreyle 300 gram kuvvet uygulamasıyla Vickers ucunun materyal üzerinde oluşturduğu iz (Resim 16), cihazın mikroskobundaki x40 büyütme ile bilgisayar ortamına aktarılarak, çentiğin diagonal uzunluğu ve Vickers mikrosertlik değeri, cihaz üzerinde bulunan mikrooptik ölçüm sistemi ile $VHN=1.854 \times \text{kuvvet} / (\text{taban köşegeni})^2$ formülüne göre otomatik olarak hesaplandı ve VHN cinsinden sonuçlar kaydedildi.



Resim 15. Vickers mikrosertlik test cihazının görüntüsü



Resim 16. Vickers ucunun materyal üzerinde oluşturduğu iz

3 ayrı gruba ayrılan numuneler yıkama solüsyonlarına maruz kalmadan önce kök kanal duvarına 0.5 mm uzaklıkta kökün koronal, orta ve apikal üçte birlik kısımlarından birer ölçüm yapıldı ve elde edilen sonuçlar kaydedildi (Resim 17). Daha sonra bu üç değerin ortalaması alınarak, ortalama bir başlangıç mikrosertlik değeri hesaplandı.



Resim 17. Üç ayrı bölgesinden ölçüm yapılmak üzere hazırlanan numune

Grup 1 M: Numuneler 100 ml % 9 HEBP solüsyonu ile 5 dk boyunca yıkandı. %9 HEBP ile yıkanan numuneler solüsyonun etkisini sonlandırmak için hemen distile su ile yıkanıp kurutuldu.

Grup 2 M: Numuneler 100 ml % 0.2 Kitosan solüsyonu ile 5 dk boyunca yıkandı. % 0.2 Kitosan ile yıkanan numuneler solüsyon etkisini sonlandırmak için hemen distile su ile yıkanıp kurutuldu.

Grup 3 M: Numuneler 100 ml salin ile 5 dk boyunca yıkandı ve sonrasında kurutuldu.

Daldırma metoduyla yapılan 5 dk'lık yıkama işleminden sonra mikrosertlik ölçüm cihazı ile her numunenin kök kanal duvarına 0.5 mm uzaklıktan koronal, apikal ve orta üçlü bölgesinden tekrar birer ölçüm daha yapıp ortalamaları alınarak final mikrosertlik değeri hesaplandı.



Resim 18. Mikrosertlik testi için 3 ayrı grup olarak hazırlanan bloklar

Tablo 2. Mikrosertlik değerlendirmesi için hazırlanan örneklerle uygulanan irrigasyon solüsyonları ve süreleri

Gruplar (n=15)	Solüsyonlar	Uygulama süresi	ml
Grup 1 M	% 9 HEBP	5 dk	100 ml
Grup 2 M	% 0.2 Kitosan	5 dk	100 ml
Grup 3 M	Salin	5 dk	100 ml

4.2.3. Kök Kanal Duvarlarında Meydana Gelen Yüzey Pürüzlülüğü

Değişiminin Saptanması

Kök kanal dentininin yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için Surf test pürüzlülük ölçüm cihazı (Mitutoyo SJ 410, Japan) (Resim 19) kullanıldı.



Resim 19. Yüzey pürüzlülük test cihazı

3 ayrı gruba ayrılan numunelere yıkama solüsyonlarına maruz kalmadan önce başlangıç yüzey pürüzlülüğü ölçümleri yapıldı. Her numuneden rastgele 5 ölçüm alınıp ölçüm uzunluğu 0,25 mm, prob hızı 0,5 mm/s olacak şekilde toplamda 1,25 mm uzunluk ölçüldü. Ölçülen 5 değerin aritmetik ortalaması hesaplanıp numunenin başlangıç yüzey pürüzlülük değeri (ortalama Ra) olarak

kabul edildi.

Grup 1 Y: Numuneler 100 ml % 9 HEBP solüsyonu ile 5 dk boyunca yıkandı. %9 HEBP ile yıkanan numuneler örnekler solüsyonun etkisini sonlandırmak için distile su ile yıkanıp kurutuldu.

Grup 2 Y: Numuneler 100 ml % 0.2 Kitosan solüsyonu ile önce 5 dk boyunca yıkandı. % 0.2 Kitosan ile yıkanan numuneler solüsyonun etkisini sonlandırmak için distile su ile yıkanıp kurutuldu.

Grup 3 Y: Numuneler 100 ml salin ile 5 dk boyunca yıkandı ve daha sonrasında kurutuldu.

Daldırma metoduyla yapılan 5 dk'lık yıkama işleminden sonra Surfrest pürüzlülük ölçüm cihazı ile her numuneden tekrar 5 ölçüm daha yapıldı ve ortalamaları hesaplanarak final yüzey pürüzlülüğü değeri olarak kaydedildi.

Tablo 3. Yüzey pürüzlülüğü değerlendirmesi için hazırlanan örneklerle uygulanan irrigasyon solüsyonları ve süreleri

Gruplar ml (n=15)	Solüsyonlar	Uygulama süresi	
Grup 1 Y	% 9 HEBP	5 dk	100 ml
Grup 2 Y	% 0.2 Kitosan	5 dk	100 ml
Grup 3 Y	Salin	5 dk	100 ml



Resim 20. Yüzey pürüzlülüğü testi için 3 ayrı grup olarak hazırlanan bloklar

4.3. İtme Bağlanma Dayanımı Testi

4.3.1. İtme Bağlanma Dayanımı Testi İçin Örneklerin Hazırlanması

30 adet maksiller kesici dişin kavite preparasyonları yapıp kanala giriş sağlandıktan sonra pulpaları bir tirnerf ile uzaklaştırıldı, kron kısımları su ile soğutma sağlanarak mine-sement sınırından yüksek devirli elmas frez yardımıyla (Microdont, São Paulo-SP, Brezilya) ayrıldı.

Kronları uzaklaştırılan ve ortalama uzunluğu 15 mm olan kökler kök kanalları kesim sırasında hassas kesim diskine dik gelecek şekilde soğuk akrilikle hazırlanan kare prizma şeklindeki bloklara horizontal olarak sabitlendi (Resim 21).



Resim 21. Soğuk akril blok üzerine sabitlenmiş örnekler

Her bir diş kökünün orta üçlüsünden kök uzun eksenine dik yönde 2 adet, 1 mm kalınlığında kesitler elde etmek amacıyla düşük devirde dönen (100–200 rpm) su soğutmalı hassas kesme cihazı (Struers / Accutom-50) kullanıldı (Resim 22). Böylece 30 diş kökünden toplamda 60 tane dentin diski elde edildi.



Resim 22. Örneklerden kesit almak için kullanılan hassas kesme cihazı

Dijital kumpas (Mitutoyo, Tokyo, Japonya) ile her örneğin kalınlığı ölçülüp kontrol edildi (Resim 23).



Resim 23. Dijital kumpas ile ölçülen numune kalınlıkları

Her bir dentin diskinin kök kanal boşluğuna 5 numaralı Gates-Glidden (Mani Inc, Tachigiken, Japan) frez yardımıyla 1,3 mm çapında 1 adet kavite oluşturuldu, 60 dentin diski yıkama solüsyonuna göre (n=20) olmak üzere rastgele 3 gruba ayrıldı (Resim 24).



Resim 24. Yıkama solüsyonlarına göre 3 gruba ayrılmış örnekler

Birinci gruptaki her dentin diski ilk olarak 5 dk boyunca %2,5lik NaOCl solüsyonu ile yıkandı. Daha sonra dentin diskleri distile su ile yıkanıp 5 dk süre ile 3 ml % 9 HEBP solüsyonuna maruz bırakıldı. Son olarak kanaldaki solüsyon artıklarının uzaklaştırılması için kök kanalı tekrar distile su ile yıkandı.

İkinci gruptaki her dentin diski 5 dk boyunca %2,5'lik NaOCl solüsyonu ile yıkandı. Daha sonra dentin diskleri distile su ile yıkanıp 5 dk süre ile 3 ml %0,2 Kitosan solüsyonuna maruz bırakıldı. Son olarak kanaldaki solüsyon artıklarının uzaklaştırılması için kök kanalı tekrar distile su ile yıkandı.

Üçüncü gruptaki her dentin diski 5 dk boyunca %2,5 NaOCl solüsyonu ile yıkandı. Daha sonra dentin diskleri distile suyla yıkanıp 5 dk süre ile 3 ml salin solüsyonuna maruz bırakıldı.

Dentin diskleri bu aşamalarda yalnızca daldırma metodu kullanılarak solüsyonlara maruz bırakıldı.

Örnekler daha sonra pamuk palet ve kağıt koniler (DentPlus, Diadent,

Almere, Netherlands) ile kurutulup kavitelere kalsiyum silikat esaslı materyal olan Biodentin yerleştirilmiştir. Biodentine (Septodont, Saint Maur des Fossés, France) üretici firmanın talimatları doğrultusunda kapsülde bulunan toz kısmına beş damla olacak şekilde likit damlatıldıktan sonra amalgamatörde 30 saniye karıştırılmıştır. Daha sonra kanal boşluğuna taşınıp plugger yardımıyla kondanse edildi.

Kanal boşluğuna Biodentin kondanse edilmiş numuneler sertleşmelerini tamamlamaları için 37°C'de, %100 nemli ortamda devamlı kontrolleri sağlanarak 24 saat boyunca bekletildi.

Tablo 4. İtme bağlanma dayanımı testi için hazırlanan örneklerle uygulanan irrigasyon solüsyonları ve süreleri

Gruplar (n=15)	1. Yıkama Solüsyonu (5dk)	2. Yıkama Solüsyonu (5dk)	ml
Grup 1	%2,5 NaOCl	% 9 HEBP	3 ml
Grup 2	%2,5 NaOCl	% 0.2 Kitosan	3 ml
Grup 3	%2,5 NaOCl	Salin	3 ml

4.3.2. İtme Bağlanma Dayanımı Testinin Uygulaması

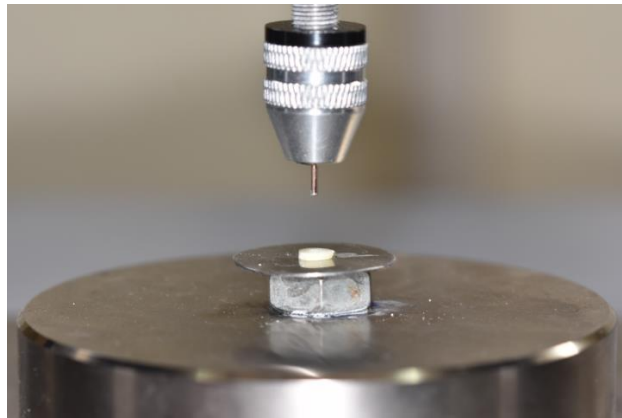
İtme bağlanma dayanımı ölçümleri universal test cihazı (Shimadzu Co, Kyoto, Japonya) kullanılarak gerçekleştirildi (Resim 25). İtme bağlanma dayanımı testinin yapılmış olduğu düzenek 3 parçadan oluşmaktaydı;

1. Silindirik paslanmaz çelik metal uç (çap 1mm)
2. Dentin kesitlerinin yerleşeceği ortası delik metal kaide
3. Bilgisayar kontrollü test cihazı



Resim 25. İtme bağlanma dayanımı testi için kullanılan universal test cihazı

1mm'lik test ucunun serbest hareketinin sağlanabilmesi için numuneler, orta kısmı delik olan bir metal kaide üzerinde dikkatlice konumlandırıldı. Numunelere universal test cihazında bulunan, hızı 1mm/dk olan 1mm çapında paslanmaz çelikten yapılmış metal uç ile testi yapıldı.



Resim 26. İtme bağlanma dayanımı testinin uygulanması

Koronalden apikale gittikçe kök kanalındaki daralmadan dolayı testin sonuçlarının etkilenmemesi ve ucun hareket sırasında yalnızca tamir materyaline temas etmesi amacıyla dentin diskinin genişleyen tarafı metal kaide üzerinde bulunan deliğin üzerinde dar olan kısım ise metal pin tarafında olacak şekilde hassas biçimde konumlandırıldı. Daha sonra materyal hazırlanan kaviteden tamamen uzaklaşana kadar vertikal yönde kuvvet uygulandı (Resim 26). Materyalin yer değiştirmesi sonrası uygulanan kuvvete karşı oluşan dirençteki azalma bilgisayar ortamında otomatik olarak algılanıp oluşan en yüksek kuvvet değeri Newton cinsinden kaydedildi ve MPa birimine çevrildi.

İtme bağlanma dayanımı aşağıdaki formüle göre hesaplandı (Goracci ve ark., 2004):

$$\text{Kopma gerilimi (MPa)} = \text{Kopma kuvveti (Newton)} / \text{Alan(mm}^2\text{)}$$

$$\text{Alan (Siman–dentin ara yüzeyi alanı)} = 2\pi rh$$

Burada “r” materyalin yerleştirildiği kavitenin yarıçapı, “h” kök dentin kesitinin mm cinsinden kalınlığını ifade etmektedir. π değeri sabit 3,14 olarak kabul edilmektedir. Bağlanma dayanımı yapılmış örnekler, kırılmanın çeşidini belirlemek için stereomikroskop (Leica MZ75, Leica Imaging Systems Ltd, Cambridge, UK) ile x10 büyütme altında incelendi (Resim 27). Kırık tiplerini gösteren görüntüler mikroskoba bağlı bir kamera yardımı ile fotoğraflanıp ve bilgisayar programı ile kaydedildi



Resim 27. Kırık tipinin değerlendirilmesi için kullanılan stereomikroskop

Tablo 5. İtme bağlanma dayanımı testi için hazırlanan örneklerle uygulanan irrigasyon solüsyonları ve süreleri

Gruplar (n=15)	1. Yıkama Solüsyonu (5dk)	2. Yıkama Solüsyonu (5dk)	ml
Grup 1	%2,5 NaOCl	% 9 HEBP	3 ml
Grup 2	%2,5 NaOCl	% 0.2 Kitosan	3 ml
Grup 3	%2,5 NaOCl	Salin	3 ml

4.3.3. İtme bağlanma dayanımı testinde incelenen örneklerin başarısızlık çeşitleri

İtme bağlanma dayanımı testi ile test edilen örnekler, x10 stereomikroskop altında incelendi ve şu şekilde sınıflandırıldı:

1. Adeziv: Biodentine ve dentin arayüzeyinde başarısızlık
2. Koheziv: Biodentin içinde başarısızlık
3. Koheziv: Dentin içinde başarısızlık
4. Karma (Karışık) : Biodentine ve dentinde birlikte başarısızlık



5. BULGULAR

Bu çalışmadan elde edilen verilerin normal dağılıma uyup uymadığını test etmek amacıyla "Shapiro Wilk Uyum İyiliği Testi ve Kolmogorow Smirnov testi" kullanıldı. Çalışmada yer alan verilerde ortalama, medyan ve standart sapma gibi tanımlayıcı istatistikler verildi. Normallik varsayımlarını sağlayan öntest ve sontest değerlerinin karşılaştırılmasında Bağımlı Örneklem T testi yapıldı. Normallik varsayımını sağlamayan öntest ve sontest değerlerinin karşılaştırılmasında Kruskal Wallis Analizi kullanılmıştır. Normallik varsayımı yapılan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olup olmadığının tespiti için tek yönlü varyans analizi yapıldı. Farklılığa neden olan grubun tespitinde Tukey HSD testi yapıldı. Analizlerde istatistiksel anlamlılık düzeyi $p<0.05$ olarak kabul edildi. İstatistiksel analizler için SPSS (Statistical Package for Social Sciences; SPSS Inc., Chicago, IL) 22 paket programı kullanıldı.

