



T.C
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANABİLİM
DALI

**FARKLI YÜZEY DEZENFEKSİYON TEKNİKLERİ UYGULANAN
MİNERAL TRİOKSİT AGREGATIN CAM İYONOMERE
MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

Deniz YANIK

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. DR. Kürşat ER

2018-ANTALYA



DENİZ YANIK

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

2018-ANTALYA

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

FARKLI YÜZEY DEZENFEKSİYON TEKNİKLERİ
UYGULANAN MİNERAL TRİOKSİT AGREGATIN
CAM İYONOMERE MAKASLAMA BAĞLANMA
DAYANIMININ KARŞILAŞTIRILMASI

Dt. Deniz YANIK

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Danışman

Prof. Dr. Kürşat ER

Bu tez Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından 2391 ID numaralı TDH-2017-2391 kodlu proje ile desteklenmiştir.

2018 - ANTALYA

ONAY SAYFASI

Deniz YANIK tarafından sunulan bu çalışma jürimiz tarafından oy birliği ile Endodonti Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir. 13/03/2018

İmza

Danışman : Prof. Dr. Kürşat ER (Akdeniz Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Ali ERDEMİR (Kırıkkale Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Alper KUŞTARCI (Akdeniz Üniversitesi)

Bu tez, 26/02/2018 tarih ve 9/34 sayılı Yönetim Kurulu kararıyla belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Kürşat Er

Dekan

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, bu çalışmamın baştan sona kadar danışmanım Prof. Dr. Kürşat ER'in sorumluluğunda tamamladığımı, tasarımı, hazırlanması, araştırmalarının yapılması ve bulgularının analizlerinde bilimsel etiğe ve akademik kurallara özenle riayet edildiğini; doğrudan birincil ürün olmayan bulguların, verilerin bilimsel etiğe uygun olarak kaynak gösterildiğini, resim ve tablolarda orjinal metne sadık kalınarak Türkçeleştirme yapıldığını ve alıntı yapılan çalışmalara atfedildiğini beyan ederim.

Dt. Deniz YANIK

İmza

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Kürşat Er

İmza

TEŞEKKÜR

Uzmanlık yıllarımda ve tüm tez sürecimde bilgisi ve deneyimiyle bana yol gösteren, tüm imkân ve olanakları sağlayarak uzmanlık eğitimimi ve tez sürecimi en iyi şekilde tamamlamamı sağlayan, sabrını ve yardımını esirgemeyen tez danışmanım ve değerli hocam Prof. Dr. Kürşat ER'e, uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, tez sürecimde de yanımda olan Doç. Dr. Alper KUŞTARCI'ya ve Yrd. Doç. Dr. Öznur TUNCAY'a saygılarımı sunarım. Her daim beni destekleyen ve her koşulu sağlamaktan çekinmeyen aileme, uzmanlık eğitimim boyunca her zaman desteğiyle yanımda olan Dt. İlhan ALTINSOY'a, her zaman yakınlığı ve yardımını hissettiğim başta Dt. Hatice HARORLI, Uzm. Dt. Damla KIRICI, Uzm. Dt. Hakan AYDIN, Uzm. Dt. Berna TAT, Dt. Özge ÇİLOĞLU, Dt. Simay KOÇ ve tüm Endodonti Kliniği çalışanlarına teşekkürlerimi ve sevgilerimi sunarım.

Dt. Deniz YANIK

ÖZET

Amaç: Bu çalışma oluşturulan yapay kavite düzeneğindeki MTA'ya farklı zamanlarda (15 dk, 24 sa, 72 sa) uygulanan farklı dezenfeksiyon yöntemlerinin CİS'in makaslama dayanımına etkisini incelemeyi amaçlamıştır.

Yöntem: Bu çalışmada, her birinin merkezinde yapay kavite düzeneği oluşturulan (çapı 5 milimetre, yüksekliği 2 mm olan) 180 silindirik akrilik blok kullanılmıştır. Numuneler, MTA yerleştirildikten sonra dezenfeksiyon yöntemi uygulama zamanına göre üç ana gruba ayrılmıştır. Buna göre; *Grup 1*'de MTA uygulandıktan 15 dakika sonra, *Grup 2*'de MTA uygulandıktan 24 saat sonra, *Grup 3*'de MTA uygulandıktan 72 saat sonra kavite dezenfeksiyon yöntemleri uygulanmıştır. Her üç grup da boşluk dezenfeksiyon yöntemlerine göre üç gruba ayrıldı. Ayrıca, üç ana grup, her grup 15 blok içerecek şekilde dört alt gruba ayrılmıştır. *Grup A*; KHG (2ml /m, % 2), *Grup B*; ozon (çıkış gücü 10), *Grup C*; diyot lazer (810 nm, 1.5W, 15 saniyelik döngü ile) ve *Grup D* kontrol grubu olarak belirlenmiştir. Kavite dezenfeksiyon yöntemleri ilgili gruplara uygulandıktan sonra CİS, 4 mm yüksekliğinde 3 mm çaplı bir esnek plastik tüp yardımıyla MTA üzerine uygulanıp hemen polimerizasyon gerçekleştirilmiş ve plastik tüpler uzaklaştırılmıştır. Tüm örnekler daha sonra Üniversal Test Cihazı ile test edilmiştir. Sonuçlar MPa'ya çevrildikten sonra istatistiksel analiz yapılmıştır.

Bulgular: Ozon ve diyot lazer ile kavite dezenfeksiyonu kontrol grubuna göre anlamlı farklılık göstermemiştir ($P>0.05$). KHG, grubu kontrol grubuna göre anlamlı derecede düşük bağlanma kuvveti değerleri göstermiştir ($P<0.05$). MTA'nın sertleşmesi için beklenen süreler arasında (15dk, 24 sa, 72 sa) istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Sonuç: MTA ve üzerine uygulanacak kaide materyali CİS'in bağlanma kuvvetine ozon ve diyotun negatif etkisi olmazken, KHG bağlanma kuvvetini azaltmıştır. MTA üzerine CİS 15 dk'lık bekleme süresi ardından başarılı bir şekilde uygulanabilir.

Anahtar Kelimeler: mineral trioksit agregat, kavite dezenfeksiyonu, klorheksidin glukonat, ozon, lazer, makaslama bağlanma dayanımı, adezyon

ABSTRACT

Objective: The aim of this study was to evaluate the effects of different cavity disinfection methods on the bond strength of mineral trioxide aggregate (MTA) and glass ionomer cement (GIC) at 3 intervals after placement of MTA.

Method: In current study, 180 cylindrical acrylic blocks, each of which had a hole (5 mm in diameter and 2 mm in height) in the center were used. The samples were divided into 3 main groups on the basis of the intervals after placement of MTA. Main groups 1, 2 and 3 had intervals of 15 minutes, 24 hours and 72 hours respectively. All 3 groups were divided into 4 subgroups on the basis of the cavity disinfection methods. *Group A*; chlorhexidine gluconate (CHX) (2mL/m, 2%), *Group B*; ozone (output power was 10), *Group C*; diode laser (810 nm, 1.5W, with 15-second cycle) and *Group D* was the control group. After all cavity disinfection methods were applied to all groups, GIC was applied with the aid of a 4 mm height 3 mm diameter flexible plastic tube on the MTA and cured immediately. After curing process, plastic tubes were removed. A universal testing machine was used for shear bond strength test. Shear bond strength in MPa was calculated by dividing the peak load at failure with the specimen surface area. Statistical analysis was performed.

Results: Cavity disinfection with ozone and diode laser showed no significant differences according to the control group ($P>0.05$). CHX group showed significantly lower bond strength than the control group ($P<0.05$). There was no statistically significant difference between the intervals (15 m, 24 h, 72 h) after placement of MTA.

Conclusion: In current study, CHX lowered the bond strength between MTA and GIC when used as a base material while ozone and diode laser had no negative effect. GIC can be successfully applied on MTA after a 15 min interval.