5.1. Mikrosertlik Test Sonuçları

İrrigasyon işlemlerinden önce ve sonra elde edilen apikal, orta ve koranal bölgedeki ortalama mikrosertlik değerleri Tablo 5.1.' de gösterilmektedir. Gruplar incelendiğinde numunelerin koronal, orta, apikal kök bölgeleri ve ortalama ön test ve son test değerleri arasındaki en yüksek düşüş HEBP solüsyonu uygulanmış numunelerde bulundu. İkinci olarak en yüksek düşüşün görüldüğü grup ise Kitosan solüsyonu uygulanan grup oldu (Tablo 6). Kontrol grubu ise düşüşün en az gerçekleştiği grup oldu.

Tablo 6. Mikrosertlik değerlerine ilişkin bağımlı örneklem t-testi sonuçları

			N	$\bar{X}$	Std. Sapma	t	P
HEBP	Koronal	ÖNTEST	15	54,6667	6,23179		
		SONTEST	15	27,9267	7,80837	13,150	0,000
	Orta	ÖNTEST	15	54,9333	6,72986		
		SONTEST	15	28,4533	9,33938	13,317	0,000
	Apikal	ÖNTEST	15	59,0133	4,41634		
		SONTEST	15	29,2467	7,86374	13,928	0,000
	Ortalama	ÖNTEST	15	56,2044	4,19283		
		SONTEST	15	28,5422	6,47988	15,350	0,000
Kitosan	Koronal	ÖNTEST	15	57,1933	4,11556		
		SONTEST	15	46,6200	5,13451	10,443	0,000
	Orta	ÖNTEST	15	59,2000	5,34416		
		SONTEST	15	49,0667	4,93843	12,440	0,000
	Apikal	ÖNTEST	15	56,1733	5,88988		
		SONTEST	15	46,5200	7,39239	10,737	0,000
	Ortalama	ÖNTEST	15	57,5222	3,97821		
		SONTEST	15	47,4022	4,73777	14,595	0,000
Salin	Koronal	ÖNTEST	15	58,0267	5,80104		
		SONTEST	15	57,1267	6,23647	3,079	0,008
	Orta	ÖNTEST	15	56,2267	4,70615		
		SONTEST	15	55,2267	5,04798	3,367	0,005
	Apikal	ÖNTEST	15	57,2933	4,91840		
		SONTEST	15	56,6800	4,65912	3,131	0,007
	Ortalama	ÖNTEST	15	57,1822	4,39484		
		SONTEST	15	56,3444	4,53709	5,899	0,000

Tablo 7. Tabloda solüsyon uygulaması öncesi ve solüsyon uygulaması sonrası koronal, orta, apikal ve ortalama Mikrosertlik değerleri

	Gruplar	N	Ortalama	Std. Sapma	F	P değeri
Koronal Ön test	Salin	15	58,0267	5,80104	1,541	0,226
	Kitosan	15	57,1933	4,11556		
	HEBP	15	54,6667	6,23179		
Orta Ön test	Salin	15	56,2267	4,70615	2,244	0,119
	Kitosan	15	59,2000	5,34416		
	HEBP	15	54,9333	6,72986		
Apikal Ön test	Salin	15	57,2933	4,91840	1,175	0,319
	Kitosan	15	56,1733	5,88988		
	HEBP	15	59,0133	4,41634		
Ortalama Ön test	Salin	15	57,1822	4,39484	0,399	0,673
	Kitosan	15	57,5222	3,97821		
	HEBP	15	56,2044	4,19283		
Koronal Son test	Salin	15	57,1267	6,23647	77,983	0,000
	Kitosan	15	46,6200	5,13451		
	HEBP	15	27,9267	7,80837		
Orta Son test	Salin	15	55,2267	5,04798	64,536	0,000
	Kitosan	15	49,0667	4,93843		
	HEBP	15	28,4533	9,33938		
Apikal Son test	Salin	15	56,6800	4,65912	62,640	0,000
	Kitosan	15	46,5200	7,39239		
	HEBP	15	29,2467	7,86374		
Ortalama Son test	Salin	15	56,3444	4,53709	106,618	0,000
	Kitosan	15	47,4022	4,73777		
	HEBP	15	28,5422	6,47988		

Tablo 7 incelendiğinde, solüsyon uygulaması öncesi Koronal, Orta, Apikal ve ortalama Mikrosertlik değerlerinin Salin, Kitosan ve Etidronik grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ($p>0,05$). Solüsyon uygulaması sonrası ise Koronal, Orta, Apikal ve ortalama Mikrosertlik değerlerinin Salin, Kitosan ve Etidronik grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0,05$).

Solüsyon uygulaması sonrası etkilere gruplar arasında ikili karşılaştırılarak bakıldığında;

- Salin uygulanmış numunelerin koronal, orta, apikal ve ortalama Mikrosertlik değerleri Kitosan ve HEBP uygulanmış numunelerin mikrosertlik değerinden anlamlı ölçüde daha yüksek bulundu ($p<0,05$).
- Kitosan uygulanmış numunelerin mikrosertlik değeri ise HEBP uygulanmış numunelerin mikrosertlik değerinden anlamlı ölçüde daha yüksek bulundu ($p<0,05$).

5.2. Yüzey Pürüzlülüğü Test Sonuçları

İrrigasyon işlemlerinden önce ve sonraki ortalama yüzey pürüzlülük değerleri Tablo 8’de gösterildi. Gruplardaki ön test değerleri ile son test değerleri incelendiğinde yüzey pürüzlülüğünde en yüksek artış HEBP solüsyonu uygulanan numuneler olduğu tespit edilmiş olup bunu sırasıyla Kitosan solüsyonu ve kontrol grubu uygulanan numuneler takip etti.

		N	Ortalama	Std. Sapma	t	P
HEBP	ÖNTEST	15	0,1536	0,02225	-25,166	0,000
	SONTEST	15	0,5674	0,06367		
Kitosan	ÖNTEST	15	0,1488	0,02679	-14,074	0,000
	SONTEST	15	0,2788	0,04926		
Salin	ÖNTEST	15	0,1595	0,02130	-5,967	0,000
	SONTEST	15	0,1704	0,02307		

Tablo 8. Yüzey pürüzlülüğü değerlerine ilişkin bağımlı örneklem t-testi sonuçları

Tablo 9. Tabloda solüsyon uygulaması öncesi ve solüsyon uygulaması sonrası ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri

	Gruplar	N	Ortalama	Std. Sapma	F	P değeri
YP Ön Test	Salin	15	0,1595	0,02130	0,771	0,469
	Kitosan	15	0,1488	0,02679		
	HEBP	15	0,1536	0,02225		
	Salin	15	0,1704	0,02307		
YP Son Test	Kitosan	15	0,2788	0,04926	270,190	0,000
	HEBP	15	0,5674	0,06367		

Tablo 9 incelendiğinde solüsyon uygulaması öncesi yüzey pürüzlülüğü değerlerinde Salin, Kitosan ve Etidronik grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ($p>0,05$). Solüsyon uygulaması sonrası yüzey pürüzlülüğü değerlerinde Salin, Kitosan ve Etidronik grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0,05$).

Solüsyon uygulaması sonrası etkilere gruplar arası ikili karşılaştırılarak bakıldığında;

- Salin solüsyonunun uygulanması sonrası elde edilen değer, Kitosan ve HEBP uygulaması sonrasında elde edilen değerden anlamlı ölçüde daha düşük bulundu ($p<0,05$).
- Kitosan solüsyonunu uygulanması sonrası elde edilen değer ise HEBP uygulaması sonrası elde edilen değerden anlamlı ölçüde daha düşük bulundu ($p<0,05$).

5.3. İtme Bağlanma Dayanımı Test Sonuçları

İtme bağlanma dayanımı ortalamaları açısından Salin, Kitosan ve HEBP gruplarına ait sonuçlar Tablo 10'da gösterildi. Tablo 10 incelendiğinde, Salin, Kitosan ve HEBP solüsyonları ile yıkanan dentinin itme bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0,05$).

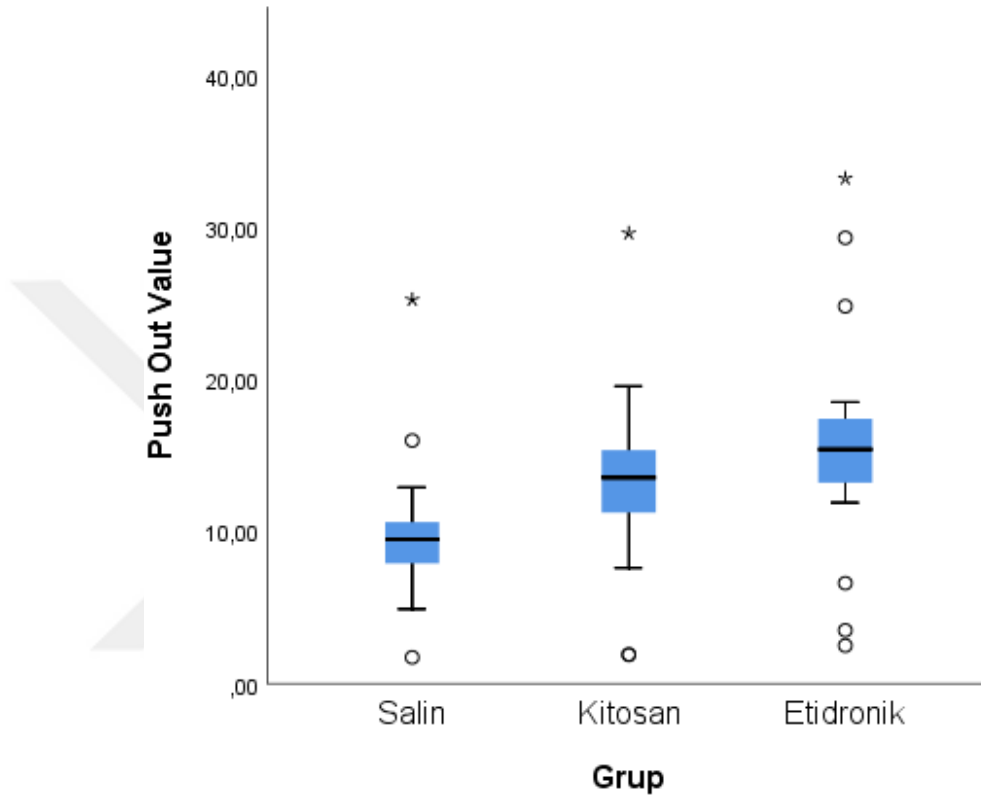
Tablo 10. Salin, Kitosan ve HEBP uygulamalarına ilişkin Kruskal Wallis Analizi

Gruplar	N	Ortalama	Std. Sapma	Medyan	H	P değeri
HEBP	20	15,73	7,34	15,40	13,555	0,001
Kitosan	20	13,20	5,92	13,53		
Salin	20	9,82	4,70	9,47		

Gruplar arası ikili karşılaştırmalara bakıldığında;

- HEBP grubunun itme bağlanma dayanımı değeri, Salin grubunun değerinden anlamlı ölçüde daha yüksek bulundu (Grafik 1) ($p=0,001<0,05$).
- Salin ile Kitosan arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ($p>0,05$); Ancak matematiksel olarak Kitosan grubu bağ dayanımı değerleri salin grubundan daha yüksek bulundu.

- Kitosan grubu ile HEBP uygulaması arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ($p>0,05$).

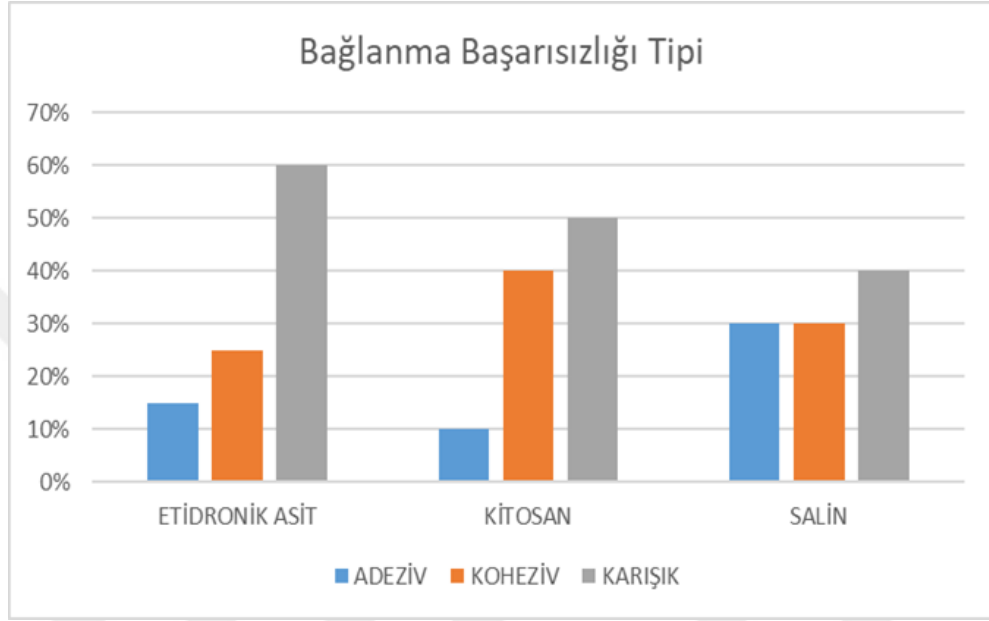


Grafik 1. Salin, Kitosan ve Etidronik Asit uygulamalarının itme çekme değerlerinin dağılımı

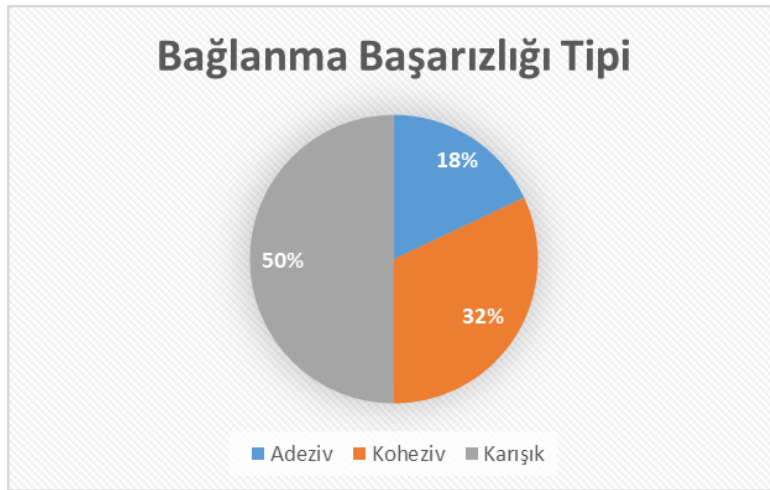
Tablo 11. Şelasyon ajanlarına göre adeziv, koheziv ve karışık tipte gerçekleşen bağlantı başarısızlıklarının örnek sayıları

	ADEZİV	KOHEZİV	KARIŞIK
HEBP (N=20)	N= 3	N= 5	N= 12
KİTOSAN (N=20)	N= 2	N= 8	N= 10
SALİN (N=20)	N= 6	N= 6	N= 8

Test yapılmış örneklerin şelasyon ajanlarına göre örneklerde oluşan başarısızlık tipleri sayıları Tablo 11’de gösterildi.

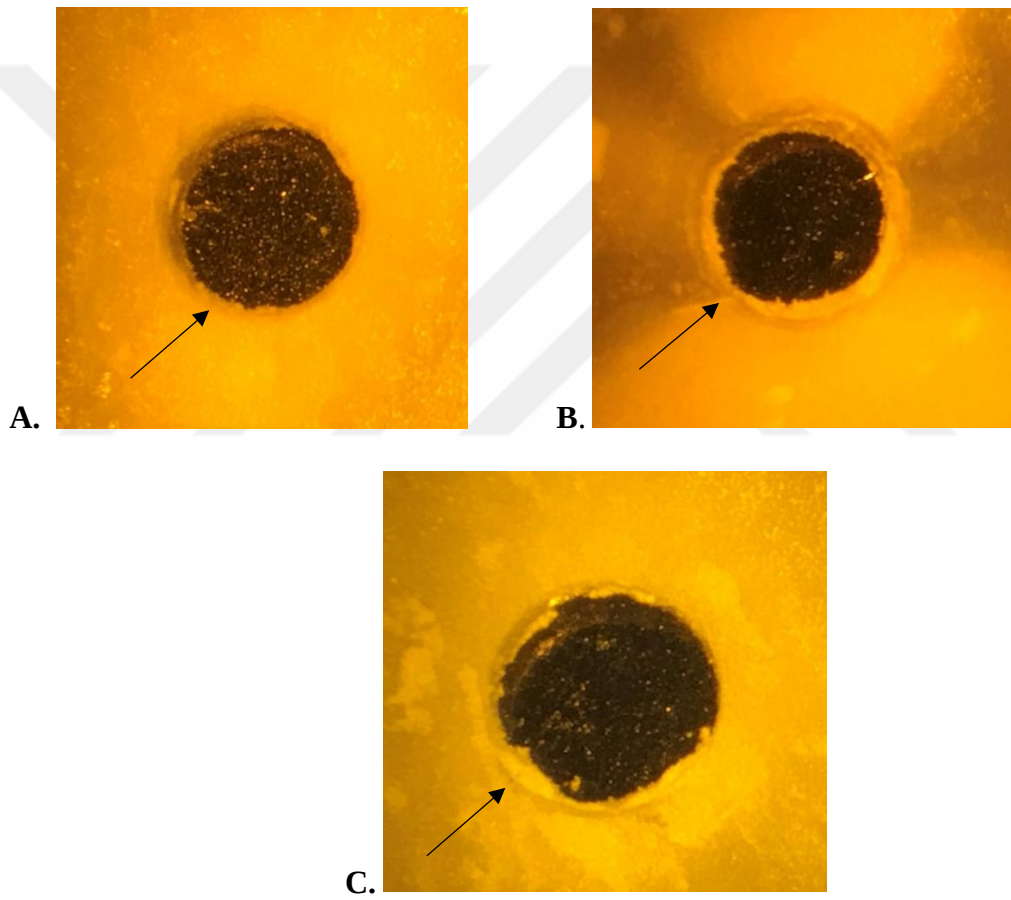


Grafik 2. Test yapılmış örneklerin şelasyon ajanlarına göre oluşan bağlantı başarısızlık tiplerin sütun grafiği ile gösterimi



Grafik 3. Tüm örnekler arasında gözlenen bağlantı başarısızlık tiplerinin pasta grafiği ile gösterimi

Tüm şelatör grupları beraber ele alınarak Biodentin'le dentin arasında meydana gelen bağlantı başarısızlıklarının görülme oranları karşılaştırıldığında; üç grupta toplamda %50 oranında karışık tipte bağlantı başarısızlığı gerçekleşmiştir. Yine tüm gruplarda %32 oranıyla koheziv tip bağlantı başarısızlığı ikinci olarak yüksek görülen tip olmuştur. Adeziv başarısızlık ise %18 oranıyla tüm gruplarda en az meydana gelen başarısızlık tipi olmuştur (Grafik 3) .



Resim 28. A.Adeziv (Dentin), B. Koheziv (Biodentin) ve C. Karışık tip (Dentin-Biodentin) bağlantı başarısızlığın örnek stereomikroskop görüntüleri ok işareti ile yukarıda gösterilmiştir.

6. TARTIŞMA

Endodontik tedavi, kök kanallarının mekanik preparasyonu ve kimyasal dezenfeksiyonu ile smear tabakasını, odontoblastik uzantı ve pulpa artıklarının, mikroorganizma ve ürünlerinin uzaklaştırılıp mikrosızıntıya imkan vermeyecek şekilde uygun materyal kullanılarak üç boyutlu olarak doldurulması esasına dayanır (Ozlek ve ark., 2020).

Organik ve inorganik yapıdan meydana gelen smear tabakasının, irrigasyon solüsyonlarının dentin tübüllerine nüfuz etmesini ve kök kanalı dolgu materyallerinin dentine adezyonunu engelleyip tedavi başarısını düşürmesine imkan vermeden dentin yüzeyinden uzaklaştırılması önerilmektedir (Sim ve ark., 2001).

Organik ve inorganik yapının büyük oranda uzaklaştırılabilmesi için organik doku çözücü olan NaOCl'in EDTA gibi şelasyon yapan bir ajan ile beraber kullanılması gerekmektedir (Violich ve Chandler, 2010).

EDTA'nın şelasyon ajanı olarak kullanılması smear tabakasını uzaklaştırırken peritübüler ve intertübüler dentinde erozyona sebebiyet verip dentinde demineralizasyona neden olabildiği ve dentinin mekanik ve fiziksel özelliklerini tehlikeye atarak kök kırığı riski oluşturabildiği tespit edilmiştir (Aslantas ve ark., 2014; Uzunoglu ve ark., 2012). Ayrıca EDTA solüsyonunun apikal foramenden periodontal dokulara taşması halinde, apeks çevresindeki kemikte dekalsifikasyonlara neden olup nöroimmünolojik mekanizmada tahribat yaratabileceği bildirilmiştir (Segura ve ark., 1996).

Şekillendirme esnasında EDTA ve sitrik asit gibi güçlü asitler kullanılması; NaOCl'nin organik doku çözebilmeye yeteneğini ve antimikrobiyal

etkinliğini arttırarak olumlu yönde etkilemesinin yanında basamak oluşumu, perforasyon gibi prosedürel hatalar oluşmasına neden olabilmektedir (Zaparolli ve ark., 2012). Güçlü şelasyon etkinliği gösteren ajanların meydana getirebileceği prosedürel hataları en aza indirmek, hekime çalışma kolaylığı ve zaman tasarrufu sağlayıp smear tabakası oluşmasını önlemek amacıyla zayıf bir asitle NaOCl kombine edilip devamlı hafif şelasyon uygulaması önerilmekte (Kamin ve ark., 2022) ve dentin üzerinde zararlı etkisi olmayan ve periapikal dokuları tahriş etmeyen alternatif şelasyon ajanları araştırılmaktadır. Bu nedenlerden dolayı çalışmamızda EDTA'ya alternatif olabilecek %9 HEBP ve %0,2 Kitosan nanopartikülleri gibi gelecek vaat eden şelasyon ajanları kullanmış olup bu iki ajanın dentinde meydana getirdiği mikrosertlik değişimi, yüzey pürüzlülüğü etkisini ve Biodentinle dentin arasındaki bağlanmaya olan etkisini değerlendirmeyi amaçladık.

Deneysel çalışmalar, özellikle diş hekimliği alanında eğitimin gelişmesi ve klinik uygulama alanlarına ışık olması amacıyla büyük öneme sahiptir. Endodontide kök kanal tedavisiyle ilgili tüm materyallerin ve bu materyallerin sahip olduğu fiziksel ve kimyasal özelliklerin araştırılması için pek çok çalışmada in vitro koşullarda klinik ortam taklit edilerek kontrollü deneyler gerçekleştirilmektedir (Özgür, 2007).

Çalışmaların in vivo olarak gerçekleştirildiği durumlarda fazla süreye ihtiyaç vardır ve hasta takibi zordur. Ayrıca , oral kavitedeki sıcaklık değişimlerinin dentin veya test edilecek materyallerde gerçekleşebilecek büzülme ve genleşme stresleri gibi etkenlerden dolayı belli standardizasyonun oluşturulması oldukça zordur (Yang ve ark., 2001). Bu etkenleri ortadan

kaldırabilmek amacıyla araştırmacılar çoğu zaman yapay olarak blok halinde hazırlanmış dişler ya da çekilmiş insan dişleri üzerinde çalışmaktadırlar. Çalışmalarda kullanılan çekilmiş insan dişleri, yapay dişlere göre klinik koşulları daha iyi yansıtmaktadır (Nagas ve ark., 2010; Sauáia ve ark., 2006). Bu sebeple in vitro çalışmamızda taze çekilmiş insan dişleri kullanmayı tercih ettik.

İnsan maksiller santral kesici dişlerin kök kanal morfolojilerinin nerdeyse tamamına yakını Vertucci tip I kök kanal konfigürasyonu içermektedir (Vertucci, 1984). Mikrosertlik, yüzey pürüzlülüğü ve itme bağlanma dayanımı testlerinde anatomik varyasyonların neden olabileceği hataları en aza indirebilmek için çalışmamızda, çoğunlukla tek tip kök kanal varyasyonu gösteren insan maksiller santral kesici dişler kullandık.

Yeni bir şelasyon ajanı incelenirken uygulama sonrasında dentin üzerinde meydana getirdiği mekanik özelliklerin değişimini incelemek oldukça önemlidir (Ramamoorthi ve ark., 2013; Yılmaz ve ark., 2016). Solüsyon etkisiyle değişen dentinin yüzey özelliklerini, yapısal değişiklikleri, mineral içeriğini, bunların diş sert yapısı üzerindeki etkilerini ve kök kırılma riskini arttırabilmesi açısından değerlendirmek gerekir (Naseri ve ark., 2019).

Literatür incelendiğinde araştırmacılar kimyasal ajanlarla etkilenmiş dentinin mikrosertliğini ölçmek amacıyla Knoop mikrosertlik testi (Pashley ve ark., 1985) ve Vickers mikrosertlik testini yaygın olarak kullanmışlardır (Lewinstein ve ark., 1994). Önceki araştırmalarda kimyasal ajanlarla etkilenmiş diş sert dokularında meydana gelen yüzey değişikliklerinin değerlendirilmesinde Vickers mikrosertlik testinin amacına uygun ve kullanımının pratik olduğunu bildirilmişlerdir (Lewinstein ve Grajower, 1981; Lewinstein ve ark., 1994;

Oliveira ve ark., 2007). Bazı araştırmacılar dentin üzerinde meydana gelen yüzey değişikliklerin analiz edilmesi amacıyla çalışmalarında Knoop mikrosertlik testinden faydalanmış olsa da (Pashley ve ark., 1985) Vickers mikrosertlik testini ölçüm hatalarını azaltması, heterojen yüzeylerde ortalama ölçüm değeri verebilmesi nedeniyle (Oliveira ve ark., 2007) çalışmamızda kullanmayı tercih ettik.

Pashley, dentin mikrosertliğinin mm²'de bulunan kalsifiye matrikse bağlı olduğunu bildirmiştir (Pashley ve ark., 1985). Kök kanal lümenine daha yakın bulunan dentin, periferde bulunan dentine kıyasla tübül miktarı açısından daha yoğun bulunmakta ve tübül yoğunluğunun artması mikrosertlikte düşüşe neden olmaktadır (Craig ve ark., 1959; Fusayama ve ark., 1966). Tübül sayısının ve genişliğinin fazla olması lümene yakın dentini kök kanal irrigasyonu sırasında kullanılan ajanlardan etkilenmeye daha müsait hale getirmektedir (Fusayama, 1980).

Çalışmamızda yapmış olduğumuz Mikrosertlik testinde dişler apikal, orta ve koronal olacak şekilde 3 bölüme ayrılıp ve kök kanal lümenine 0,5 mm mesafeden solüsyon uygulanmadan önce ve solüsyon uygulandıktan sonra 3'er ölçüm yapılarak ortalamaları alındı, en ideal ve en az yanıltıcı sonuçlar elde edilecek şekilde testin yapılması amaçlandı (Pimenta ve ark., 2012).

Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirildiği çalışmalar yüzey topografyası ile dentin ıslanabilirliği üzerindeki etkisi arasındaki güçlü ilişki nedeniyle önem arz etmekte ve bu özellik, materyalin dentine bağlanmasını kuvvetlendirirken mikroorganizmanın tutunmasını da doğrudan etkileyebilmektedir (Tang ve ark., 2011).

Yüzeyde meydana gelen pürüzlenmenin miktarının az olması kadar çok olması da bağlantının ideal şekilde kurulmasını olumsuz etkileyebilmektedir. Yüzeydeki pürüzlenmenin çok fazla olmasının materyal ile dentin adezyonunda boşluklara neden olabileceği, üç boyutlu tıkanmanın ideal şekilde sağlanamaması sonucu bakteriyel kolonizasyona ve sonrasında sızıntılara yol açabileceği bildirilmektedir (Ballal ve ark., 2010; Eldeniz ve ark., 2005). Bu risklerden ve demineralize edici etkilerinden dolayı, şelasyon solüsyonlarının kullanımında, irrigasyon ajanının tipi, konsantrasyonu ve uygulama süresi konusunda dikkatli olunması gerektiğini bildiren çalışmalar vardır (Kishen ve ark., 2008; Kowalski ve ark., 2006). Bu sebeple dentin yüzeyinde meydana gelen değişikliklerin hangi şelasyon ajanı ile ne kadar miktarda meydana geldiğini anlayabilmek ve yorumlayabilmek amacıyla yapmış olduğumuz çalışmada, yüzeydeki pürüzlülük seviyelerini hızlı ve etkin bir şekilde belirlemenizi sağlayan profilometre cihazı ile yüzey pürüzlülüğünü değerlendirdik (Tartari ve ark., 2013).

Endodontik tedavide kullanılan biyomateryal, statik koşullar altında materyal ile dentin arasında devamlı olarak bütünlüğün korunması amacıyla kök kanal dentinine iyi şekilde adapte olup yeterli bağlantıyı sağlayabilmeli, okluzal yük altında ve işlem sırasında uygulanan kondansasyon kuvvetlerine karşı yer değiştirmeye dirençli olmalıdır (Gancedo-Caravia ve Garcia-Barbero, 2006). Bu kuvvetlere karşı materyalin gösterdiği direnci ölçmek amacıyla günümüze kadar makaslama, gerilim ve itme bağlanma dayanımı testi gibi yöntemler kullanılmıştır. Fakat bu testlerin bazı sınırlamaları bulunmaktadır (Fisher ve ark., 2007). Gerilim testi, kuvvet transferi sırasında numunedeki veya gerilim dağılımındaki küçük değişiklikler, elde edilen veriler üzerinde anlamlı etki

yaratabileceğinden çok hassas bir testtir (Onay ve ark., 2009). Makaslama testinde ise, kuvvet transferi yapılacak uç ile bağlanma olan ara yüzü yakından hizalamayı gerektirmesi testin yapılmasını zorlaştırmaktadır. Yük, bağlantı ara yüzünden belli bir uzaklıkta dengelenir ve bu da numunede olmasını istemediğimiz tork yüklemesine sebep olarak sonuçların yanlış yorumlanmasına yol açabilir (Onay ve ark., 2009).

İtme bağlanma dayanımı testi ölçüm yapılacak materyalin bağlanma kuvvetinin değeri çok düşük olduğunda dahi değerlendirilemesine olanak tanıyabilmekte ve klinik stresler doğru şekilde taklit edilip hassas ölçüm yapılmasını sağlamaktadır (Ungor ve ark., 2006). İtme bağlanma dayanımı testi, değerlendirilecek materyal kök dentinin çevrelediği bir kanal içerisindeyken de uygulanabilmesine olanak tanınması nedeniyle avantajlıdır (Huffman ve ark., 2009; Sudsangiam ve van Noort, 1999). Makaslama ve gerilim testlerinde yalnızca kron dentinden alınan örnekler kullanılabiliyorken, itme bağlanma dayanımı testinde kök dentininden alınan kesitlerin kullanılması, iki farklı dentin yapısından kaynaklanan farklılıkların sonuçları etkilememesi bir diğer avantajdır (Duke ve Lindemuth, 1991).