Key words: mineral trioxide aggregate, cavity disinfection, pretreatment, chlorhexidine gluconate, ozone, laser, shear bond strength, adhesion

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER	iii
ŞEKİLLER	vii
TABLolar ve GRAFİKLER	viii
RESİMLER	ix
SİMGELER ve KISALTMALAR	x
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 MTA	3
2.1.1. MTA'nın Klinik Kullanım Alanları	3
2.1.2. Sertleşme mekanizması	5
2.1.3. Kimyasal Özellikler	7
2.1.4. Fiziksel Özellikler	8
2.1.4.1. Basınç Dayanımı	9
2.1.4.2. Bükülme Dayanımı	9
2.1.4.3. İtme Dayanımı	10
2.1.4.4. Diğer Materyallerle Bağlanma Dayanımı	10
2.1.4.5. Tutuculuk Dayanımı	11
2.1.4.6. pH	11
2.1.4.7. Radyopasite	11
	iii

2.1.4.8. Partikül boyutu	11
2.1.4.9. Porozite	12
2.1.4.10. Mikrosertlik	13
2.1.4.11. Kırılma dayanımı	13
2.1.4.12. Yerleştirme Metodu	14
2.1.5. Biyoloji	15
2.1.6. Dezavantajları	16
2.2. CİS	19
2.2.1. CİS'lerin Klinik Kullanımlarına Göre Sınıflama	19
2.2.2. CİS'lerin Kimyasal Özelliklerine Göre Sınıflama	20
2.2.3. Geleneksel CİS'in Genel Özellikleri	20
2.2.3.1. Kimyasal Özellikleri	20
2.2.3.2. Sertleşme Mekanizması	21
2.2.3.3. Mekanik Özellikleri	22
2.2.3.4. Flor Salınım Özelliği	23
2.2.3.5. Biyouyumluluğu	24
2.2.3.6. Diğer Dolgu Materyalleriyle Bağlanma Kuvveti	24
2.2.4. Rezin Modifiye CİS	25
2.2.5. Poliasit Modifiye CİS (Kompomer)	26
2.3. KAVİTE DEZENFEKTANLARI	27
2.3.1. KHG	28
2.3.1.1. KHG'nin Kullanım Alanları	28
2.3.1.2. KHG'nin Yapısı	28

2.3.1.3. KHG'nin Etki Mekanizması	29
2.3.1.4. KHG'nin Antimikrobiyal Etkinliği	29
2.3.1.5. KHG'nin Kalıcılığı	30
2.3.1.6 KHG'nin Bağlanma Kuvvetine Etkinliği	30
2.3.1.7. KHG'nin Mikrosızıntıya Etkinliği	31
2.2.1.8. KHG'nin Toksisitesi ve Dezavantajları	31
2.3.2. Ozon	32
2.3.2.1. Ozonun Tarihçesi	33
2.3.2.2. Ozonun Fiziksel Özellikleri	33
2.3.2.3. Ozonun Kimyasal Özellikleri	34
2.3.2.4. Ozonun Etki Mekanizması	34
2.3.2.5. Ozonun Kullanım Alanları	36
2.3.2.6. Ozonun Diş hekimliğinde Kullanım Alanları	36
2.3.3. Lazer	38
2.3.3.1. Er:YAG, Nd:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler	42
2.3.3.2. Diyot lazer	46
2.4. ADEZYON	48
2.4.1. Adezyon Mekanizması	49
2.4.2. Restoratif Materyallerin Adezyonu	50
2.4.3. Adezyonun Değerlendirilmesi	50
2.4.4. Adezyonun Değerlendirilmesinde Kullanılan Testler	51

3. GEREÇ ve YÖNTEM	54
3.1. Örneklerin Hazırlanması	55
3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması	56
3.3. Makaslama Bağlanma Dayanımı Ölçülmesi	59
3.4. İstatistiksel Analizlerin Yapılması	60
4. BULGULAR	62
5. TARTIŞMA	66
5. 1. Makaslama Bağlanma Testi	66
5.2. KHG'nin Etkisi	67
5.3. Ozonun Etkisi	69
5.4. Diyet Lazerin Etkisi	71
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	74
KAYNAKLAR	76
ÖZGEÇMİŞ	99

ŞEKİLLER

Şekil 1. KHG'nin moleküler yapısı.	28
Şekil 2. Ozon molekülünün yapısı.	32
Şekil 3. Çeşitli lazerlerin elektromagnetik spektrumda buldukları yerler.	38
Şekil 4. Lazer-doku etkileşimlerinin şeması: yansıma, saçılma, emilim ve iletim.	40
Şekil 5. Hemoglobin, oksihemoglobin ve melaninin elektromanyetik spektrumdaki görelî absorpsiyonları.	40
Şekil 6. Su ve hidroksiapatitin elektromanyetik spektrumdaki görelî absorpsiyonları.	41
Şekil 7. Suyun kızılötesi bölgede emilim eğrisi; sert doku ablasyonu için kullanılan iki lazerin dalga boyu ve emilim değerleri.	43
Şekil 8. A. Asit uygulanmış yüzey. B. Er:YAG lazer uygulanmış yüzey.	44
Şekil 9. Yüksek emilim değerleri nedeniyle Er:YAG lazer dokuda daha az penetre olur, dokuda ablasyon oluşturabilmek için daha düşük enerji ve zaman gerektirir.	45
Şekil 10. Adeziv sistemlere ait terminoloji.	49
Şekil 11. Makaslama kuvveti şematik gösterimi. A. Elastik gerilim B. Plastik gerilim.	51
Şekil 12. Makaslama bağlanma testinin şematik gösterimi.	52

TABLolar ve GRAFİKLER

Tablo 1. ISO standartlarına göre, CİS'in taşınması gereken özellikler.	23
Tablo 2. Ozonun fiziksel özellikleri.	34
Tablo 3. Çeşitli lazerlerin dalga boyları ve buldukları spetrumlar.	42
Tablo 4. Tüm grup ve alt grupların ortalama MPa ve standart sapma değerleri (Sütundaki istatistiksel farklılıkları göstermek için; a ve b, satırdaki istatistiksel farklılıkları göstermek için; x kullanılmıştır).	62
Grafik 1. Tüm grup ve alt grupların makaslama kuvvetlerinin ortalama değerlerinin karşılaştırılması. (Çizgi ile bağlanan sütunlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır).	64
Grafik 2. Grup 1 (15 dk)'in ortalama makaslama kuvveti değerleri (Çizgi ile bağlanan sütunlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır).	65
Grafik 3. Grup 2 (24 sa)'in ortalama makaslama kuvveti değerleri (Çizgi ile bağlanan sütunlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır).	65
Grafik 4. Grup 3 (72 sa)'ün ortalama makaslama kuvveti değerleri.	65

RESİMLER

- Resim 1.** Beyaz ve gri MTA ticari formları. 7
- Resim 2.** MTA partüküllerinin TEM'de görünümü; Lee ve ark. yaptığı çalışmada MTA partikül morfolojisini; küp ve iğne benzeri olarak iki farklı şekilde ve boyutta tanımlamıştır. 12
- Resim 3.** MTA uygulama tabancaları. 14
- Resim 4.** MTA'nın karıştırılması ve tabanca aracılığıyla uygulanması. 15
- Resim 5.** Tek kullanımlık diyot lazer uçları. 46
- Resim 6.** Diyot lazer uygulanmadan önce koyu renkli yüzeyde aktive edilmesi. 47
- Resim 7.** Çalışmada kullanılan MTA ve rezin modifiye CİS. 55
- Resim 8.** A. MTA uygulanacak kavitenin hazırlanması sırasında kullanılan plastik. B. Hazırlanmış MTA yuvaları. 55
- Resim 9.** MTA uygulanmış örnekler. 57
- Resim 10.** A. Çalışmada kullanılan ozon cihazı. B. Ozon cihazı uçları. Bu çalışmada 3 numaralı uç kullanıldı. C. Örneklerle ozon uygulanması. D. Kavite düzeneğinin ozon ucu ile direkt teması 58
- Resim 11.** A. Çalışmada kullanılan diyot lazer cihazı. B. MTA gömülmüş örneklerle diyot lazer uygulaması. 58
- Resim 12.** İlgili dezenfeksiyon yöntemi uygulanmış MTA'lar üzerine CİS uygulanmış örnekler. 59
- Resim 13.** A. Örneğin cihaza sabitlenmesi. B,C. Örneğe cihazın ucu ile kuvvet uygulanması. D. Çalışmada kullanılan universal test cihazı. 60

SİMGELER VE KISALTMALAR

Super EBA : super etoksi benzoik asit

MTA: mineral trioksit agregat

CİS : cam iyonomer siman

CaCl₂ : kalsiyum klorit

CaO: kalsiyum oksit

SiO : silikon oksit

SiO₂ : silikon dioksit

MgO : magnezyum oksit

K₂S₀₄ : potasyum sülfat

Na₂S₀₄ : sodyum sülfat

sa: saat

dk: dakika

sn : saniye

gr: gram

IL-1 : interlökin 1

IL-6 : interlökin 6

S. mutans : *Streptococcus mutans*

E. faecalis : *Enterococcus faecalis*

S. aureus : *Staphylococcus aureus*

A. hydrophili : *Aeromonas Hydrophila*

P. endodontalis: *Porphyromonas endodontalis*

P. gingivalis: *Porphyromonas gingivalis*

A. israelii: *Actinomyces israelii*

C. albicans : *Candida albicans*

MPa : megapaskal

N : newton

mg : miligram

µg : mikrogram

ml : mililitre

KHG : klorheksidin glukonat

MMP : matriks metalloproteinaz

HEMA : hidroksit etil metakrilat

UV : ultraviyole

°C : santigrat derece

OH : hidroksil iyonu

ILT-2 : immünoglobulin- benzeri transcript 2

TNF : tümör nekroz faktör

IFN : interferon

CO₂ : karbon dioksit

Nd: YAG : neodmiyum:yitriyum aluminyum- garnet

Er: YAG : erbiyum: yitriyum aluminyum- garnet (Er:YAG)

Er,Cr: YSGG : erbiyum, kromiyum: yitriyum skadiyum galyum-garnet

Ar : argon

TEM : transmisyon elektron mikroskobu

n : örnek sayısı

1. GİRİŞ

Endodontik tedavinin başarısı; kök kanal boşluğunun üç boyutlu olarak, organik ve inorganik patolojik doku artıklarından arındırılması ve oluşturulan boşluğun hermetik olarak doldurulmasına bağlıdır. Fakat dişin doğal anatomisindeki sapmalar; var olan bu boşluğun, endodontik tedavinin klasik işlemleri ile hermetik kapatılmasını imkânsız kılmaktadır.⁽¹⁾ Pulpa ve periodontal dokular, lateral kanallar ve apikal foramen ile yakın ilişki içindedir. Ağız ortamında da mine ve kısmen de olsa dentin vasıtasıyla dişin periodontal dokular ile iletişimi sınırlanmıştır. Fakat, mine ve dentinin çürük, abrazyon, travma ya da iyatrojenik sebeple kaybı ağız boşluğu ve çevre dokular arasında yol oluşturabilir. Ağız ortamı ve pulpa ya da periodontal dokuların iletişimiyle sonuçlanan bu açıklıklar yani perforasyonlar, bunların dışında rezorpsiyon sürecinin bir sonucu olarak ya da eski endodontik tedaviye bağlı olarak dişte bulunabilir.^(2,3) Perforasyonlar, enfeksiyonun kök kanalından çevre dokulara uzanmasına neden olarak periodonsiyumda enflamasyon oluştururlar, bu yüzden sızdırmaz ve biyoyumluluk özelliği yüksek bir materyal ile restore edilmesi dişin uzun dönem başarısı için kaçınılmazdır.⁽⁴⁾ Bu amaçla amalgam, çinkooksit, Super-EBA, rezin kompozit, kompomer ve siman kullanılması önerilmiştir. Fakat biyoyumluluk ve sızdırmazlık açısından düşünüldüğünde, MTA en ideal perforasyon materyali olarak düşünülebilir.⁽⁵⁾

Özellikle kuron bölgesindeki perforasyon alanlarında MTA perforasyon alanına uygulandıktan sonra yapılacak sabit restorasyonun MTA ile uyumu dişin uzun dönem başarısını direkt olarak etkilemektedir. MTA uzun sertleşme süresine sahip, çalışması zor, pahalı bir materyaldir. Bunu yanında en önemlisi; düşük baskı ve bükme direncine sahiptir. Bu yüzden çiğneme kuvvetinin yüksek olduğu alanlarda direkt olarak kullanılamazlar.⁽⁶⁾ Genellikle perforasyonu örtecek şekilde sınırlı bir alanda kullanıldıktan sonra; yapısı ile uyumlu, bağlantısı yüksek, çiğneme kuvvetini daha ideal olarak karşılayabilecek bir kaide materyali ya da direkt olarak sabit restorasyon materyalinin kullanımı tercih edilir. Dentine bağlanımı, sertleşme süresinin kısalığı, baskı ve kırılma direnci, CİS'in uzun yıllar boyunca diş hekimliğinde tercih edilme oranının yüksek olmasını sağlamıştır. Geleneksel ya da rezin modifiye simanlar, MTA ile kombine kullanılacak ideal materyal grubundan en önemlisini oluşturmaktadır.⁽⁵⁾

MTA'nın diş hekimliğindeki geniş kullanım alanı ve CİS'in MTA ile birlikte kullanımının tercih edilmesi bu materyaller arasındaki bağlantı kuvvetini akla getirir. Bağlantı kuvvetinin artırılması, dişin sağlıklı bir şekilde fonksiyon görebilmesindeki en önemli adımlardan bir tanesini oluşturur.⁽⁷⁾ Bu yüzden; MTA ve CİS'in içeriğinin değiştirilmesi, uygulama yöntemlerinin geliştirilmesi, MTA üzerine bağlantıyı arttıracak kimyasallar uygulanması, MTA'nın pürüzlendirilmesi, lazer ve ozon gibi aynı zamanda dezenfeksiyon da sağlayan teknolojilerden yararlanılması, bu bağlantı kuvvetini artırma amaçlı yapılan çalışmaların en önemli ilgi alanını oluşturur.⁽⁵⁾

Bu çalışmanın amacı; MTA üzerine uygulanan çeşitli dezenfeksiyon yöntemlerinin, MTA ve CİS'in bağlanma kuvvetine etkisini araştırmaktır. MTA ve CİS'in bağlantısını arttıracak herhangi bir yöntemin klinik uygulamaya girmesi; prognoz bakımından düşünüldüğünde, umut vaat etmeyen durumdaki dişlerin bile uzun dönem fonksiyon görmesini sağlayacağını düşünmekteyiz.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. MTA

MTA, 1990 yılında Loma Linda Üniversitesi'nde kök ucu dolgu materyali olarak geliştirildi ve “Amerika Birleşik Devletleri Gıda ve İlaç İdaresi” tarafından 1998 yılında kabul edildi.⁽⁵⁾ MTA; pulpa kaplamasında, pulpotomide, apeksogenesiste, açık apeksli dişlerde apikal bariyer oluşturmada, kök perforasyonlarında ve apikal cerrahide kök ucu dolgu materyali olarak endodontik cerrahide kullanılır. Torabinejad & Chivian⁽⁸⁾ 1999 yılında MTA'nın apikal bariyer olarak kullanıldığını bildiren bir makale yayınlamıştır. MTA; toksik olmayan, kanserojen ve genotoksik olmayan, biyouyumlu, doku sıvılarında çözünmez ve boyut açısından stabil doğası nedeniyle endodontik işlemler için önerilir. Endodontide kullanılan malzemeler genellikle periodonsiyumla sıkı temasta bulunur ve bu nedenle toksik olmamalı ve konak dokularla biyolojik olarak uyumlu olmalıdır. MTA en başta kök ucu dolgu ve lateral perforasyon tamir materyali olarak geliştirilmiştir. Çünkü nemli ortamda sertleşme özelliğine sahiptir.⁽⁹⁾

2.1.1. MTA'nın Klinik Kullanım Alanları

Çürük ya da rezorpsiyon gibi patolojik sebeplerle veya iyatrojenik olarak dişlerde perforasyon oluşmaktadır. Amerikan Endodontistler Birliği ve Endodontik Terimler Sözlüğü, perforasyonları “*kök kanalı sistemi ile dış diş yüzeyinin arasındaki mekanik veya patolojik iletişim*” olarak tanımlar.⁽¹⁰⁾ Sebebi ne olursa olsun bir perforasyon, başlangıçta iltihap ve ataşman kaybına neden olurken sonraki aşamalarda çevresel dokulara bakteri invazyonu oluşturur ve bu da dişin prognozunu tehlikeye atabilir.⁽¹¹⁾ Furkasyon perforasyonunu; bakteri kontaminasyonu, periradiküler doku hasarı, iltihaplanma, kemik rezorpsiyonu, periodontal lif yıkımı ve periodontal cep gelişimi izlemektedir. Bu dişlerin tedavisinde asıl amaç; bakteriyel kontaminasyonu kontrol altına alırken, ilgili bölgenin sızdırmaz ve çevredeki kemik dokunun rejenerasyonunu tetikleyen bir materyal ile kapatılmasıdır. Perforasyon tamirinde; biyouyumlu ve diş destekleyen dokuları stimüle etme özelliği olan MTA'nın kullanımı önerilmektedir.⁽⁸⁾