İtme bağlanma dayanımı testinde kesitler haline getirilmiş dentin disklerinin kalınlığı, sonuçların doğruluğu açısından kritik bir özelliktir. İtme bağlanma dayanımı testinde kullanılan dentin diskinin kalınlığı arttıkça oluşan sürtünme kuvveti de artmaktadır, bunun sonucunda bağlanma dayanımının daha yüksek olarak ölçülüp sonuçların yanlış yorumlanmasının önüne geçmek için bütün numunelerdeki dentin kesitlerinin kalınlığının 1 mm olacak şekilde standardize edilmesi önerilmiştir (Duke ve Lindemuth, 1991; Pashley ve ark.,

1981). Collares ve ark. ise 1 mm'den daha kalın olan dentin disklerini, 1 mm ve daha az kalınlıkta dentin diskleriyle karşılaştırıldığında disk kalınlığının dislokasyon direncini artmasını sağladığını bildirmişlerdir (Collares ve ark., 2016). Biz de hem sürtünme kuvvetinin yaratabileceği dezavantajı hem de dislokasyon direncini göz önünde bulundurduğumuzda kullandığımız tüm numuneleri dişlerin orta üçlü kısmından ikişer tane 1 ± 0.1 mm kalınlığında kesitler olarak standardize edildi.

İtme bağlanma dayanımı testlerinde kuvvetin aktarılacağı ucun yalnızca bağ dayanımı ölçülecek olan materyale temas etmesi sağlanmalı ve sonuçların doğruluğu ve güvenilirliği açısından dentin yüzeyine hiçbir şekilde temas etmemesi ve çarpmaması gerekmektedir. Daha önce yapılan bir çalışmada, farklı piston çapının biyoseramik materyallerin itme bağlanma dayanımı etkisi üzerinde çalışmış ve farklı piston çaplarının itme bağlanma dayanımını önemli miktarda etkilemediği sonucuna ulaşmıştır (Guneser ve ark., 2013). Pane ve ark. ise itme bağlanma dayanımı testinin farklı yönlerini inceledikleri çalışmada piston uç çapı örnek çapının %70-90'ı olduğu sürece kuvvet sonuçlarını etkilemediğini bulmuşlardır (Pane ve ark., 2013). Çalışmamızda bu değerlendirmeler göz önünde bulundurarak test edilecek dentin disklerinin lümen çapı 1,3 mm olacak şekilde prepare edildiğinden 0,3 mm boşluk kalacak şekilde 1 mm çapında piston kullanılarak dentine temas etmeden kolayca ölçümü yapıldı.

Kanal lümenine kavite açılıp hazırlanmış numuneler %9 HEBP , %0,2 Kitosan ve salin solüsyonları ile 5 dk boyunca daldırma metodu ile yıkandı. Klinik protokolleri daha iyi yansıtabilmek amacıyla şelasyon ajanlarını kullanmadan önce NaOCl ile irrigasyon yapıp kalsiyum silikat esaslı materyal ile

dolduruldu. Şelasyon ajanlarının dentin tübüllerini açarak Biodentin'in itme bağlanma dayanımına etkisini yalnızca şelatörlerin etkinliği ile karşılaştırmak istediğimizden herhangi bir aktivasyon yöntemi kullanmayarak sadece daldırma metodu ile irrigasyon işlemini tamamlandı (Buldur ve ark., 2019).

Şelasyon ajanlarının smear tabakasını uzaklaştırma ve dentin tübüllerini açabilme yeteneği, temas süreleri ve konsantrasyonları ile belirlenir. Literatürde şelasyon ajanlarıyla etkilenmiş dentinin, itme bağlanma dayanımı ve mekanik özelliklerinin değişimini incelemek için yapılmış çalışmalarda dentini solüsyonlara maruz bırakma süreleri farklılık göstermektedir (Crumpton ve ark., 2005). Deneysel çalışmalarda optimum sonuçlar elde etmek amacıyla literatürde şelasyon ajanlarının kullanım süresinin 1, 5 ve 15 dk olması önerilmiştir; ancak dekalsifikasyon ajanları kullanılırken, sürenin uzun tutulmasının, kök dentininde zararlı etki oluşturmaya neden olabileceği kabul edilir (Mohammadi ve ark., 2019).

Literatürde, Kitosan solüsyonunun endodontide şelasyon ajanı olarak kullanılması konusunda sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Pimenta ve ark %0.2'lik Kitosan solüsyonunun kullanımının 5 dk süreyle uygulanmasının farklı konsantrasyonlarla hazırlanan madde ve dentin üzerindeki etki süreleri arasındaki karşılaştırmanın kök dentininde kullanım için en uygun kombinasyon olduğu bildirilmiştir (Pimenta ve ark., 2012).

HEBP solüsyonun %9 ve %18'lik konsantrasyonları smear tabakasını uzaklaştırmasında yaygın olarak tercih edilen konsantrasyonlarıdır (Ulusoy ve ark., 2017). %0,2'lik Kitosan solüsyonu için en iyi süre konsantrasyon kombinasyonunun 5 dk olması nedeniyle %9'luk HEBP solüsyonunu da 5 dk

süreyle uyguladık. Çalışmamızda irrigasyon solüsyonlarını kullanım süreleri ve konsantrasyonlarını gözeterek, smear tabakasının uzaklaştırılmasına olanak tanıyıp, klinik kullanım süresini taklit edecek şekilde, eşit sürelerde kullanıldı (Aslantas ve ark., 2014; Baruwa ve ark., 2022).

6.1. Vickers Mikrosertlik Testi ve Yüzey Pürüzlülüğü Testi

Dineshkumar ve ark. salin, %17 EDTA, MTAD ve %18'lik HEBP solüsyonlarını kullanarak dentinde meydana getirdikleri mikrosertlik değişimlerini incelemişlerdir. Tüm gruplar 20 dk boyunca %1.3 NaOCl solüsyonuna maruz bırakılıp ardından %17 EDTA (1 dk), MTAD (5 dk), %18'lik HEBP (5dk) ile son yıkamaları yapılmış ve tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark ortaya çıkmıştır. Salin grubundan sonra mikrosertlikte en az düşüşün %18 HEBP grubunda olduğunu bildirmişlerdir (Dineshkumar ve ark., 2012). Dineshkumar ve ark.'nın çalışmasında HEBP'nin dentin mikrosertliğini MTAD ve EDTA'ya kıyasla daha az etkilemesi bu iki solüsyonun daha fazla demineralizasyon kinetiğine sahip, güçlü şelasyon özelliği gösteren ajanlar olmasıdır. Yapmış olduğumuz çalışmada ise %9 HEBP dentin mikrosertliğini en fazla düşüren solüsyon olmuştur ve %0,2 Kitosan'a kıyasla dentin mikrosertliğini daha fazla etkilemiştir. Bunun nedeni ise %9 HEBP'le karşılaştırdığımız Kitosan solüsyonunun MTAD ve EDTA'ya göre zayıf demineralizasyon etkinliği gösteren solüsyon olmasıdır.

Pimenta ve ark.'nın mikrosertlik çalışmasında, % 0.2 Kitosan, %10 Sitrik Asit, %15 EDTA ve salin 5 dk süre ile kullanılmış ve ölçümler Knoop testi ile yapılmıştır. Mikrosertlik değerlerindeki en fazla düşüş Sitrik Asit grubunda, daha

sonra sırasıyla EDTA, Kitosan ve salin gruplarında meydana gelmiştir. Salin ve Sitrik Asit gruplarının ikisiyle Kitosan arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ancak EDTA grubu ile Kitosan grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (Pimenta ve ark., 2012). Çalışmamızla karşılaştırıldığında Kitosan'ın dentin mikrosertliğini azaltması, kontrol grubuyla arasında anlamlı fark çıkması ve tüm şelasyon ajanlarının dentin mikrosertliğini düşürmesi yönüyle benzerlik göstermektedir.

Ratih ve ark.'nın yaptıkları mikrosertlik çalışmasında %17 EDTA (5ml) % 0,2 Kitosan (5ml) ve %2,5 NaOCl' yi (5ml) 3 dk süreyle kullanmışlardır. Çalışma sonucunda %0,2 Kitosan nanopartikülleri, %17 EDTA' dan daha yüksek mikrosertlik değerleri ortaya çıkarmıştır ancak %2,5 NaOCl'e göre de daha düşük mikrosertlik değerleri ortaya koymuştur (Ratih ve ark., 2020). Bu çalışmada Kitosan nanopartikülleri demineralizasyon yeteneği güçlü bir ajan olan EDTA ile karşılaştırıldığında diş sert dokularının yapısında daha küçük değişikliklere neden olmuştur. Çalışmamız Kitosan'ın, kontrol grubundan sonra dentin mikrosertliğini en az etkileyen solüsyon olması yönüyle Ratih ve ark.'larının çalışmasının bulgularıyla benzerdir. Çalışmamızda Kitosan HEBP'ye kıyasla dentin mikrosertliğinde daha az değişime neden olmuştur ve bulgularımız Kitosan'ın dentin yüzeyini daha az demineralize eden zayıf bir şelat oluşturunca madde olduğunu desteklemektedir.

Tartari ve ark.'nın yüzey pürüzlülüğünü değerlendirdiği çalışmada salin (30 dk), %5 NaOCl+%18 HEBP karışımı (30 dk), %2,5 NaOCl (30 dk) gruplarını oluşturmuştur ve ilk ölçümlerden sonra, %2,5 NaOCl (30dk) grubundaki numunelere sırasıyla %17 EDTA (3 dk), %10 Sitrik Asit (3 dk) ve %9 HEBP (5

dk) solüsyonlarını uygulayarak 3 alt gruba ayırmıştır. Dentin yüzey pürüzlülüğü profilometre kullanılarak belirlenmiştir. %5 NaOCl ile %18 HEBP'nin (30 dk) karıştırılarak kullanıldığı grup ve % 2,5 NaOCl'nin (30dk) ardından Sitrik Asit (3dk) uygulanan grubun pürüzlülük değerleri diğer gruplara göre en yüksek miktarda artış göstermiştir (Tartari ve ark., 2013). HEBP, NaOCl ile karıştırıldığında 1 saat sonra NaOCl aktivitesinde bir miktar azalmaya neden olur, ancak iki madde taze karışımında aktif kalır (Dineshkumar ve ark., 2012). %5 NaOCl ile %18 HEBP'nin karıştırılarak kullanıldığı grupta gözlemlenen sonuçların en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerlerini gösteriyor olmasının NaOCl'nin dentinde HEBP için mevcut etki alanını artırabilecek deproteinasyon kanalları oluşturma yeteneğinden kaynaklandığını düşünmekteyiz (Tuncel ve ark., 2015). Bu faktörle bağlantılı olarak, %5 NaOCl+%18 HEBP'nin karıştırılarak kullanılması ve 30 dk boyunca uzun süreli kullanılması da etkisini güçlendirdiğini ve pürüzlülükteki en küçük değişikliklerin %2,5 NaOCl irrigasyonundan sonra 5 dk boyunca %9 HEBP uygulanan grupta görülmesinin nedenin ise çalışmad kullanılan diğer şelatlarla göre düşük konsantrasyondaki formunun ve uygulama süresinin kısa olmasından kaynaklı olduğunu düşünmekteyiz.

Ratih ve ark. ise %17 EDTA % 0,2 Kitosan ve %2,5 NaOCl' yi 3 dk süreyle kullanarak solüsyonların dentinde meydana getirdikleri yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmişlerdir. Kitosan nanopartikülleri istatistiksel olarak anlamlı derecede EDTA'dan daha düşük sonuçlar ortaya çıkarmıştır. Kitosan NaOCl ile karşılaştırıldığında daha yüksek yüzey pürüzlülüğü meydana getirmiştir ancak %0,2 Kitosan nanopartikülleri ile %2,5 NaOCl arasında yüzey pürüzlülüğü açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır (Ratih ve ark., 2020). Bu sonuçlar

çalışmamızla benzer şekilde Kitosan'ın zayıf asit olma özelliğini desteklemektedir ancak inorganik doku çözme özelliği zayıf olan NaOCl (kontrol) grubu ile Kitosan grubu arasında anlamlı fark çıkmamış olması çalışmamızın sonuçları ile örtüşmemektedir. Bunun sebebinin ise Kitosan solüsyonunun yeterli demineralizasyon etkinliği gösterebilmesi için gerekli olan 5 dk sürenin Ratih ve ark.'nın çalışmasında daha kısa tutulmuş olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Çalışmamız sonucunda elde ettiğimiz veriler HEBP ve Kitosan solüsyonunun dentin mikrosertliğinde azalmaya, yüzey pürüzlülüğünde artışa neden olduğunu göstermektedir ve bulgular şelasyon yapan ajanlarının dentin yüzeyinin kimyasal bileşimine müdahale ettiğini gösteren çalışma sonuçlarını doğrulamakta ve benzer etkileri ortaya koymaktadır (Ballal ve ark., 2010; Eldeniz ve ark., 2005). Bu bilgilere ilave olarak çalışmamızda Kitosan nanopartiküllerinin %0,2'sinin, %9 HEBP'ye kıyasla diş sert dokularının yapısında daha küçük değişikliklere neden olduğu, Kitosan'ın HEBP'ye göre dentin yüzeyini daha az demineralize ettiği, dentin yüzeyine daha az zarar verdiği ve bu nedenle daha zayıf şelatlayıcı ajan etkileri gösterdiği tespit edildi.

Bu bulgular sıfır hipotezimiz olan yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik değişimi nedeniyle dentinde oluşan harabiyet bakımından Kitosan'ın HEBP'ye göre daha olumlu değerler ortaya çıkaracağı hipotezini doğrulamaktadır.

6.2. İtme Bağlanma Dayanımı Testi

Elena ve ark.'nın çalışmasında salin, %5,25 NaOCl (30 dk), %17 EDTA (5 dk) ve karışım olan 5,25'lik % NaOCl ve %9 HEBP (NaOCl+HEBP) (30 dk)

solüsyonlarını kullanmışlardır. Kök dentini ile Biodentin, ProRoot MTA veya Total Fill materyalleri arasındaki itme bağlanma dayanımını değerlendirmişlerdir. Elde edilen sonuçlara göre NaOCl+HEBP grubunun Biodentin’le elde edilen itme bağlanma dayanımı EDTA, NaOCl ve salin gruplarına göre anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur (Reboloso de Barrio ve ark., 2021).

Elsayed ve ark.’nın çalışmalarında %17 EDTA, %2,5 Fitik Asit, %9 HEBP ve salin solüsyonlarını 1dk süre ile kullanarak Biodentin’in koronal dentinde itme bağlanma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. HEBP çözeltisi %5,25’lik NaOCl ile karıştırılarak hazırlanmıştır. Bağ dayanımları incelendiğinde; HEBP, EDTA ve salin grupları arasında bağlanma dayanımı değeri açısından aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ancak HEBP grubu, salin ve EDTA gruplarına göre matematiksel değer olarak yüksek bulunmuştur (Elsayed ve ark., 2023).

Elena ve ark. ve Elsayed ve ark.’nın yaptıkları çalışmada tüm gruplar arasında zayıf şelasyon ajanı olan HEBP’nin Biodentin ile en yüksek itme bağlanma dayanımı göstermesinin birincil nedeni NaOCl ile karıştırılarak kullanılmış olmasıdır. NaOCl’nin HEBP için mevcut etki alanını artırabilecek deproteinasyon kanalları oluşturması HEBP’nin etkinliğini arttırmaktadır (Paulson ve ark., 2018). Ayrıca önceki çalışmalar dentini HEBP ile şelatlamının Biodentin’in itme bağlanma dayanımını önemli ölçüde arttırdığını göstermiş ve bunu HEBP’nin kalsiyum silikat bazlı materyallerin hidratasyon sürecini geciktirmemesine ve smear tabakasını uzaklaştırma yeteneğine bağlamışlardır (Grech ve ark., 2013b; Wang ve ark., 2008). Yapmış olduğumuz çalışmada da HEBP uygulanan numuneler bu iki çalışmaya benzer şekilde tüm gruplar

içerisinde Biodentin'le en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini ortaya koymuştur. Ancak Elsayed ve ark.'nın çalışmasında HEBP grubu ile salin grubu arasında istatistiksel olarak fark çıkmamış olması bulgularımızdan farklıdır. Bu farklılığın sebebinin ise çalışmada kullandıkları HEBP solüsyonunun düşük konsantrasyonda, kısa süre ile kullanılmasından ve dolayısıyla etkinliğini tam olarak ortaya çıkaramamış olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Anju ve ark.'ları %9 HEBP (5ml) , %7 Maleik asit (5ml) %17 EDTA (5ml) ve salin solüsyonlarını 1dk kullanarak kök dentinde yaptıkları çalışmalarında Neo MTA Plus patını kullanarak şelasyon ajanlarının itme bağlanma dayanımına etkilerini değerlendirmişlerdir. HEBP'in Neo MTA Plus ile itme bağlanma dayanımı değeri diğer şelatlama ajanlarından daha düşük, salinden de anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. (Anju ve ark., 2022). Anju ve ark.'nın çalışmasında HEBP'nin bağ dayanımının EDTA'dan anlamlı olarak düşük çıkmasının NaOCl ile karıştırılarak kullanılmamış olması ve kısa süreli kullanımının tercih edilmiş olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Shahmari, çalışmasında %0,2 Kitosan ve %17 EDTA solüsyonlarını 3'er dk süre ile kullanarak Biodentin ve MTA'nın dentine olan bağlanma dayanımlarını test etmişlerdir. Çalışmadan elde edilen verilere göre; %0,2 Kitosan ve EDTA grupları arasında itme bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Matematiksel olarak ise Kitosan grubuna ait örneklerde EDTA'dan daha yüksek bağlanma dayanımı sonuçları elde edilmiştir (Shahmari, 2020).

Ratih ve ark. ise %0,5 Kitosan ve %17 EDTA solüsyonlarını kullandıkları çalışmalarında her iki solüsyonu da 1dk ve 3 dk süre ile kullanacak

şekilde dört gruba ayırmışlardır. Kök kanalları, epoksi rezin bazlı pat ve güta perka ile doldurulmuştur. Elde edilen değerlere bakıldığında uygulama süresinden bağımsız olarak % 0,5 Kitosan grubunun itme bağlanma değerinin daha yüksek olduğu ve bunu %17 EDTA'nın takip ettiği görülmüştür. Ancak solüsyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (Ratih ve ark., 2020).

Ratih ve ark. ve Shahmari ve ark.'nın çalışmalarında Kitosan nanopartikülleri tüm gruplar içerisinde en yüksek bağlanma dayanımı değerleri ortaya koymuştur. Kitosan nanoparçacığı hidrofiliktir; dolayısıyla dentin ile sıkı teması koruyabilir ve kolaylıkla adsorbe edilebilir (P. Silva ve ark., 2013). Kitosan, Kitosan nanopartiküllerinin katyonik hale gelmesini sağlayan ve kalsiyum dentin iyonları ile iyonik etkileşimleri tetikleyen fazla miktarda hidroksil ve amino gruplarına sahiptir. Kitosan'daki amino grubu protonlanabilir, bu da diğer moleküllerin kök kanalı dentinine adsorpsiyon için çekilmesine yol açar. Ayrıca, nanoboyutlu Kitosan'ın partikül boyutu, irrigasyon solüsyonunun dentin tübüllerine akışını kolaylaştırarak smear tabakasının uzaklaştırılmasını arttırabilir bu sayede materyal ile kök kanal duvarı arasında güçlü bağ oluşturmaktadır (Razumova ve ark., 2022). Çalışmamızda da Kitosan grubuna ait numunelerde yüksek bağ dayanımı değerleri ölçülmüştür.

Centenaro ve ark. itme bağlanma dayanımı testi sonrasında SEM ile biyoaktif materyallerin başarısızlık tiplerini incelemişler ve Biodentin'de karışık ve koheziv tipteki başarısızlıkların daha yüksek oranda gözlemlediklerini bildirmişlerdir (Centenaro ve ark., 2016) Aguiar ve ark. itme bağlanma dayanımı testi sonrası Biodentin'de gözlemlenen bağlantı başarısızlığı tiplerini incelemişler

sonrası değerlendirmişler ve koheziv ve karışık tipteki başarısızlık tiplerinin daha yoğun gözlemlendiğini belirtmişlerdir (Aguar ve ark., 2019).

Çalışmamızın sonuçlarındaki Biodentin ile dentin arasındaki bozulma tiplerini ele aldığımızda yüksek oranda karışık tipte bağlantı başarısızlığı, daha az olarak koheziv tip başarısızlık görüldü. Adeziv tip başarısızlık ise en az görülen bozulma tipi oldu. (Elsayed ve ark., 2023). Biodentin'in toz likit formunda olup küçük boyuttaki tanecikli yapıdan oluşması gelen kuvvet karşısında partiküllerin birbirinden ayrışmasına neden olabilmektedir ayrıca Biodentin'in dentin ve materyal ara yüzünde tag benzeri bir yapı oluşturma özelliğine sahip olması ve materyalin merkezinin daha kırılğan olması (Reboloso de Barrio ve ark., 2021) karışık tipte ve koheziv tipteki bozulmaların uygulanan solüsyondan bağımsız, tüm gruplarda oransal olarak daha yüksek miktarda görülmesini açıklamaktadır. Bu sayede materyal dentin tübüllerine kolay bir şekilde nüfuz edebilmekte ve yer değiştirme kuvvetlerine karşı direnç gösteren düşük viskozite göstermektedir (Alsubait ve ark., 2014).

Bulgularımız sonucunda HEBP ve Kitosan arasında itme bağlanma dayanımı açısından anlamlı fark bulunmamıştır ve sıfır hipotezimiz olan HEBP ve Kitosan arasında itme bağlanma dayanımı açısından farklılık olmayacağı hipotezini doğrulamaktadır.

7. SONUÇ ve ÖNERİLER

HEBP'nin dentinin mikrosertlik değerinin Kitosan'a kıyasla oldukça düşürmüş olması, dentin kırılabilirliği açısından bir dezavantaj olarak göze çarpmaktadır. Ayrıca HEBP'nin yüzeyde yaratmış olduğu fazla miktardaki pürüzlülüğünden dolayı dentinde daha fazla harabiyete neden olabileceğini göstermektedir.

Aşırı pürüzlendirilmiş yüzeylerde materyalin dentine penetrasyonunda boşlukların tam olarak doldurulamaması sebebiyle dentin-materyal bağlantısı kusurlu gerçekleşebilmekte ve sızıntıya neden olabilmektedir. Bununla beraber aşırı pürüzlendirilmiş yüzeylerin bakterin adezyonunu kolaylaştırması sorun teşkil etmektedir. Bu tez çalışmasının sonuçlarına göre doğal ve toksik olmayan Kitosan nanopartiküllerinin, EDTA'ya alternatif şelasyon ajanı olarak önerilebilmekteyiz; ancak Kitosan solüsyonu ile ilgili daha ileri çalışmalar yapılmasına ihtiyaç vardır.

8. KAYNAKLAR

- Agnihotri, S. A., Mallikarjuna, N. N., & Aminabhavi, T. M. (2004). Recent advances on chitosan-based micro- and nanoparticles in drug delivery. *J Control Release*, 100(1), 5-28. <https://doi.org/10.1016/j.jconrel.2004.08.010>
- Aguiar, B. A., Frota, L. M. A., Taguatinga, D. T., Vivan, R. R., Camilleri, J., Duarte, M. A. H., & de Vasconcelos, B. C. (2019). Influence of ultrasonic agitation on bond strength, marginal adaptation, and tooth discoloration provided by three coronary barrier endodontic materials. *Clin Oral Investig*, 23(11), 4113-4122. <https://doi.org/10.1007/s00784-019-02850-y>
- Akıncıbay, H., Senel, S., & Ay, Z. Y. (2007). Application of chitosan gel in the treatment of chronic periodontitis. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 80(2), 290-296. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.30596>
- Aksel, H., Küçükkaya Eren, S., Puralı, N., Serper, A., & Azim, A. A. (2017). Efficacy of different irrigant protocols and application systems on sealer penetration using a stepwise CLSM analysis. *Microsc Res Tech*, 80(12), 1323-1327. <https://doi.org/10.1002/jemt.22944>
- Alsubait, S. A., Hashem, Q., AlHargan, N., AlMohimeed, K., & Alkahtani, A. (2014). Comparative evaluation of push-out bond strength of ProRoot MTA, bioaggregate and biodentine. *J Contemp Dent Pract*, 15(3), 336-340. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-1539>
- Anju, P. K., Purayil, T. P., Ginpallı, K., & Ballal, N. V. (2022). Effect of chelating agents on push-out bond strength of NeoMTA Plus to root canal dentin. *Pesquisa Brasileira em Odontopediatria e Clínica Integrada*, 22, e210058.
- Anusavice, K. J. (2003). Philip's science of dental materials. 11 St. Louis: Elsevier Science, 96.
- Apaydin, E. S., Shabahang, S., & Torabinejad, M. (2004). Hard-tissue healing after application of fresh or set MTA as root-end-filling material. *Journal of endodontics*, 30(1), 21-24. <https://doi.org/10.1097/00004770-200401000-00004>
- 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. *Journal of endodontics*, 30(11), 792-795. <https://doi.org/10.1097/01.don.0000128747.89857.59>
- Arias-Moliz, M. T., Ferrer-Luque, C. M., Espigares-Rodríguez, E., Liébana-Ureña, J., & Espigares-García, M. (2008). Bactericidal activity of phosphoric acid, citric acid, and EDTA solutions against *Enterococcus faecalis*. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 106(2), e84-89. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2008.04.002>

- Arias-Moliz, M. T., Ordinola-Zapata, R., Baca, P., Ruiz-Linares, M., & Ferrer-Luque, C. M. (2014). Antimicrobial activity of a sodium hypochlorite/etidronic acid irrigant solution. *Journal of endodontics*, 40(12), 1999-2002. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2014.07.031>
- Arruda, R. A., Cunha, R. S., Miguita, K. B., Silveira, C. F., De Martin, A. S., Pinheiro, S. L., Rocha, D. G., & Bueno, C. E. (2012). Sealing ability of mineral trioxide aggregate (MTA) combined with distilled water, chlorhexidine, and doxycycline. *J Oral Sci*, 54(3), 233-239. <https://doi.org/10.2334/josnusd.54.233>
- Asgary, S., Parirokh, M., Eghbal, M. J., & Brink, F. (2005). Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. *Journal of endodontics*, 31(2), 101-103. <https://doi.org/10.1097/01.don.0000133156.85164.b2>
- Aslantas, E. E., Buzoglu, H. D., Altundasar, E., & Serper, A. (2014). Effect of EDTA, sodium hypochlorite, and chlorhexidine gluconate with or without surface modifiers on dentin microhardness. *Journal of endodontics*, 40(6), 876-879. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.10.041>
- 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. *Journal of endodontics*, 35(11), 1573-1576.
- Ballal, N. V., Mala, K., & Bhat, K. S. (2010). Evaluation of the effect of maleic acid and ethylenediaminetetraacetic acid on the microhardness and surface roughness of human root canal dentin. *Journal of endodontics*, 36(8), 1385-1388. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2010.04.002>
- Barcellos, D., Farina, A. P., Barcellos, R., Souza, M. A., Borba, M., Bedran-Russo, A. K., Bello, Y. D., Pimenta Vidal, C. M., & Cecchin, D. (2020). Effect of a new irrigant solution containing glycolic acid on smear layer removal and chemical/mechanical properties of dentin. *Sci Rep*, 10(1), 7313. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-64450-1>
- Baruwa, A. O., Martins, J. N., Maravic, T., Mazzitelli, C., Mazzoni, A., & Ginjeira, A. (2022). Effect of Endodontic Irrigating Solutions on Radicular Dentine Structure and Matrix Metalloproteinases—A Comprehensive Review. *Dentistry Journal*, 10(12), 219.
- Basrani, B., & Haapasalo, M. (2012). Update on endodontic irrigating solutions. *Endodontic topics*, 27(1), 74-102.
- 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. *Journal of endodontics*, 10(11), 525-531. [https://doi.org/10.1016/s0099-2399\(84\)80137-5](https://doi.org/10.1016/s0099-2399(84)80137-5)

- Baumgartner, J. C., & Cuenin, P. R. (1992). Efficacy of several concentrations of sodium hypochlorite for root canal irrigation. *Journal of endodontics*, 18(12), 605-612. [https://doi.org/10.1016/s0099-2399\(06\)81331-2](https://doi.org/10.1016/s0099-2399(06)81331-2)
- Baumgartner, J. C., & Mader, C. L. (1987). A scanning electron microscopic evaluation of four root canal irrigation regimens. *Journal of endodontics*, 13(4), 147-157.
- Behrend, G., Cutler, C. W., & Gutmann, J. (1996). An in-vitro study of smear layer removal and microbial leakage along root-canal fillings. *International endodontic journal*, 29(2), 99-107.
- Beltz, R. E., Torabinejad, M., & Pouresmail, M. (2003). Quantitative analysis of the solubilizing action of MTAD, sodium hypochlorite, and EDTA on bovine pulp and dentin. *Journal of endodontics*, 29(5), 334-337.
- Bernardon, J. K., Sartori, N., Ballarin, A., Perdigão, J., Lopes, G. C., & Baratieri, L. N. (2010). Clinical performance of vital bleaching techniques. *Oper Dent*, 35(1), 3-10. <https://doi.org/10.2341/09-008cr>
- Berutti, E., Marini, R., & Angeretti, A. (1997). Penetration ability of different irrigants into dentinal tubules. *Journal of endodontics*, 23(12), 725-727.
- Bhat, K. (1974). Tissue emphysema caused by hydrogen peroxide. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*, 38(2), 304-307.
- Bortoluzzi, E. A., Broon, N. J., Bramante, C. M., Felipe, W. T., Tanomaru Filho, M., & Esberard, R. M. (2009). The influence of calcium chloride on the setting time, solubility, disintegration, and pH of mineral trioxide aggregate and white Portland cement with a radiopacifier. *Journal of endodontics*, 35(4), 550-554. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2008.12.018>
- Boutsioukis, C., & Kishen, A. (2012). Fluid dynamics of syringe-based irrigation to optimise anti-biofilm efficacy in root-canal disinfection. *Roots*, 4, 22-31.
- Bowman, K., & Leong, K. W. (2006). Chitosan nanoparticles for oral drug and gene delivery. *Int J Nanomedicine*, 1(2), 117-128. <https://doi.org/10.2147/nano.2006.1.2.117>
- Br Dent, J. About the cover, april 2008, vol 204, no 8.[cited 2008, May 8]. In.
- Buldur, B., Oznurhan, F., & Kaptan, A. (2019). The effect of different chelating agents on the push-out bond strength of proroot mta and endosequence root repair material. *Eur Oral Res*, 53(2), 88-93. <https://doi.org/10.26650/eor.20191618>
- Butler, W. T., & Ritchie, H. (1995). The nature and functional significance of dentin extracellular matrix proteins. *Int J Dev Biol*, 39(1), 169-179.