MTA çok iyi örtücülük, biyouyumluluk ve sert dokuları stimüle etme özelliklerinden dolayı çocuk diş hekimliğinde pulpotomi tedavisinde sıklıkla tercih edilmektedir.⁽¹²⁾ Süt dişlerinde ya da kök ucu gelişimini tamamlamamış açık apeksli ve geniş kanallı

dişlerin patolojik durumunda endodontik tedaviden önce uygulanan tedavi seçeneği vital pulpa tedavileridir. Parsiyel ve total pulpotomiler ya da pulpa kaplamalarında uygulanacak materyaller direkt olarak pulpa dokusuyla temasta olacağı için biyouyumluluk özellikleri çok yüksek olmalıdır. Vital pulpa tedavilerinde MTA kullanımı son dönemlerde yaygınlaşmıştır. Bu tedavilerde uygulanan MTA ile sabit dolgu materyali direkt ilişkili olacağı için aralarındaki bağlanma kuvveti de büyük önem taşımaktadır.⁽⁷⁾

Ortograd kök kanal tedavisiyle iyileşmeyen inatçı periapikal lezyonlarda, kalsifiye kanallarda, ege kırıklarında, başarısız kök kanal tedavisi yenileme işlemlerinde ya da perforasyon durumlarında; endodontik cerrahi; dişin uzun dönem sağ kalım oranını arttıran oldukça başarılı bir tedavi yöntemidir.⁽¹³⁾ Birçok diş hekiminin düşüncesinin aksine, endodontik cerrahi 20. yüzyılda gelişmiş bir kavram değildir. İlk kaydedilen endodontik cerrahi girişimi, 1500 yıl önce Yunanistan'da hem tıp hekimi hem diş hekimi olan Aetius tarafından gerçekleştirilen akut endodontik apsenin kesisi ve drenajı idi. Fakat endodontik cerrahi 1800'lü yıllara kadar pek ilgi görmedi. Daha sonra, endodontik cerrahi; Abulcasis, Fauchard, Hullihan, Martin, Partisch ve Black da dahil olmak üzere diş hekimliği alanındaki birçok öncünün katkısıyla geliştirildi ve rafine edildi.⁽⁸⁾ Bu tedavide; kök ucundaki patolojik dokular uzaklaştırılır, kök ucu rezeke edilir ve rezeksiyon yapılan kök ucu sızdırmaz, biyouyumlu bir materyal ile kapatılır. Apikal kısma uygulanacak dolgu materyallerinin; doku sıvılarından etkilenmemesi, boyutsal stabilitesinin olması, toksik olmaması, karsinojenik olmaması, genotoksik olmaması, biyouyumlu olması, antibakteriyel olması, zamanla çözünmemesi, kullanımı kolay olması, periodontal ligament kompleksinin rejenerasyonunu uyarmalı, radyopak özelliklerinin olması gerekmektedir ve bunların yanında bir de dokulara adeziv olarak yapışabilmelidir.⁽¹³⁾

Apikal cerrahi sırasında kök ucunun rezeksiyonu; kökün apikal üçlüsündeki dentin tübüllerinin açığa çıkmasına neden olur. Bu işlem sırasında açığa çıkan tübüllerin ve kanal dolgusunun örtücü bir materyalle kapatılması gerekir. Pek çok endodontik başarısızlığın nedeni irritan maddelerin kanal yolu vasıtasıyla periapikal dokulara ulaşmasından kaynaklanmaktadır.⁽¹⁾ İdeal ortograd ve retrograd dolgu materyali, kök kanal boşluğu ve periapikal dokular arasındaki iletişimi kesebilecek örtücülükte olmalıdır. Uygulanacak materyalin mikrosızıntıya neden olmaması için, biyouyumluluğu ve stabilitesi oldukça büyük önem taşımaktadır. Bu retrograd dolgu

materyali, kavite duvarlarına yeterli adaptasyonu göstererek rezorpsiyona karşı direnç oluşturmali ve ilgili dişe doku sıvısının penetrasyonunu engellemelidir.⁽¹⁴⁾ Kök ucuna uygulanacak bir dolgu materyali doku sıvılarıyla yakın ilişki içindedir, çevresindeki biyolojik dokulara toksikolojik özellik göstermemesi için doku sıvılarında çözünmemelidir. Materyallerin standardizasyonu için belirlenen değerler içinde; kütlelerinin %3'ünün altındaki çözünürlükler, düşük çözünürlük olarak değerlendirilmektedir.⁽¹⁵⁾ Kullanılan bu maddelerin çözünürlük değerleri apikal sızıntıyı doğrudan etkilemektedir.⁽¹⁾

Kök ucuna yapılacak bu retrograd dolgunun kalitesi endodontik tedavinin de uzun dönem prognozu açısından büyük önem taşımaktadır. Kök ucu dolgu materyali olarak birçok materyal denenmiştir; gutta perka, çinko oksit öjenol, Super-EBA, Cavit, kompozit rezin, amalgam ve MTA bunlardan bazılarıdır.⁽¹⁾ Diğer kök ucu dolgu materyalleriyle karşılaştırıldığında MTA çok üstün örtme ve sert doku oluşumunu stimüle etme kabiliyetine sahiptir.⁽¹²⁾

MTA'nın kullanım alanlarından biri de apeksifikasyon tedavisidir.⁽¹²⁾ Travma, kimyasal, fiziksel veya biyolojik iritanlar sonucunda dişte patolojik süreç başlayıp vitalitesini kaybettiği zaman kök gelişimi durur. Bu durumda çok geniş bir kanal ve açık apeks söz konusudur; bu dişlerin klasik tedavisinde kalsiyum hidroksit ile apeksifikasyon uygulanır. Fakat bu tedavi oldukça uzun sürmektedir ve zamanla uygulanan kanal içi ilacın etkisiyle kökte kırılabilirlik artışı gösterilmiştir.⁽⁸⁾ Bu dişlere alternatif tedavi olarak MTA ile apikal tıkama yapılması öne sürülmüştür. Bu tedavi ile uzun dönem başarılar sağlanmış ve tedavi süresi de oldukça kısaltılmıştır.

Yirmi dört milyonu aşan endodontik işlemlerin %5,5'ini apikal cerrahi, perforasyon onarımı ve apeksifikasyon tedavisi yani MTA'nın kullanımına sıklıkla başvuru olan tedaviler oluşturmaktadır.⁽⁵⁾

2.1.2. Sertleşme Mekanizması

MTA, nem varlığında sertleşir ve su varlığında temel olarak kalsiyum hidroksit oluşmasını sağlar. MTA tozu nem varlığında, sert bir gövde ile sonuçlanacak olan kolloidal bir yapı oluşturur. Bu karışımın özelliği; toz/sıvı oranına, karıştırma yöntemine, karıştırma için kullanılan basınca, ortamın nemine, MTA türüne, uygulanacak ortamın pH'ına, karıştırma ve uygulama arasında geçen sürenin

uzunluğuna, malzemenin kalınlığına ve sıcaklığa bağlıdır.⁽⁵⁾ MTA tozu 3/1 oranında su ile karıştırılarak hazırlanır. MTA'nın ortalama sertleşme zamanı 165 +/- 5 dk olarak belirtilmiştir, bu süre amalgam, Super-EBA ve CİS'den daha uzundur.⁽¹⁶⁾ Kalsiyum sülfat sertleşme süresini kısaltmak için içerikten uzaklaştırılmıştır. Hong ve ark.⁽¹⁷⁾ MTA'ya CaCl₂ ekleyerek sertleşme süresini %50 azaltmıştır. MTA tozu su ile karıştırıldığında, başlangıçta kalsiyum hidroksit ve kalsiyum silikat hidrat oluşur, sonunda kristalize ve gözenekli bir katı jel haline dönüşür. Kalsiyum silikat oranı, kalsiyum çökeltisi oluşumu nedeniyle düşer. Çökelen kalsiyum, hidratasyondan sonra MTA'nın yüksek alkalinitesinin nedeni olan kalsiyumu kalsiyum hidroksiti üretir.⁽⁵⁾ Camiler ve ark.⁽⁶⁾ kalsiyum hidroksitin MTA tozunu suyla karıştırdıktan sonra dikalsiyum ve trikalsiyum silikattan oluştuğuna inanırken, Dammaschke ve ark.⁽¹⁸⁾ kalsiyum hidroksitin, trikalsiyum alüminat hidrojenasyonunun bir ürünü olduğunu bildirmiştir. Bizmut, MTA hidrasyonundan sonra kalsiyum hidroksit çökmesini etkiler. Bizmut oksit, asidik bir ortamda çözüldüğünden, MTA'nın iltihaplı dokular gibi asitli bir ortama yerleştirilmesinin bizmut oksidin serbest bırakılmasına neden olabileceği gösterilmiştir. Bu durum MTA'nın biyoyumluluğunu azaltır, çünkü yapılan bir çalışmada⁽¹⁹⁾ bizmut oksitin hücre kültüründe hücre çoğalmasını azalttığı gösterilmiştir. Dammaschke ve ark.⁽¹⁸⁾ sertleşen MTA yüzeyindeki kükürt miktarının, MTA toz formlarından 3 kat daha yüksek olduğunu göstermiştir ve bu katman simanı daha fazla hidratasyondan korur ve simanın çalışma süresini arttırır. MTA'da bizmut oksit, radyopasitesini sağlar, bizmut hem hidrate hem de toz MTA içerisinde bulunur ve ayrıca kalsiyum silikat hidratın bir parçasıdır.⁽¹⁹⁾ Yapılan alışmalar^(4, 15, 19, 20) MTA'nın sertleşme sırasında genleştiğini göstermiştir. Ancak, bu genleşme sertleşmesi için bekletilen ortamın ve MTA'nın cinsine göre farklılık göstermektedir. Islam ve ark.⁽¹⁵⁾ beyaz MTA'nın gri MTA'ya oranla daha fazla genleştiğini göstermiştir. Yaptığı çalışmada gri MTA ve beyaz MTA genleşmesine bekletilen ortamın etkisi de incelenmiştir; gri MTA, Hank'ın balanslı tuz çözeltilisinde steril serum fizyolojiğe oranla daha fazla genleşmiştir.