- Byström, A., Claesson, R., & Sundqvist, G. (1985). The antibacterial effect of camphorated paramonochlorophenol, camphorated phenol and calcium hydroxide in the treatment of infected root canals. *Dental Traumatology*, 1(5), 170-175.
- Camilleri, J. (2008a). Characterization of hydration products of mineral trioxide aggregate. *International endodontic journal*, 41(5), 408-417. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2007.01370.x>
- Camilleri, J. (2008b). The chemical composition of mineral trioxide aggregate. *J Conserv Dent*, 11(4), 141-143. <https://doi.org/10.4103/0972-0707.48834>
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.05.010>
- Camilleri, J., Sorrentino, F., & Damidot, D. (2013). Investigation of the hydration and bioactivity of radiopacified tricalcium silicate cement, Biodentine and MTA Angelus. *Dent Mater*, 29(5), 580-593. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.03.007>
- Caron, G., Azérad, J., Faure, M. O., Machtou, P., & Boucher, Y. (2014). Use of a new retrograde filling material (Biodentine) for endodontic surgery: two case reports. *Int J Oral Sci*, 6(4), 250-253. <https://doi.org/10.1038/ijos.2014.25>
- Caron, G., Nham, K., Bronnec, F., & Machtou, P. (2010). Effectiveness of different final irrigant activation protocols on smear layer removal in curved canals. *Journal of endodontics*, 36(8), 1361-1366. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2010.03.037>
- Centenaro, C. F., Santini, M. F., da Rosa, R. A., Nascimento, A. L., Kuga, M. C., Pereira, J. R., & Só, M. V. (2016). Effect of calcium hydroxide on the bond strength of two bioactive cements and SEM evaluation of failure patterns. *Scanning*, 38(3), 240-244. <https://doi.org/10.1002/sca.21266>
- Chen, W. P., Chen, Y. Y., Huang, S. H., & Lin, C. P. (2013). Limitations of push-out test in bond strength measurement. *Journal of endodontics*, 39(2), 283-287. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.11.002>
- Cheng, L., Ye, F., Yang, R., Lu, X., Shi, Y., Li, L., Fan, H., & Bu, H. (2010). Osteoinduction of hydroxyapatite/beta-tricalcium phosphate bioceramics in mice with a fractured fibula. *Acta Biomater*, 6(4), 1569-1574. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2009.10.050>
- Clegg, M., Vertucci, F., Walker, C., Belanger, M., & Britto, L. (2006). The effect of exposure to irrigant solutions on apical dentin biofilms in vitro. *Journal of endodontics*, 32(5), 434-437.

- Cobankara, F. K., Ozkan, H. B., & Terlemez, A. (2010). Comparison of organic tissue dissolution capacities of sodium hypochlorite and chlorine dioxide. *Journal of endodontics*, 36(2), 272-274.
- Collares, F. M., Portella, F. F., Rodrigues, S. B., Celeste, R. K., Leitune, V. C. B., & Samuel, S. M. W. (2016). The influence of methodological variables on the push-out resistance to dislodgement of root filling materials: a meta-regression analysis. *International endodontic journal*, 49(9), 836-849. <https://doi.org/10.1111/iej.12539>
- Craig, R. G., Gehring, P. E., & Peyton, F. A. (1959). Relation of structure to the microhardness of human dentin. *J Dent Res*, 38(3), 624-630. <https://doi.org/10.1177/00220345590380032701>
- Crumpton, B. J., Goodell, G. G., & McClanahan, S. B. (2005). Effects on smear layer and debris removal with varying volumes of 17% REDTA after rotary instrumentation. *Journal of endodontics*, 31(7), 536-538. <https://doi.org/10.1097/01.don.0000148871.72896.1d>
- Czonstkowsky, M., Wilson, E. G., & Holstein, F. A. (1990). The smear layer in endodontics. *Dental Clinics of North America*, 34(1), 13-25.
- Çalt, S., & Serper, A. (2000). Smear layer removal by EGTA. *Journal of endodontics*, 26(8), 459-461.
- De-Deus, G., Zehnder, M., Reis, C., Fidel, S., Fidel, R. A., Galan, J., Jr., & Paciornik, S. (2008). Longitudinal co-site optical microscopy study on the chelating ability of etidronate and EDTA using a comparative single-tooth model. *Journal of endodontics*, 34(1), 71-75. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2007.09.020>
- Del Carpio-Perochena, A., Kishen, A., Shrestha, A., & Bramante, C. M. (2015). Antibacterial Properties Associated with Chitosan Nanoparticle Treatment on Root Dentin and 2 Types of Endodontic Sealers. *Journal of endodontics*, 41(8), 1353-1358. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.03.020>
- Derise, N. L., Ritchey, S. J., & Furr, A. K. (1974). Mineral Composition of Normal Human Enamel and Dentin and the Relation of Composition to Dental Caries: I. Macrominerals and Comparison of Methods of Analyses. *Journal of Dental Research*, 53, 847 - 852.
- Dineshkumar, M. K., Vinothkumar, T. S., Arathi, G., Shanthisree, P., & Kandaswamy, D. (2012). Effect of ethylene diamine tetra-acetic acid, MTAD™, and HEBP as a final rinse on the microhardness of root dentin. *J Conserv Dent*, 15(2), 170-173. <https://doi.org/10.4103/0972-0707.94587>
- Duke, E. S., & Lindemuth, J. (1991). Variability of clinical dentin substrates. *Am J Dent*, 4(5), 241-246.

- 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. *Journal of endodontics*, 32(6), 527-531. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2005.09.001>
- Eick, J. D., Wilko, R. A., Anderson, C. H., & Sorensen, S. E. (1970). Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe. *J Dent Res*, 49(6), Suppl:1359-1368. <https://doi.org/10.1177/00220345700490063601>
- 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. *Journal of endodontics*, 31(2), 107-110. <https://doi.org/10.1097/01.don.0000136212.53475.ad>
- Eliades, G., Eliades, T., & Watts, D. C. (2005). *Dental hard tissues and bonding*. Springer.
- Elsayed, M., Elbanna, A., Rahman, M., & Youssef, M. (2022). Comparative evaluation of the antibacterial effect of different combinations of etidronate, nanochitosan and NaOCl on *E. faecalis*. *Biofilm. J Int Dent Med Res*, 15, 1429-1433.
- Elsayed, M. A., Islam, M. S., Elbeltagy, K., & Nassar, M. (2023). Effect of different chelating agents on the shear bond strength of calcium silicate-based cements to coronal dentin. *Aust Endod J*, 49 Suppl 1, 426-432. <https://doi.org/10.1111/aej.12759>
- Ersu, B., Hannak, W., & Freesmeyer, W. (2007). Tam ve bölümlü protezlerde kullanılan akrilik rezin dişlerin sertliklerinin karşılaştırılması. *HÜ Diş Fak Derg*, 31, 58-64.
- Farrugia, C., Lung, C. Y. K., Schembri Wismayer, P., Arias-Moliz, M. T., & Camilleri, J. (2018). The Relationship of Surface Characteristics and Antimicrobial Performance of Pulp Capping Materials. *Journal of endodontics*, 44(7), 1115-1120. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2018.04.002>
- Fisher, M. A., Berzins, D. W., & Bahcall, J. K. (2007). An in vitro comparison of bond strength of various obturation materials to root canal dentin using a push-out test design. *Journal of endodontics*, 33(7), 856-858. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2007.02.011>
- Foley, D. B., Weine, F. S., Hagen, J. C., & deObarrio, J. J. (1983). Effectiveness of selected irrigants in the elimination of *Bacteroides melaninogenicus* from the root canal system: an in vitro study. *Journal of endodontics*, 9(6), 236-241.
- 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. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.10064>
- Fusayama, T. (1980). Two layers of carious dentine. *New concepts in operative dentistry*. Chicago, IL: Quintessence Pub, 18-19.

- Fusayama, T., Okuse, K., & Hosoda, H. (1966). Relationship between hardness, discoloration, and microbial invasion in carious dentin. *J Dent Res*, 45(4), 1033-1046. <https://doi.org/10.1177/00220345660450040401>
- Gancedo-Caravia, L., & Garcia-Barbero, E. (2006). Influence of humidity and setting time on the push-out strength of mineral trioxide aggregate obturations. *Journal of endodontics*, 32(9), 894-896. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2006.03.004>
- Garberoglio, R., & Brännström, M. (1976). Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Archives of oral biology*, 21(6), 355-362.
- Giardino, L., Del Fabbro, M., Morra, M., Pereira, T., Bombarda de Andrade, F., Savadori, P., & Generali, L. (2019). Dual Rinse(®) HEDP increases the surface tension of NaOCl but may increase its dentin disinfection efficacy. *Odontology*, 107(4), 521-529. <https://doi.org/10.1007/s10266-019-00436-4>
- Giardino, L., Savoldi, E., Ambu, E., Rimondini, R., Palezona, A., & Debbia, E. A. (2009). Antimicrobial effect of MTAD, Tetraclean, Cloreximid, and sodium hypochlorite on three common endodontic pathogens. *Indian J Dent Res*, 20(3), 391. <https://doi.org/10.4103/0970-9290.57353>
- Goldberg, F., & Spielberg, C. (1982). The effect of EDTAC and the variation of its working time analyzed with scanning electron microscopy. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*, 53(1), 74-77.
- 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. *Journal of endodontics*, 8(11), 487-492.
- Goracci, C., Grandini, S., Bossù, M., Bertelli, E., & Ferrari, M. (2007). Laboratory assessment of the retentive potential of adhesive posts: a review. *J Dent*, 35(11), 827-835. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2007.07.009>
- Goracci, C., Tavares, A. U., Fabianelli, A., Monticelli, F., Raffaelli, O., Cardoso, P. C., Tay, F., & Ferrari, M. (2004). The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci*, 112(4), 353-361. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2004.00146.x>
- Gökay, N., & Türkün, L. Ş. (2002). Farklı kompozit rezin materyallerinin aşınma ve sertlik özelliklerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi.
- Grandini, S., Balleri, P., & Ferrari, M. (2002). Evaluation of Glyde File Prep in combination with sodium hypochlorite as a root canal irrigant. *Journal of endodontics*, 28(4), 300-303.

- Grawehr, M., Sener, B., Waltimo, T., & Zehnder, M. (2003). Interactions of ethylenediamine tetraacetic acid with sodium hypochlorite in aqueous solutions. *International endodontic journal*, 36(6), 411-417. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2591.2003.00670.x>
- Grech, L., Mallia, B., & Camilleri, J. (2013a). Characterization of set Intermediate Restorative Material, Biodentine, Bioaggregate and a prototype calcium silicate cement for use as root-end filling materials. *International endodontic journal*, 46(7), 632-641. <https://doi.org/10.1111/iej.12039>
- Grech, L., Mallia, B., & Camilleri, J. (2013b). Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials. *Dent Mater*, 29(2), e20-28. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.11.007>
- Grossman, L. I., & Meiman, B. W. (1941). Solution of pulp tissue by chemical agents. *The Journal of the American Dental Association*, 28(2), 223-225.
- Gulabivala, K., Patel, B., Evans, G., & Ng, Y. L. (2005). Effects of mechanical and chemical procedures on root canal surfaces. *Endodontic topics*, 10(1), 103-122.
- Guneser, M. B., Akbulut, M. B., & Eldeniz, A. U. (2013). Effect of various endodontic irrigants on the push-out bond strength of biodentine and conventional root perforation repair materials. *Journal of endodontics*, 39(3), 380-384. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.11.033>
- Haapasalo, M., Endal, U., Zandi, H., & Coil, J. M. (2005). Eradication of endodontic infection by instrumentation and irrigation solutions. *Endodontic topics*, 10(1), 77-102.
- Han, L., & Okiji, T. (2011). Uptake of calcium and silicon released from calcium silicate-based endodontic materials into root canal dentine. *International endodontic journal*, 44(12), 1081-1087. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2011.01924.x>
- Hargreaves, K. (2011). Cohen's pathways of the pulp tenth edition. *Mosby Elsevier. St. Louis, Mo, USA*.
- Hariharan, V., Nandlal, B., & Srilatha, K. (2010). Efficacy of various root canal irrigants on removal of smear layer in the primary root canals after hand instrumentation: a scanning electron microscopy study. *Journal of Indian society of pedodontics and Preventive Dentistry*, 28(4), 271-277.
- Hashem, A. A., & Wanees Amin, S. A. (2012). The effect of acidity on dislodgment resistance of mineral trioxide aggregate and bioaggregate in furcation perforations: an in vitro comparative study. *Journal of endodontics*, 38(2), 245-249. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.09.013>
- Hench, L. L. (1991). Bioceramics: from concept to clinic. *Journal of the american ceramic society*, 74(7), 1487-1510.

- Holland, R., de Souza, V., Nery, M. J., Bernabé o, F., Filho, J. A., Junior, E. D., & Murata, S. S. (2002). Calcium salts deposition in rat connective tissue after the implantation of calcium hydroxide-containing sealers. *Journal of endodontics*, 28(3), 173-176. <https://doi.org/10.1097/00004770-200203000-00007>
- Huang, Y., Li, X., Mandal, P., Wu, Y., Liu, L., Gui, H., & Liu, J. (2019). The in vitro antimicrobial activities of four endodontic sealers. *BMC Oral Health*, 19(1), 118. <https://doi.org/10.1186/s12903-019-0817-2>
- Huffman, B. P., Mai, S., Pinna, L., Weller, R. N., Primus, C. M., Gutmann, J. L., Pashley, D. H., & Tay, F. R. (2009). Dislocation resistance of ProRoot Endo Sealer, a calcium silicate-based root canal sealer, from radicular dentine. *International endodontic journal*, 42(1), 34-46. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2008.01490.x>
- Hülsmann, M., Heckendorff, M., & Lennon, A. (2003). Chelating agents in root canal treatment: mode of action and indications for their use. *International endodontic journal*, 36(12), 810-830.
- Jain, P., & Ranjan, M. (2015). The rise of bioceramics in endodontics: A review. *Int J Pharm Bio Sci*, 6(1), 416-422.
- Jainaen, A., Palamara, J. E., & Messer, H. H. (2007). Push-out bond strengths of the dentine-sealer interface with and without a main cone. *International endodontic journal*, 40(11), 882-890. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2007.01308.x>
- Jefferies, S. R. (1998). The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am*, 42(4), 613-627.
- JH, K. (2004). The mechanical properties of human dentin: a critical review and reevaluation of the dental literature. *Crit Rev Oral Biol Med*, 15, 403-413.
- Jitaru, S., Hodisan, I., Timis, L., Lucian, A., & Bud, M. (2016). The use of bioceramics in endodontics - literature review. *Clujul Med*, 89(4), 470-473. <https://doi.org/10.15386/cjmed-612>
- Joniot, S., Salomon, J. P., Dejou, J., & Grégoire, G. (2006). Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Oper Dent*, 31(1), 39-46. <https://doi.org/10.2341/04-166>
- Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., & Silikas, N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med*, 18(1), 155-163. <https://doi.org/10.1007/s10856-006-0675-8>
- Kamin, R., Vikram, R., Ashwini, P., Vijaylakshmi, L., & Kumar, N. (2022). Continuous Soft Chelation in Endodontics. *RGUHS Journal of Dental Sciences*, 14(2).