MTA'nın, EDTA bulunan hücre kültürü ortamında bekletildiğinde hücre adezyonunun azaldığını gösteren çalışma bulunmaktadır.⁽²¹⁾ MTA yüzeyindeki zayıf hücre adezyonuna, maddenin zayıf hidrasyonunun nedeni olabileceğini belirtmiş, bu

da EDTA uygulanmış MTA yüzeyinde alüminyum, demir ve sülfür gibi toksik iyonların daha yüksek yoğunlukta bulunmasına neden olabileceği düşünülmüştür.⁽²²⁾

2.1.3. Kimyasal Özellikler

MTA, Portland simanının içeriğinde hafif bir değişiklik yapılarak üretilmiştir. MTA; trikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat, trikalsiyum oksit, silikat oksit ve diğer mineral oksitlerden oluşan hidrofilik toz karışımıdır.⁽⁴⁾ MTA tozu ağırlık olarak, %20 bizmut oksit, %5 jips ve az miktarda SiO₂, CaO, MgO, K₂SO₄, Na₂SO₄ içerir. Ayrıca, MTA, CaO ve SiO içerir. Piyasada gri MTA ve beyaz MTA olarak 2 formda bulunur (Resim 1). Gri MTA, beyaz MTA ve Portland simanı arasındaki temel farklar bizmut oksit ve potasyumun yokluğudur. Gri MTA temel olarak dikalsiyum ve trikalsiyum silikat ve bizmut oksitten oluşurken, beyaz MTA temel olarak trikalsiyum silikat ve bizmut oksitten oluşur.⁽²³⁾



Resim 1. Beyaz ve gri MTA ticari formları.⁽⁷⁾

MTA'nın karıştırılmasında çeşitli sıvılar kullanılmaktadır. Anestezi solüsyonunun MTA tozuyla karıştırılması, hazırlama süresini uzatır. Bir çalışmada⁽²⁴⁾ MTA tozu anestetik solüsyonla karıştırılmıştır ve MTA perforasyon tamir materyali olarak kullanılmıştır. Örnekler 24-72 sa ıslak ve kuru pamuk pelet ile bekletilmiştir, 72 sa bekletilende daha fazla dayanma direnci görülmüş, ıslak ve kuru pamuk pelet kullanılması arasında fark bulunamamıştır. Bir araştırma⁽²⁴⁾; materyal, furkasyon perforasyonlarının onarımı için kullanıldığında; steril su, lidokain veya salin ile karıştırılmış beyaz MTA üzerindeki kan bulaşmasının etkisini karşılaştırmıştır. Sonuçlar, hiçbir karışımın beyaz MTA'nın retansiyon özelliklerini arttırmadığını

ortaya koymuştur. Kontamine olmamış numuneler yer değiştirmeye karşı daha fazla direnç göstermiştir.

2.1.4. Fiziksel Özellikler

MTA'nın çözünürlüğü çok düşüktür. Fakat, MTA ile uzun dönem yapılan çalışmalarda az da olsa çözünürlüğü olduğu bildirilmiştir.⁽²⁵⁾ MTA'yı karıştırırken uygulanan toz/likit oranı da çözünürlük üzerinde etkilidir. Düşük toz/likit oranı MTA'nın hem çözünürlüğünü hem de porozitesini artırır. MTA'ya daha fazla su katılmasıyla kalsiyum salınımının artacağı düşünülmüştür. MTA'ya çözünmez özellikteki bizmut oksitin eklenmesiyle suda çözünürlüğün azaldığı gösterilmiştir. MTA'dan kalsiyum salınımı olduğu gösterilmiştir. Bortoluzzi ve ark.⁽²⁶⁾ beyaz MTA'ya CaCl₂ ekleyerek ilk 24 sa içinde kalsiyum salınımının artacağını göstermiştir. Fakat yüksek miktarda kalsiyum eklenen hücre kültürü ortamında hücre proliferasyonunun azalacağı gösterilmiştir.

MTA'nın fiziksel özelliklerine çevre ve pH'ın etkileri konusunda bazı anlaşmazlıklar vardır. MTA'nın pH'sı 7 olan distile suda bekletildiği durumda mikroskobik olarak hem iğne şeklinde hem de kübik yapıda kristal gözlendiği belirtilmiştir.⁽²¹⁾ pH 7 olduğunda normal tuzlu suda depolanan MTA, daha büyük boyutlu kristaller ve kübik kristallerin dış yüzeyinde ek tabaka oluşumu gösterildi. pH 5 olduğunda 7 gün boyunca depolanan örneklerin mikroskobik yapısının daha az kübik kristaller içerdiği ve iğne benzeri kristaller göstermediği izlenmiştir.⁽²¹⁾ Bir başka araştırma⁽²²⁾, asidik ortamda daha fazla gözeneklilik eğilimi haricinde asidik ve normal pH değerlerinde tutulanlar arasında spesifik bir iç mikroyapı farkı olmadığını gösterdi. Beyaz MTA'nın mikro sertliğine alkalın ortamın etkisi üzerine yapılan bir diğer son çalışmada⁽²¹⁾ 8.4 ve 9.4 pH değerlerine kıyasla normal (7.4) ve yüksek (10.4) pH değerlerinde belirgin olarak daha düşük mikrosertlik görülmüştür.

MTA gri ve beyaz 2 formda satışa sunulmuştur. Önce gri MTA geliştirilmiş, daha sonra gri MTA'nın renklenme probleminden dolayı beyaz MTA geliştirilmiştir. Gri renkli MTA üstteki dokuları boyamaya eğilimli olduğu için bu ürün ile estetik de geliştirilmiş oldu. Beyaz MTA'nın gelişmesiyle, özellikle pulpa kaplamalarında ve suprakrestal kök perforasyonlarında MTA'nın renklenme problemi çözülmüş oldu. Beyaz MTA'nın, gri MTA'dan farkı, tetrakalsiyum alüminyumferrit bileşeninin oranında belirgin bir düşüş olmasıdır.⁽²⁷⁾ Asgary ve ark.⁽⁹⁾ beyaz ve gri MTA'nın

içeriğindeki en önemli farkın Al_2O_3 (%122), MgO (%130) ve özellikle FeO (%1000) konsantrasyonunda farklılık olduğu gösterilmiştir. Beyaz MTA'da önemli miktarda FeO bulunmaması renk değişiminin gri renkten beyaza ve her malzemedeki kalsiya, alümina ve silika yüzdesini değiştirmesine neden olmuştur. Gri MTA ve beyaz MTA arasında içerik açısından %6'lık bir fark bulunmaktadır. Holland ve ark.⁽²⁸⁾ beyaz MTA ve gri MTA arasında biyouyumluluk açısından bir fark olmadığını tespit etmiştir.

Matt ve ark.⁽²⁹⁾ kök apikal bariyeri olarak kullanılan beyaz MTA ve gri MTA'yı karşılaştırmıştır. Beyaz MTA örneklerinin gri MTA'dan önemli ölçüde daha fazla sızdırdığı bulmuştur. Strom ve ark.⁽³⁰⁾ gri MTA'nın lineer sertleşme genişmesinin beyaz MTA ve Portland simanından daha yüksek olduğu göstermiştir. Hamad ve ark.⁽³¹⁾ kullanılan materyalden bağımsız olarak ortograd yerleştirilen MTA'nın retrograd yerleştirilen MTA'dan, boya penetrasyon testlerinde daha fazla sızdırdığı göstermiştir.

2.1.4.1. Basınç Dayanımı

MTA'nın basınç dayanımı; 24 sa sonra amalgam, güçlendirilmiş çinko oksit öjenol ve Super-EBA'dan daha düşüktür. Üç hafta sonraki basınçta dayanımlarında, Super-EBA, amalgam ve MTA arasında fark bulunmamaktadır.⁽¹⁶⁾ Dikalsiyum silikatın hidrasyon hızı, trikalsiyum silikatın hidrasyon hızından daha düşük olduğu için MTA maksimum itme bağlanma dayanımına ve basınç dayanımına birkaç günde ulaşmaktadır.⁽⁵⁾ Chogle ve ark.⁽³²⁾ beyaz MTA'nın kuru ortamda tutulmasının bağlanma dayanımının azaldığını göstermiştir. Asit uygulamalarının MTA üzerindeki etkisini inceleyen bir çalışmada⁽³³⁾, MTA fosforik asitle (%37) aşındırıldığında basınç direncinin önemli ölçüde azaldığı bildirilmiştir.

MTA'nın bağlanma dayanımını etkileyen faktörler arasında; MTA'nın tipi, materyali karıştırmak için kullanılan sıvı, kondensasyon basıncı, karıştırılan sıvının pH'ı, MTA'nın saklama koşulları bulunmaktadır.⁽³⁴⁾

2.1.4.2. Bükülme Dayanımı

Trobinejad & Chivian⁽⁸⁾ MTA perforasyon materyali, pulpa kaplama ajanı ve apikal tıkama olarak kullanıldığında üzerine nemli pamuk pelet konulmasını önermişlerdir. Materyalin sertleşmesi için çift taraflı nemlendirme önerilmektedir. İki taraflı

nemlendirme ile 24 sa sonra bükülme dayanımının daha yüksek olduğu gösterilmiştir.⁽³⁵⁾ Vizgirda ve ark.⁽³⁶⁾ tüm kanalın MTA ile doldurulduğu durumlarda MTA'nın örtücülüğünü daha az bulmuştur. Çünkü MTA'nın sertleşmesi için nemli ortam gereklidir ve tüm kanal boyunca yerleştirilen MTA sertleşmesi için gerekli neme ulaşamamaktadır. Nemli pamuk peletin 24 sa sonra uzaklaştırılması gerekmektedir, çünkü 72 sa boyunca nemli pamuk paletle kalan MTA'ların bükülme direnci azalmaktadır. Sonuç olarak, bu MTA'nın bükülme dayanımı konusunda çok sayıda çalışma yapılmasa da; MTA'da en fazla bükülme dayanımı elde edilmesi için ilk 24 sa nemli pamuk pelet ile bekletilmesi önerilmiştir.⁽³⁵⁾

2.1.4.3. İtme Dayanımı

Perforasyon tamirinde uygulanacak materyalin itme dayanımının yüksek olması gereklidir, çünkü ilgili bölge materyal ile tamir edildikten sonra diş hemen fonksiyona gireceği için, materyalin yerinden hareket etme olasılığı bulunmaktadır.⁽⁵⁾ Nemlendirmenin itme dayanımında da önemli olduğu gösterilmiştir.⁽³⁷⁾ Dikalsiyum silikatın hidrasyon oranı, trikalsiyum silikat oranından daha yavaş olduğu için, MTA'nın nemli ortamda sertleşmesi dayanıklılığını artırır.⁽³⁸⁾ Sluyk ve ark.⁽²⁴⁾ nemli ve kuru ortamda sertleştirilen MTA'ların itme dayanımları arasında fark bulamamıştır. Caravia ve ark.⁽³⁷⁾ nemli koşullar altında bekletilen MTA'ların itme dayanımının, bekleme süresinin 3 günden 21 güne çıkarılmasıyla arttığı gösterilmiştir. Fakat 21 günden 28 güne bekletilen MTA'ların itme dayanımları arasında fark bulunamamıştır.

2.1.4.4. Diğer Materyallerle Bağlanma Dayanımı

%2'lik klorheksidin, %5.25'lik sodyum hipoklorit ve EDTA'nın, MTA ve dentinin bağlanma dayanımına etkisinin araştırıldığı bir çalışma⁽³⁹⁾ bulunmaktadır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre, EDTA'nın MTA'nın dentine bağlanma direncini azalttığı gösterilmiştir. MTA'nın uygulandığı ortam koşullarının MTA'nın fiziksel özelliklerine etkisini inceleyen bir çalışmada⁽²¹⁾, EDTA'nın; MTA hidrasyonu, mikrosertlik ve hücre adezyonu üzerine olumsuz etkileri olduğunu bildirilmiştir.

Tunç ve ark.⁽⁴⁰⁾ yaptığı çalışmada 2 farklı bonding sisteminin MTA'ya bağlanma dayanımına etkisi araştırılmış, sonuç olarak total etch sisteminin self etch sisteminden daha üstün olduğu gösterilmiştir.

2. 1. 4. 5. Tutuculuk Dayanımı

Vargas ve ark.⁽⁴¹⁾ MTA'nın prefabrik postların simantasyonunda tutuculuk dayanımını, CİS ve çinko fosfat siman kullanarak karşılaştırmışlardır. Sonuçlar çinko fosfat ve CİS'in MTA'ya üstün olduğunu ve MTA'nın yapıştırma simanı olarak kullanılmasının uygun olmadığını göstermiştir.

2. 1. 4. 6. pH

MTA'nın pH'ı karıştırıldıktan sonra 10,2 civarındadır. Bu rakam sertleştikten 3 sa sonra 12'ye yükselir.⁽⁹⁾ Uzun dönem yapılan bir çalışmada⁽⁴²⁾ MTA'nın uzun süre yüksek pH'ını koruduğu gösterilmiştir. Araştırmacıların yaptığı bu çalışmalarla, uzun dönem yüksek pH MTA'dan salınan kalsiyum ile oluşan kalsiyum hidroksite bağlanmıştır. Sonuç olarak yapılan çalışmalar sonucu elde edilen verilerle; MTA'nın su ile karıştırılması sonucu oluşan kalsiyum hidroksitin yüksek pH'a neden olduğu söylenebilir.⁽⁵⁾

MTA'nın yerleştirildiği ortamın pH'ı MTA'nın fiziksel ve kimyasal özelliklerini etkiler. Asidik ortamda MTA'nın sertleşme süresi uzar, basınç ve çekme direnci azalır, sertlik ve mikrosızıntı özellikleri değişime uğrar.⁽²¹⁾ Saghiri ve ark.⁽³⁾ MTA'nın iltihaplı dokuya yani asidik bir ortama yerleştirilmesini tartışmış ve sonuç olarak asidik çevrede diğer materyallere göre MTA'nın daha dirençli olduğu ve kalsiyum fosfat siman ile kullanıldığında mukavemetinin arttığı gösterilmiştir. Ayrıca, 8,4-9,4 pH değerinde, hidrate olmayan siman miktarının azaldığını ve sertleşme sürecinin göstergesi olarak yüzey sertliğinin arttığını göstermiştir.

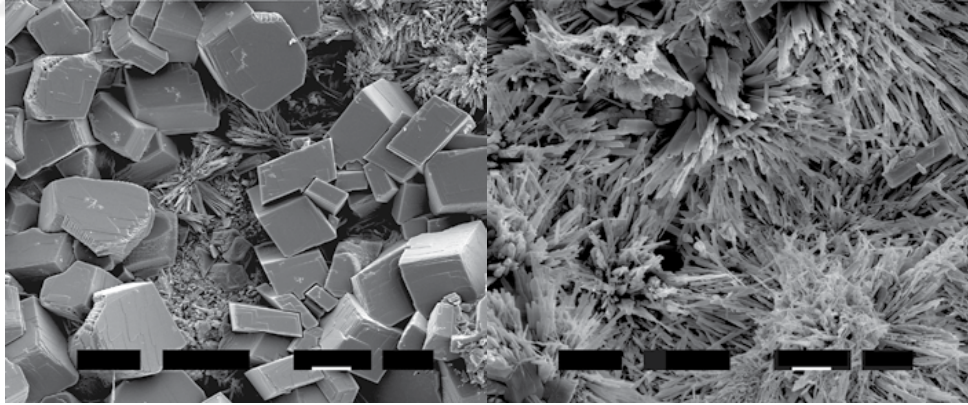
2.1.4.7. Radyopasite

MTA'nın ortalama radyopasitesi 7,17 mm kalınlığında alüminyuma eşdeğerdir.⁽⁹⁾ Bu değer Super EBA ve geçici dolgu maddesinin radyopasitesinden daha yüksektir. Beyaz MTA ve gri MTA'nın radyopasitesini karşılaştıran bir çalışmada⁽¹⁵⁾ beyaz MTA'nın radyopasitesinin daha yüksek olduğu gösterilmiştir. Fakat MTA'nın radyopasitesinde üretiminde kullanılan bizmut oksitin miktarının da önemi vardır.⁽⁵⁾