- Kara Tuncer, A., & Tuncer, S. (2012). Effect of different final irrigation solutions on dentinal tubule penetration depth and percentage of root canal sealer. *Journal of endodontics*, 38(6), 860-863. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.03.008>
- Karakoç, P. (2014). Farklı ışık kaynakları ve ışık uygulama tekniklerinin kompozitlerin mikrosertlik değerleri üzerine etkisi.
- Kaur, M., Singh, H., Dhillon, J. S., Batra, M., & Saini, M. (2017). MTA versus Biodentine: Review of Literature with a Comparative Analysis. *J Clin Diagn Res*, 11(8), Zg01-zg05. <https://doi.org/10.7860/jcdr/2017/25840.10374>
- 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. *Archives of oral biology*, 41(1), 9-13. [https://doi.org/10.1016/0003-9969\(95\)00109-3](https://doi.org/10.1016/0003-9969(95)00109-3)
- Kishen, A., Sum, C. P., Mathew, S., & Lim, C. T. (2008). Influence of irrigation regimens on the adherence of *Enterococcus faecalis* to root canal dentin. *Journal of endodontics*, 34(7), 850-854. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2008.04.006>
- Kowalski, W. J., Kasper, E. L., Hatton, J. F., Murray, B. E., Nallapareddy, S. R., & Gillespie, M. J. (2006). *Enterococcus faecalis* adhesin, Ace, mediates attachment to particulate dentin. *Journal of endodontics*, 32(7), 634-637. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2005.12.005>
- Kratchman, S. I. (2004). Perforation repair and one-step apexification procedures. *Dent Clin North Am*, 48(1), 291-307. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2003.12.003>
- Kumar, P., Prasad, N., Darawade, A., Bhagat, S. K., Narayana, N., & Darawade, P. (2015). The Effect of Four Commonly used Root Canal Irrigants on the Removal of Smear Layer: An In-vitro Scanning Electron Microscope Study. *J Int Oral Health*, 7(9), 88-93.
- Kurita, K. (1998). Chemistry and application of chitin and chitosan. *Polymer Degradation and stability*, 59(1-3), 117-120.
- Küçük, M., Kermeoğlu, F., & Kalender, A. (2016). Endodontide kullanılan güncel irrigasyon solüsyonları, sistem ve cihazları. *Annals of Health Sciences Research*, 5(1), 29-37.
- Lewinstein, I., & Grajower, R. (1981). Root dentin hardness of endodontically treated teeth. *Journal of endodontics*, 7(9), 421-422. [https://doi.org/10.1016/s0099-2399\(81\)80042-8](https://doi.org/10.1016/s0099-2399(81)80042-8)
- Lewinstein, I., Hirschfeld, Z., Stabholz, A., & Rotstein, I. (1994). Effect of hydrogen peroxide and sodium perborate on the microhardness of human enamel and dentin. *Journal of endodontics*, 20(2), 61-63. [https://doi.org/10.1016/s0099-2399\(06\)81181-7](https://doi.org/10.1016/s0099-2399(06)81181-7)
- Linde, A., & Goldberg, M. (1993). Dentinogenesis. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 4(5), 679-728.

- Lopes, R. M. V., Marins, F. C., Belladonna, F. G., Souza, E. M., De-Deus, G., Lopes, R. T., & Silva, E. (2018). Untouched canal areas and debris accumulation after root canal preparation with rotary and adaptive systems. *Aust Endod J*, 44(3), 260-266. <https://doi.org/10.1111/aej.12237>
- Lundgren, T., Nannmark, U., & Linde, A. (1992). Calcium ion activity and pH in the odontoblast-predentin region: ion-selective microelectrode measurements. *Calcified tissue international*, 50, 134-136.
- Shahmari, M. (2020). *Kitosan Nanopartiküllerinin Kalsiyum Silikat İçerikli Kök Kanal Dolgu Materyallerinin Kök Kanalına Bağlanma Dayanımı Ve Smear Tabakasının Uzaklaştırılması Üzerine Etkisinin İncelenmesi* (Tez no:661655) [Uzmanlık Tezi, Marmara Üniversitesi]. Yükseköğretim Kurulu Yayın ve Dokümantasyon Daire Başkanlığı Ulusal Tez Merkezi.
- MacDougall, M., Simmons, D., Luan, X., Nydegger, J., Feng, J., & Gu, T. T. (1997). Dentin phosphoprotein and dentin sialoprotein are cleavage products expressed from a single transcript coded by a gene on human chromosome 4. Dentin phosphoprotein DNA sequence determination. *J Biol Chem*, 272(2), 835-842. <https://doi.org/10.1074/jbc.272.2.835>
- Machado, R., Garcia, L., da Silva Neto, U. X., Cruz Filho, A. M. D., Silva, R. G., & Vansan, L. P. (2018). Evaluation of 17% EDTA and 10% citric acid in smear layer removal and tubular dentin sealer penetration. *Microsc Res Tech*, 81(3), 275-282. <https://doi.org/10.1002/jemt.22976>
- Mader, C. L., Baumgartner, J. C., & Peters, D. D. (1984). Scanning electron microscopic investigation of the smeared layer on root canal walls. *Journal of endodontics*, 10(10), 477-483. [https://doi.org/10.1016/s0099-2399\(84\)80204-6](https://doi.org/10.1016/s0099-2399(84)80204-6)
- Mahoney, E., Holt, A., Swain, M., & Kilpatrick, N. (2000). The hardness and modulus of elasticity of primary molar teeth: an ultra-micro-indentation study. *J Dent*, 28(8), 589-594. [https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(00\)00043-9](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(00)00043-9)
- Malheiros, C. F., Marques, M. M., & Gavini, G. (2005). In vitro evaluation of the cytotoxic effects of acid solutions used as canal irrigants. *Journal of endodontics*, 31(10), 746-748. <https://doi.org/10.1097/01.don.0000157994.49432.67>
- Malhotra, N., Agarwal, A., & Mala, K. (2013). Mineral trioxide aggregate: a review of physical properties. *Compend Contin Educ Dent*, 34(2), e25-32.
- Malkondu, Ö., Karapinar Kazandağ, M., & Kazazoğlu, E. (2014). A review on biodentine, a contemporary dentine replacement and repair material. *Biomed Res Int*, 2014, 160951. <https://doi.org/10.1155/2014/160951>

- Marconyak, L. J., Jr., Kirkpatrick, T. C., Roberts, H. W., Roberts, M. D., Aparicio, A., Himel, V. T., & Sabey, K. A. (2016). A Comparison of Coronal Tooth Discoloration Elicited by Various Endodontic Reparative Materials. *Journal of endodontics*, 42(3), 470-473. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.10.013>
- Martínez-Gomis, J., Bizar, J., Anglada, J. M., Samsó, J., & Peraire, M. (2003). Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *Int J Prosthodont*, 16(1), 74-77.
- Martinho, F. C., Chiesa, W. M., Marinho, A. C., Zaia, A. A., Ferraz, C. C., Almeida, J. F., Souza-Filho, F. J., & Gomes, B. P. (2010). Clinical investigation of the efficacy of chemomechanical preparation with rotary nickel-titanium files for removal of endotoxin from primarily infected root canals. *Journal of endodontics*, 36(11), 1766-1769. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2010.08.019>
- Matthews, B., & Vongsavan, N. (1994). Interactions between neural and hydrodynamic mechanisms in dentine and pulp. *Archives of oral biology*, 39, S87-S95.
- McComb, D., & Smith, D. C. (1975). A preliminary scanning electron microscopic study of root canals after endodontic procedures. *Journal of endodontics*, 1(7), 238-242.
- Mohammadi, Z., Shalavi, S., Yaripour, S., Kinoshita, J.-I., Manabe, A., Kobayashi, M., Giardino, L., Palazzi, F., Sharifi, F., & Jafarzadeh, H. (2019). Smear layer removing ability of root canal irrigation solutions: a review. *The journal of contemporary dental practice*, 20(3), 395-402.
- Moinzadeh, A. T., Jongsma, L. A., & Wesselink, P. R. (2015). Considerations about the use of the "push-out" test in Endodontic research. *International endodontic journal*, 48(5), 498-500. <https://doi.org/10.1111/iej.12416>
- Moorer, W., & Wesselink, P. (1982). Factors promoting the tissue dissolving capability of sodium hypochlorite. *International endodontic journal*, 15(4), 187-196.
- Morago, A., Ordinola-Zapata, R., Ferrer-Luque, C. M., Baca, P., Ruiz-Linares, M., & Arias-Moliz, M. T. (2016). Influence of Smear Layer on the Antimicrobial Activity of a Sodium Hypochlorite/Etidronic Acid Irrigating Solution in Infected Dentin. *Journal of endodontics*, 42(11), 1647-1650. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2016.07.023>
- Mozayeni, M. A., Milani, A. S., Marvasti, L. A., & Asgary, S. (2012). Cytotoxicity of calcium enriched mixture cement compared with mineral trioxide aggregate and intermediate restorative material. *Aust Endod J*, 38(2), 70-75. <https://doi.org/10.1111/j.1747-4477.2010.00269.x>
- Nagas, E., Uyanik, O., Altundasar, E., Durmaz, V., Cehreli, Z. C., Vallittu, P. K., & Lassila, L. V. (2010). Effect of different intraorifice barriers on the fracture resistance of roots obturated

- with Resilon or gutta-percha. *Journal of endodontics*, 36(6), 1061-1063.
<https://doi.org/10.1016/j.joen.2010.03.006>
- Namazikhah, M. S., Nekoofar, M. H., Sheykhrezae, M. S., Salariyeh, S., Hayes, S. J., Bryant, S. T., Mohammadi, M. M., & Dummer, P. M. (2008). The effect of pH on surface hardness and microstructure of mineral trioxide aggregate. *International endodontic journal*, 41(2), 108-116. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2007.01325.x>
- Naseri, M., Eftekhari, L., Gholami, F., Atai, M., & Dianat, O. (2019). The effect of calcium hydroxide and nano-calcium hydroxide on microhardness and superficial chemical structure of root canal dentin: an ex vivo study. *Journal of endodontics*, 45(9), 1148-1154.
- Nasseh, A. (2009). The rise of bioceramics. *Endodontic practice*, 2(1), 17-22.
- Nicholls, E. (1979). Root filling techniques. *J Br Endod Soc*, 12 Suppl, 65-71.
<https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.1979.tb00826.x>
- Nikolaus, B. E., Wayman, B. E., & Encinas, E. (1988). The bactericidal effect of citric acid and sodiumhypochlorite on anaerobic bacteria. *Journal of endodontics*, 14(1), 31-34.
- No, H. K., Park, N. Y., Lee, S. H., & Meyers, S. P. (2002). Antibacterial activity of chitosans and chitosan oligomers with different molecular weights. *International journal of food microbiology*, 74(1-2), 65-72.
- Nordvi, M. Oral&Craniofacial Histology. Section Listing: topics, dentin, section 54. 2002-2003.[cited 2008, May 8]. In.
- Nordvi, M. Oral&Craniofacial Histology. Section Listing: topics, dentin, section 57. 2002-2003.[cited 2008, May 8]. In.
- Nordvi, M. Oral&Craniofacial Histology. Section Listing: topics, enamel, section 64. 2002-2003.[cited 2008, May 8]. In.
- Nygaard-Ostby, B. (1957). Chelation in root canal therapy. Ethylendiamine tetraacetic acid for cleansing and widening of root canals. *Odontol Tidskr*, 65, 3-11.
- Oliveira, L. D., Carvalho, C. A., Nunes, W., Valera, M. C., Camargo, C. H., & Jorge, A. O. (2007). Effects of chlorhexidine and sodium hypochlorite on the microhardness of root canal dentin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 104(4), e125-128.
<https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2007.04.019>
- Onay, E. O., Ungor, M., Ari, H., Belli, S., & Ogus, E. (2009). Push-out bond strength and SEM evaluation of new polymeric root canal fillings. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 107(6), 879-885. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2009.01.023>

- Ozlek, E., Rath, P. P., Kishen, A., & Neelakantan, P. (2020). A chitosan-based irrigant improves the dislocation resistance of a mineral trioxide aggregate-resin hybrid root canal sealer. *Clin Oral Investig*, 24(1), 151-156. <https://doi.org/10.1007/s00784-019-02916-x>
- Özgür, U. (2007). Deneyisel endodontide üç boyutlu rekonstrüksiyon çalışmaları. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(3), 181-186.
- Pane, E. S., Palamara, J. E., & Messer, H. H. (2013). Critical evaluation of the push-out test for root canal filling materials. *Journal of endodontics*, 39(5), 669-673. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.12.032>
- Parirokh, M., & Torabinejad, M. (2010). Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--Part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *Journal of endodontics*, 36(1), 16-27. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.09.006>
- Parirokh, M., Torabinejad, M., & Dummer, P. M. H. (2018). Mineral trioxide aggregate and other bioactive endodontic cements: an updated overview - part I: vital pulp therapy. *International endodontic journal*, 51(2), 177-205. <https://doi.org/10.1111/iej.12841>
- Park, S. J., Heo, S. M., Hong, S. O., Hwang, Y. C., Lee, K. W., & Min, K. S. (2014). Odontogenic effect of a fast-setting pozzolan-based pulp capping material. *Journal of endodontics*, 40(8), 1124-1131. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2014.01.004>
- Pascon, F. M., Kantovitz, K. R., Sacramento, P. A., Nobre-dos-Santos, M., & Puppini-Rontani, R. M. (2009). Effect of sodium hypochlorite on dentine mechanical properties. A review. *J Dent*, 37(12), 903-908. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2009.07.004>
- Pashley, D., & Liewehr, F. (2006). Structure and functions of the dentin-pulp complex. *Pathways of the Pulp*, 9, 460-513.
- Pashley, D., & Liewehr, F. (2010). *Pathways of the Pulp* (H. K. M, Ed.). Mosby Elsevier.
- Pashley, D., Okabe, A., & Parham, P. (1985). The relationship between dentin microhardness and tubule density. *Endod Dent Traumatol*, 1(5), 176-179. <https://doi.org/10.1111/j.1600-9657.1985.tb00653.x>
- Pashley, D. H. (1992). Dentin permeability and dentin sensitivity. *Proceedings of the Finnish Dental Society. Suomen Hammaslaakariseuran toimituksia*, 88, 31-37.
- Pashley, D. H. (1996). Dynamics of the pulpo-dentin complex. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 7(2), 104-133.
- Pashley, D. H., & Matthews, W. (1993). The effects of outward forced convective flow on inward diffusion in human dentine in vitro. *Archives of oral biology*, 38(7), 577-582.
- Pashley, D. H., Michelich, V., & Kehl, T. (1981). Dentin permeability: effects of smear layer removal. *J Prosthet Dent*, 46(5), 531-537. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(81\)90243-2](https://doi.org/10.1016/0022-3913(81)90243-2)

- Patel, N., Best, S. M., Bonfield, W., Gibson, I. R., Hing, K. A., Damien, E., & Revell, P. A. (2002). A comparative study on the in vivo behavior of hydroxyapatite and silicon substituted hydroxyapatite granules. *J Mater Sci Mater Med*, 13(12), 1199-1206. <https://doi.org/10.1023/a:1021114710076>
- Patterson, S. S. (1963). In vivo and in vitro studies of the effect of the disodium salt of ethylenediamine tetra-acetate on human dentine and its endodontic implications. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*, 16(1), 83-103.
- Paulson, L., Ballal, N. V., & Bhagat, A. (2018). Effect of Root Dentin Conditioning on the Pushout Bond Strength of Biodentine. *Journal of endodontics*, 44(7), 1186-1190. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2018.04.009>
- Pelepenko, L. E., Saavedra, F., Antunes, T. B. M., Bombarda, G. F., Gomes, B., Zaia, A. A., Camilleri, J., & Marciano, M. A. (2021). Physicochemical, antimicrobial, and biological properties of White-MTAFlow. *Clin Oral Investig*, 25(2), 663-672. <https://doi.org/10.1007/s00784-020-03543-7>
- Peliz, M. I., Duarte, S., Jr., & Dinelli, W. (2005). Scanning electron microscope analysis of internal adaptation of materials used for pulp protection under composite resin restorations. *J Esthet Restor Dent*, 17(2), 118-128. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2005.tb00098.x>
- Penick, E. C., & Osetek, E. M. (1970). Intracanal drugs and chemicals in endodontic therapy. *Dental Clinics of North America*, 14(4), 743-756.
- Peter, M. G. (1995). Applications and environmental aspects of chitin and chitosan. *Journal of Macromolecular Science, Part A: Pure and Applied Chemistry*, 32(4), 629-640.
- Peters, O. A., Boessler, C., & Zehnder, M. (2005). Effect of liquid and paste-type lubricants on torque values during simulated rotary root canal instrumentation. *International endodontic journal*, 38(4), 223-229. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2005.00937.x>
- Piconi, C., & Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25. [https://doi.org/10.1016/s0142-9612\(98\)00010-6](https://doi.org/10.1016/s0142-9612(98)00010-6)
- Pimenta, J. A., Zapparoli, D., Pécora, J. D., & Cruz-Filho, A. M. (2012). Chitosan: effect of a new chelating agent on the microhardness of root dentin. *Braz Dent J*, 23(3), 212-217. <https://doi.org/10.1590/s0103-64402012000300005>
- Poskus, L. T., Placido, E., & Cardoso, P. E. (2004). Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dent Mater*, 20(8), 726-732. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2003.10.006>