2.1.4.8. Partikül boyutu

MTA'nın partikül boyutunun incelendiği az sayıda çalışma vardır. Dammaschke ve ark.⁽¹⁸⁾ beyaz MTA'nın mekanik ve biyouyumluluk özelliklerinin, parçacıklarının

homojenliğine ve malzemenin yüzey morfolojisine bağlı olduğunu göstermiştir. Beyaz MTA ve gri MTA'nın partikül boyutu ve şeklinin karşılaştırıldığı bir çalışmada⁽⁴³⁾; beyaz MTA'nın partikül boyutunun daha büyük olduğu görülmüştür. Ayrıca, beyaz MTA'nın partiküllerinin gri MTA'ya göre daha homojen olduğu bildirilmiştir. Lee ve ark.⁽²¹⁾ gri MTA tozu için 1-10 µm arasında değişen parçacık boyutlarını bildirirken (Resim 2); Camilleri⁽⁶⁾ beyaz MTA tozunun hidrasyon öncesinde 1-30 µm'den daha küçük parçacıklara sahip olduğunu bildirmiştir. Simanın kristal boyutları fiziksel özelliklerini etkiler. Daha küçük partikül boyutu olan simanlarda kullanılan sıvının yüzey kontakt açısı azalır ve erken dönemde daha yüksek dayanım elde edilir, ayrıca daha kolay çalışılabilir.⁽⁵⁾ Bir çalışmada⁽⁴³⁾ MTA'nın bazı partiküllerinin 1,5 µm'den daha küçük olduğu gösterilmiştir, bu da MTA partiküllerinin dentin tübüllerinden daha küçük olduğunu gösterir. Araştırmacılar MTA'nın bu partikül boyutunun hidrasyondan sonraki hidrolik örtme kabiliyetinde önemli olduğunu bildirmişlerdir. Fakat bu boyutun klinik olarak çok önemi olmadığı söylenebilir. Çünkü kök kanal instürmantasyonu ve retrograd kavite preperasyonu ile dentin tübüllerinin smear tabakası ile tıkandığı ve asit ya da EDTA ile açılmadığı sürece MTA'nın tübüllere penetre olamayacağı aşıkardır.⁽⁵⁾



Resim 2. MTA partiküllerinin TEM'de görünümü; Lee ve ark.⁽²¹⁾ yaptığı çalışmada MTA partikül morfolojisini; küp ve iğne-benzeri olarak iki farklı şekilde ve boyutta tanımlamıştır.

2.1.4.9. Porozite

Birçok çalışma^(22, 25, 44-46) MTA porozitesini değerlendirmiştir. MTA'daki porozite miktarı; siman karıştırılması için ilave edilen suyun miktarı, karıştırma işlemi sırasında hava kabarcığı kalması veya çevresel asidik pH değeriyle ilişkilidir.^(22, 46)

TEM analizinde MTA'nın asidik çevreye uygulandığında porozite miktarının arttığı gösterilmiştir.⁽³⁾

Sertleşmiş MTA; hava kabarcığı, kapiller kanal ve porozite gibi pek çok boşluk içerir. MTA-dentin birleşiminde bu boşluklar bakteri ve endotoksinlerin gelişmesi için uygun ortam yaratır.⁽⁴⁶⁾

2.1.4.10. Mikrosertlik

MTA'nın mikro sertliği; ortamın pH değeri, malzemenin kalınlığı, kondensasyon basıncı, karışımdaki tuzak hava miktarı, nem, malzemenin asit ile muamelesi ve sıcaklık gibi çeşitli faktörlerden etkilenebilir.^(22, 43, 46) Asidik bir ortam hem gri hem de beyaz MTA'nın mikro sertliğini olumsuz etkiler.⁽²²⁾ Çevrenin, MTA'nın hidrasyon davranışı üzerindeki etkisini değerlendiren bir araştırmada⁽²¹⁾; hidrasyon evresindeki MTA'nın, iğne benzeri ve dominant kübik kristallerden oluştuğunu tespit edilmiştir. Asidik olmayan bir çevrede iğne benzeri kristaller kübit kristallerin çevresinde oluşur, azalan mikrosertliğin bu iğne benzeri kristallerin oluşumunun azalmasıyla alakalı olduğu düşünülmüştür.⁽⁴¹⁾ Gri MTA ve beyaz MTA'nın 2 ve 5 mm kalınlığında apikal bariyer olarak kullanıldığı çalışmada⁽²⁹⁾ mikrosertliği incelenmiştir; MTA formülasyonundan veya kullanılan yerleştirme tekniğinden bağımsız olarak; 5 mm kalınlığındaki MTA'nın 2 mm kalınlığındakinden önemli derecede daha sert olduğu gösterilmiştir. Asit ile muamele ve EDTA uygulamasının MTA'nın mikrosertliğini azalttığı gösterilmiştir.⁽²²⁾ Yapılan bir çalışmada⁽⁴⁷⁾ MTA'nın kondensasyon sırasında fazla basınç uygulanmasının mikrosertliği azalttığı gösterilmiştir. Sonuç olarak mevcut veriler; daha az nem, düşük pH değerleri, şelasyon ajanının varlığı ve daha fazla kondensasyon basıncının MTA'nın mikrosertliğini olumsuz yönde etkilediğini göstermektedir.⁽⁵⁾

2.1.4.11. Kırılma dayanımı

Diş yapısının kırılma dayanımının artırılması; MTA'nın apikal bariyer olarak kullanıldığı açık apeksli dişlerde önem kazanmaktadır. Bir araştırma⁽⁴⁸⁾; MTA'nın 5 hafta boyunca kalsiyum hidroksit ve sodyum hipoklorite maruz bırakılmasının sıgır dentininin kırılma dayanımını önemli derecede artırdığını ortaya koymuştur. MTA'nın apikal bariyer olarak kullanıldığı bir çalışmada⁽⁴⁶⁾; apikal bariyer

kalınlığının 4 mm olduğunda oluşan dayanıklılığın, 1 mm olduğundan daha yüksek olduğu gösterilmiştir.

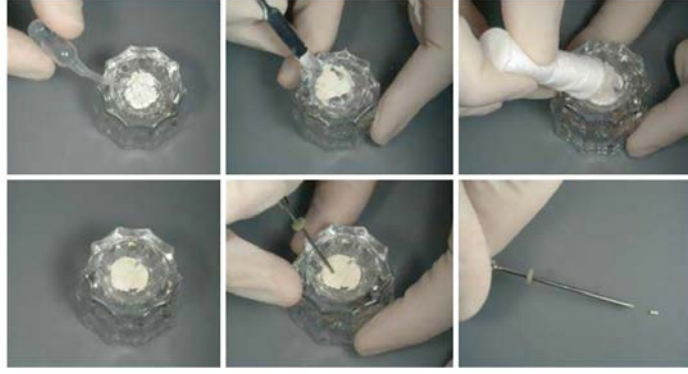
2.1.4.12. Yerleştirme Metodu

MTA'yı yerleştirmek için özel olarak tasarlanmış; teflon kollar ve pluggerlar, MTA'yı adapte etmek için özel olarak tasarlanmış taşıyıcılar (Resim 3,4) ve MTA'yı taşımak için plastik bir blok ve Messing tabanca tipi şırıngalar gibi uygulama kolaylığını arttırmak için çeşitli materyaller üretilmiş ve kullanılmıştır.⁽⁴⁹⁾



Resim 3. MTA uygulama tabancaları.⁽⁵⁰⁾

Aminosariae ve ark.⁽⁵¹⁾ yaptığı bir çalışmada; polietilen tüplerdeki farklı kalınlıklarda MTA'nın elle ve ultrasonik ile yerleştirilmesi araştırılmıştır. Araştırmacılar elle yerleştirme için; endodontik plugger kullanmıştır, ultrasonik yerleştirme için; tbn içinde aktive edilen ultrasonik uç kullanmıştır. Radyografik ve mikroskopik inceleme el ile uygulanan MTA'nın çok daha iyi adapte olmuş olduğunu göstermiştir. Tersine, bakteriyel kontaminasyonun incelendiği çalışmada⁽⁵²⁾ ultrasonik ile yerleştirmenin daha tercih edilir olduğu gösterilmiştir.