- Prati, C., & Gandolfi, M. G. (2015). Calcium silicate bioactive cements: Biological perspectives and clinical applications. *Dent Mater*, 31(4), 351-370. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.01.004>
- Queiroz, M. B., Torres, F. F. E., Rodrigues, E. M., Viola, K. S., Bosso-Martelo, R., Chavez-Andrade, G. M., Guerreiro-Tanomaru, J. M., & Tanomaru-Filho, M. (2021). Physicochemical, biological, and antibacterial evaluation of tricalcium silicate-based reparative cements with different radiopacifiers. *Dent Mater*, 37(2), 311-320. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.11.014>
- Raghavendra, S. S., Jadhav, G. R., Gathani, K. M., & Kotadia, P. (2017). Bioceramics in endodontics - a review. *J Istanbul Univ Fac Dent*, 51(3 Suppl 1), S128-s137. <https://doi.org/10.17096/jiufd.63659>
- Ramamoorthi, S., Nivedhitha, M. S., & Vanajassun, P. P. (2013). Effect of two different chemomechanical caries removal agents on dentin microhardness: An: in vitro: study. *Journal of Conservative Dentistry and Endodontics*, 16(5), 429-433.
- Ratih, D. N., Enggardipta, R. A., & Kartikaningtyas, A. T. (2020). The effect of chitosan nanoparticle as a final irrigation solution on the smear layer removal, micro-hardness and surface roughness of root canal dentin. *The Open Dentistry Journal*, 14(1).
- Razumova, S., Brago, A., Serebrov, D., Barakat, H., Kozlova, Y., Howijieh, A., Guryeva, Z., Enina, Y., & Troitskiy, V. (2022). The application of nano silver argitos as a final root canal irrigation for the treatment of pulpitis and apical periodontitis. in vitro study. *Nanomaterials*, 12(2), 248.
- Reboloso de Barrio, E., Gancedo-Caravia, L., García-Barbero, E., & Pérez-Higueras, J. J. (2021). Effect of exposure to root canal irrigants on the push-out bond strength of calcium silicate-based cements. *Clin Oral Investig*, 25(5), 3267-3274. <https://doi.org/10.1007/s00784-020-03658-x>
- Ren, L., Li, M., Pan, Y., & Meng, X. (2018). Influence of Polishing Methods on the Bonding Effectiveness and Durability of Different Resin Cements to Dentin. *Biomed Res Int*, 2018, 9189354. <https://doi.org/10.1155/2018/9189354>
- Saghiri, M. A., Lotfi, M., Saghiri, A. M., Vosoughhosseini, S., Aeinehchi, M., & Ranjkesh, B. (2009). Scanning electron micrograph and surface hardness of mineral trioxide aggregate in the presence of alkaline pH. *Journal of endodontics*, 35(5), 706-710. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.01.017>
- Saito, T., Toyooka, H., Ito, S., & Crenshaw, M. A. (2003). In vitro study of remineralization of dentin: effects of ions on mineral induction by decalcified dentin matrix. *Caries Res*, 37(6), 445-449. <https://doi.org/10.1159/000073398>

- Sarkar, N. K., Caicedo, R., Ritwik, P., Moiseyeva, R., & Kawashima, I. (2005). Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. *Journal of endodontics*, 31(2), 97-100. <https://doi.org/10.1097/01.don.0000133155.04468.41>
- Sauáia, T. S., Gomes, B. P., Pinheiro, E. T., Zaia, A. A., Ferraz, C. C., & Souza-Filho, F. J. (2006). Microleakage evaluation of intraorifice sealing materials in endodontically treated teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 102(2), 242-246. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2005.10.055>
- Sceiza, M. F., Daniel, R. L., Santos, E. M., & Jaeger, M. M. (2001). Cytotoxic effects of 10% citric acid and EDTA-T used as root canal irrigants: an in vitro analysis. *Journal of endodontics*, 27(12), 741-743. <https://doi.org/10.1097/00004770-200112000-00007>
- Segura, J. J., Calvo, J. R., Guerrero, J. M., Sampedro, C., Jimenez, A., & Llamas, R. (1996). The disodium salt of EDTA inhibits the binding of vasoactive intestinal peptide to macrophage membranes: endodontic implications. *Journal of endodontics*, 22(7), 337-340. [https://doi.org/10.1016/s0099-2399\(96\)80213-5](https://doi.org/10.1016/s0099-2399(96)80213-5)
- Seltzer, S., Bender, I. B., Hargreaves, K. M., & Goodis, H. E. (2002). Seltzer and Bender's dental pulp. (No Title).
- Setbon, H. M., Devaux, J., Iserentant, A., Leloup, G., & Leprince, J. G. (2014). Influence of composition on setting kinetics of new injectable and/or fast setting tricalcium silicate cements. *Dent Mater*, 30(12), 1291-1303. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.09.005>
- Shahravan, A., Haghdoust, A. A., Adl, A., Rahimi, H., & Shadifar, F. (2007). Effect of smear layer on sealing ability of canal obturation: a systematic review and meta-analysis. *Journal of endodontics*, 33(2), 96-105. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2006.10.007>
- Shenoy, A., & Shenoy, N. (2010). Dental ceramics: An update. *J Conserv Dent*, 13(4), 195-203. <https://doi.org/10.4103/0972-0707.73379>
- Silva, P. V., Guedes, D. F., Nakadi, F. V., Pécora, J. D., & Cruz-Filho, A. M. (2013). Chitosan: a new solution for removal of smear layer after root canal instrumentation. *International endodontic journal*, 46(4), 332-338. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2012.02119.x>
- 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. *International endodontic journal*, 34(2), 120-132. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2591.2001.00357.x>
- Singh, H., Kaur, M., Markan, S., & Kapoor, P. (2014). Biodentine: A promising dentin substitute. *J Interdiscipl Med Dent Sci*, 2(140), 2.
- Singla, M. G., Garg, A., & Gupta, S. (2011). MTAD in endodontics: an update review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 112(3), e70-76. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2011.02.015>

- Sly, M. M., Moore, B. K., Platt, J. A., & Brown, C. E. (2007). Push-out bond strength of a new endodontic obturation system (Resilon/Epiphany). *Journal of endodontics*, 33(2), 160-162. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2006.09.014>
- Souza, S. F., Bombana, A. C., Francci, C., Gonçalves, F., Castellan, C., & Braga, R. R. (2009). Polymerization stress, flow and dentine bond strength of two resin-based root canal sealers. *International endodontic journal*, 42(10), 867-873. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2009.01581.x>
- Spangberg, L., Engström, B., & Langeland, K. (1973). Biologic effects of dental materials: 3. Toxicity and antimicrobial effect of endodontic antiseptics in vitro. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*, 36(6), 856-871.
- Stojicic, S., Zivkovic, S., Qian, W., Zhang, H., & Haapasalo, M. (2010). Tissue dissolution by sodium hypochlorite: effect of concentration, temperature, agitation, and surfactant. *Journal of endodontics*, 36(9), 1558-1562.
- Sudsangiam, S., & van Noort, R. (1999). Do dentin bond strength tests serve a useful purpose? *J Adhes Dent*, 1(1), 57-67.
- Swarup, S., & Rao, A. (2013). *Bioceramics in pediatric endodontics*. LAP LAMBERT Academic Publishing.
- Şen, B. H., Ertürk, Ö., & Pişkin, B. (2009). The effect of different concentrations of EDTA on instrumented root canal walls. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 108(4), 622-627.
- T, A. (2012). Endodonti. In *Kök kanallarının irrigasyonu* (pp. 288-312). Nobel Kitabevi.
- Tang, L., Pillai, S., Revsbech, N. P., Schramm, A., Bischoff, C., & Meyer, R. L. (2011). Biofilm retention on surfaces with variable roughness and hydrophobicity. *Biofouling*, 27(1), 111-121. <https://doi.org/10.1080/08927014.2010.544848>
- Tartari, T., Duarte Junior, A. P., Silva Júnior, J. O., Klautau, E. B., Silva, E. S. J. M. H., & Silva, E. S. J. P. A. (2013). Etidronate from medicine to endodontics: effects of different irrigation regimes on root dentin roughness. *J Appl Oral Sci*, 21(5), 409-415. <https://doi.org/10.1590/1679-775720130201>
- Teixeira, C. S., Felipe, M. C., & Felipe, W. T. (2005). The effect of application time of EDTA and NaOCl on intracanal smear layer removal: an SEM analysis. *International endodontic journal*, 38(5), 285-290. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2005.00930.x>
- Topbas, C., & Adiguzel, O. (2017). Endodontic irrigation solutions: A review: Endodontic irrigation solutions. *International Dental Research*, 7(3), 54-61.
- Topbaş, C. (2015) Farklı şelasyon solüsyonlarının kök kanal dentininin mikrosertliği ve yüzey pürüzlülüğü üzerine etkilerinin incelenmesi.

- Topçuoğlu, H. S., Arslan, H., Akçay, M., Saygili, G., Çakici, F., & Topçuoğlu, G. (2014). The effect of medicaments used in endodontic regeneration technique on the dislocation resistance of mineral trioxide aggregate to root canal dentin. *Journal of endodontics*, 40(12), 2041-2044. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2014.08.018>
- Torabinejad, M., Handysides, R., Khademi, A. A., & Bakland, L. K. (2002). Clinical implications of the smear layer in endodontics: a review. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 94(6), 658-666.
- Torabinejad, M., Khademi, A. A., Babagoli, J., Cho, Y., Johnson, W. B., Bozhilov, K., Kim, J., & Shabahang, S. (2003). A new solution for the removal of the smear layer. *Journal of endodontics*, 29(3), 170-175. <https://doi.org/10.1097/00004770-200303000-00002>
- Torabinejad, M., & Parirokh, M. (2010). Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--part II: leakage and biocompatibility investigations. *Journal of endodontics*, 36(2), 190-202. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.09.010>
- Tuncel, B., Nagas, E., Cehreli, Z., Uyanik, O., Vallittu, P., & Lassila, L. (2015). Effect of endodontic chelating solutions on the bond strength of endodontic sealers. *Brazilian oral research*, 29, 1-6.
- Ulusoy, Ö., Zeyrek, S., & Çelik, B. (2017). Evaluation of smear layer removal and marginal adaptation of root canal sealer after final irrigation using ethylenediaminetetraacetic, peracetic, and etidronic acids with different concentrations. *Microsc Res Tech*, 80(7), 687-692. <https://doi.org/10.1002/jemt.22851>
- Ungor, M., Onay, E. O., & Orucoglu, H. (2006). Push-out bond strengths: the Epiphany-Resilon endodontic obturation system compared with different pairings of Epiphany, Resilon, AH Plus and gutta-percha. *International endodontic journal*, 39(8), 643-647. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2006.01132.x>
- Uzunoglu, E., Aktemur, S., Uyanik, M. O., Durmaz, V., & Nagas, E. (2012). Effect of ethylenediaminetetraacetic acid on root fracture with respect to concentration at different time exposures. *Journal of endodontics*, 38(8), 1110-1113. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.04.026>
- Vallés, M., Mercadé, M., Duran-Sindreu, F., Bourdelande, J. L., & Roig, M. (2013). Influence of light and oxygen on the color stability of five calcium silicate-based materials. *Journal of endodontics*, 39(4), 525-528. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.12.021>
- Vertucci, F. J. (1984). Root canal anatomy of the human permanent teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 58(5), 589-599. [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(84\)90085-9](https://doi.org/10.1016/0030-4220(84)90085-9)

- Vieira, A. R., Siqueira, J. F., Jr., Ricucci, D., & Lopes, W. S. (2012). Dentinal tubule infection as the cause of recurrent disease and late endodontic treatment failure: a case report. *Journal of endodontics*, 38(2), 250-254. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.10.019>
- Violich, D. R., & Chandler, N. P. (2010). The smear layer in endodontics - a review. *International endodontic journal*, 43(1), 2-15. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2009.01627.x>
- Wang, R., Shen, Y., Ma, J., Huang, D., Zhou, X., Gao, Y., & Haapasalo, M. (2015). Evaluation of the Effect of Needle Position on Irrigant Flow in the C-shaped Root Canal Using a Computational Fluid Dynamics Model. *Journal of endodontics*, 41(6), 931-936. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.02.002>
- Wang, X., Sun, H., & Chang, J. (2008). Characterization of Ca₃SiO₅/CaCl₂ composite cement for dental application. *Dent Mater*, 24(1), 74-82. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.02.006>
- Wang, Z. (2015). Bioceramic materials in endodontics. *Endodontic topics*, 32(1), 3-30.
- Wassell, R. W., McCabe, J. F., & Walls, A. W. (1992). Subsurface deformation associated with hardness measurements of composites. *Dent Mater*, 8(4), 218-223. [https://doi.org/10.1016/0109-5641\(92\)90088-t](https://doi.org/10.1016/0109-5641(92)90088-t)
- 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. <https://doi.org/10.1006/jsbi.1999.4096>
- Whitehead, S. A., Shearer, A. C., Watts, D. C., & Wilson, N. H. (1995). Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil*, 22(6), 421-427. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1995.tb00795.x>
- Williams, S., & Goldman, M. (1985). Penetrability of the smeared layer by a strain of *Proteus vulgaris*. *Journal of endodontics*, 11(9), 385-388.
- Xu, Z., Neoh, K. G., Lin, C. C., & Kishen, A. (2011). Biomimetic deposition of calcium phosphate minerals on the surface of partially demineralized dentine modified with phosphorylated chitosan. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 98(1), 150-159.
- 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. *Journal of endodontics*, 9(4), 137-142. [https://doi.org/10.1016/s0099-2399\(83\)80032-6](https://doi.org/10.1016/s0099-2399(83)80032-6)
- Yamaguchi, M., Yoshida, K., Suzuki, R., & Nakamura, H. (1996). Root canal irrigation with citric acid solution. *Journal of endodontics*, 22(1), 27-29. [https://doi.org/10.1016/s0099-2399\(96\)80232-9](https://doi.org/10.1016/s0099-2399(96)80232-9)

- Yang, H. S., Lang, L. A., Guckes, A. D., & Felton, D. A. (2001). The effect of thermal change on various dowel-and-core restorative materials. *J Prosthet Dent*, 86(1), 74-80. <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.115503>
- Yilmaz, S., Dumani, A., & Yoldas, O. (2016). The effect of antibiotic pastes on microhardness of dentin. *Dental Traumatology*, 32(1), 27-31.
- Yuan, Z., Peng, B., Jiang, H., Bian, Z., & Yan, P. (2010). Effect of bioaggregate on mineral-associated gene expression in osteoblast cells. *Journal of endodontics*, 36(7), 1145-1148.
- Zaparolli, D., Saquy, P. C., & Cruz-Filho, A. M. (2012). Effect of sodium hypochlorite and EDTA irrigation, individually and in alternation, on dentin microhardness at the furcation area of mandibular molars. *Braz Dent J*, 23(6), 654-658. <https://doi.org/10.1590/s0103-64402012000600005>
- Zapf, A. M., Chedella, S. C., & Berzins, D. W. (2015). Effect of additives on mineral trioxide aggregate setting reaction product formation. *Journal of endodontics*, 41(1), 88-91. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2014.07.020>
- Zehnder, M. (2006). Root canal irrigants. *Journal of endodontics*, 32(5), 389-398. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2005.09.014>
- Zehnder, M., Schmidlin, P., Sener, B., & Waltimo, T. (2005). Chelation in root canal therapy reconsidered. *Journal of Endodontics*, 31(11), 817-820. <https://doi.org/10.1097/01.don.0000158233.59316.fe>

9. ÖZGEÇMİŞ