Resim 4. MTA'nın karıştırılması ve tabanca aracılığıyla uygulanması. (53)

Nekoofar ve ark.⁽⁴⁷⁾ yaptığı bir çalışmada kondensasyon basıncının beyaz MTA'nın basınç dayanımı ve mikroyapısı üzerindeki etkisini karşılaştırmıştır. Sonuçlar, beyaz MTA kondensasyonu sırasında daha fazla basınç uygulandığında yüzey sertliğinin azaldığını ortaya koymuştur. Daha büyük kondensasyon basıncı, daha az boşluk ve mikrokanal ile sonuçlanır. Yazarlar daha büyük kondensasyon basıncı uygulayarak materyalin daha az sayıda mikro kanal ile daha kompakt hale geldiğini önermişlerdir. Azalan sıkışma mukavemeti ve yüzey sertliği, azalmış su alımına bağlıdır, bu da MTA'nın sertleşmesini tamamlamasını engeller.

Sonuç olarak mevcut veriler, MTA yerleştirme yönteminin fiziksel özellikleri üzerinde büyük etkisi olduğunu göstermektedir. Ancak, buna ek olarak, daha fazla kondensasyon basıncının uygulanması, her zaman MTA'nın fiziksel özelliklerinin iyileştirmez.⁽⁵⁾

2.1.5. Biyoloji

MTA'nın sementoblast, odontoblast ve osteoblastlara stimulatif etki gösterdiğini bilinmektedir.⁽⁵⁴⁾ Bu amaçla yapılan çalışmalarda⁽⁵⁵⁻⁵⁷⁾ fibroblast, osteoblast, sementoblast ve keratinosit gibi hücreler kullanılarak biyoyumluluk araştırılmaktadır. MTA'nın en karakteristik doku reaksiyonu; uygulama sonrasındaki ilk haftada oluşan bağ dokusudur.⁽⁷⁾ MTA, sitotoksitesinin osteoblast hücreleri üzerinde değerlendirildiği bir çalışmada⁽⁵⁴⁾, MTA varlığında daha hızlı hücre büyümesi gerçekleştiği bildirilmiştir. Chen ve ark.⁽¹⁶⁾ MTA ile kalsiyum silikat bazlı simanın osteoblastlar üzerine etkileri incelemiş ve materyallerin biyoyumlu olduğu, osteokondüktif etkileri bildirilmiştir. Aksine, Haglung ve ark.⁽⁵⁸⁾ bir çalışmada 4 kök ucu dolgu maddesinin; fare fibroblast ve makrofajlarında hücre büyümesi, hücre morfolojisi ve sitokin salınımına etkilerini değerlendirmiş, çalışmanın sonuçlarına

göre, tüm kök ucu dolgu maddeleri; fare fibroblast ve makrofajlarının büyümesini inhibe ettiği bildirilmiştir.

MTA, sert doku oluşumunda indüktif ve kondüktif rol oynar. Pulpa dokusunda MTA'nın yerleştirilmesinin, kollajen matriksi üreten odontoblast benzeri hücrelerin proliferasyon, göç ve farklılaşmasına neden olduğunu bilinmektedir.⁽²¹⁾ MTA sertleşmesi sırasında oluşan kalsiyum hidroksit; materyalin yüksek pH'ından, subkütanöz implantasyonla devam eden distropik kalsifikasyondan ve koagülasyon nekrozundan sorumludur.⁽⁴⁾ MTA ayrıca, aynı sebeplerle interlökin üretimini de sağlar ve kemik hücrelerinin stimülasyonu için substrat rolü oynar. MTA uygulanan osteoblast hücre kültürlerinde sitokin ve interlökinler (IL-1, IL-6, IL-8) artar, bu maddelerin artışıyla kemik uyarılır ve iyileşme hızlanır. MTA pulpatomi ajanı olarak kullanıldığında, başlangıçta akut iltihap bulguları saptanır.⁽⁵⁴⁾ Ancak, zamanla iltihap çözümlenerek, dentin köprüsü gözlenir. MTA'nın yüksek pH'ı, sertleşmesi sırasında oluşan ısı ve iltihabi süreçteki IL-1 ve IL-6 gibi sitokinlerin oluşumu, ilk dönemde MTA'ya karşı oluşan şiddetli inflamasyonun sebebidir.⁽⁵⁹⁾

Thomson ve ark.⁽⁶⁰⁾ sementoblastların, MTA yüzeyine yapıştığı ve büyüebildiğini ve MTA üzerinde mineralize matriks geni ürettiğini bildirilmiştir. Retrograd dolgu materyali olarak amalgam ve MTA karşılaştırıldığında; MTA'nın uygulan bölgede uzun dönem iltihabı uyarmadığı ve sement oluşumunu sağladığı gösterilirken amalgamda böyle bir etki izlenmemiştir.⁽¹⁴⁾

Parirokh & Trobinejad⁽²⁷⁾ MTA ile insan dokuları doğrudan temas halindeyken aşağıdaki değişikliklerin oluştuğunu bildirmiştir; (1) Hücre proliferasyonu ve bağlanmasını sağlayan kalsiyum iyonu salınımıyla sonuçlanan kalsiyum hidroksit oluşturur. (2) Alkalın pH'ı ile antibakteriyel çevre oluşturur. (3) Sitokin üretimini düzenler. (4) Sert doku üreten hücrelerin farklılaşmasını ve migrasyonunu teşvik eder. (5) MTA yüzeyinde hidroksiapatit oluşturur ve biyolojik örtme sağlar.

MTA kullanılan diğer materyallere göre dentin köprüsü oluşumuna daha etkili rol alır. Min ve ark.⁽⁶¹⁾ insan pulpası kaplamasındaki dentinojenik süreci MTA'nın, kalsiyum hidroksite göre daha etkili bir şekilde indüklediğini bildirmiştir. Bununla beraber, MTA ve kalsiyum hidroksit pulpa dokusunda oluşturduğu iltihabi değişiklik ve nekrotik alanlar aynı mekanizma ile oluşur. MTA yerleştirildikten sonra Bozeman'a göre hidroksiapatit benzer içeriğe sahip beyaz bir yapı oluşur. Yaptığı

çalışmayla gri MTA'nın beyaz MTA'dan daha fazla hidroksiapatit ürettiğini göstermiştir.⁽⁶²⁾

MTA ayrıca periodontal dokularda biyoyumlu bir çevre oluşturur ve perforasyon bölgesinde kullanıldığında sementogenezisi uyarır. Oviir ve ark.⁽⁵⁷⁾ MTA'nın *in vitro* ortamda oral keratinositlerin ve sementoblastların çoğalması üzerine etkilerini incelenmiştir ve beyaz MTA ile gri MTA'yı karşılaştırmıştır. Beyaz MTA üzerindeki sementoblastların gri MTA'ya göre daha fazla proliferere olduğu göstermiştir. Takita ve ark.'da⁽⁶³⁾ pulpa dokusunun MTA ile temasa geçtiğinde kalsiyum salınımına bağlı olarak proliferere olduğunu kanıtlamıştır.

MTA'nın biyoyumluluğu çok sayıda *in vitro*^(16, 56, 58) ve *in vivo*⁽²⁸⁾ çalışmayla gösterilmiştir. Pelliccioni ve ark.⁽⁵⁶⁾ insan osteoblast benzeri hücre sıralarının (Saos-2); amalgam ve Super-EBA yüzeyinde hücre metabolizması buna bağlı olarak da büyümesi azalırken, MTA üzerinde canlı kalarak proliferere olabildiğini göstermiştir, ayrıca MTA'nın dolgu maddesi etrafında kemik depozisyonunu sağlayacak osteoblastlara ve çevredeki hücre topluluklarına zarar vermediği gösterilmiştir.

MTA'nın antibakteriyel ve antifungal özellikleri kapsamlı ve çelişkili raporlarla değerlendirilmiştir. MTA'nın konsantrasyonu ve antibakteriyel etkisi arasında direkt ilişki bulunmuştur.⁽⁶⁴⁾ Beyaz MTA'nın 50 mg/mL'lik konsantrasyonunda 3 güne kadar antibakteriyel etki tespit edilirken, düşük konsantrasyonlarda bu etkiye rastlanılmamıştır. Fakültatif ve zorunlu anaerobik bakteriler üzerine yapılan bir araştırma⁽⁶⁵⁾, MTA'nın bazı fakültatif bakteriler üzerinde antibakteriyel bir etkiye sahip olduğunu ve zorunlu anaerobların herhangi bir türüne bir etkisi olmadığını göstermiştir. Aksine, Super EBA ve çinko oksit öjenol simanı, test edilen her 2 bakteri türü üzerinde antibakteriyel etki göstermektedir.⁽⁵⁵⁾ MTA, *E. faecalis*, *S. aureus*, *P. aeruginosa* türlerine etkili olduğu gösterilmiştir. Aksine Estrela ve ark.⁽⁶⁶⁾ MTA'nın *E. faecalis*'e antibakteriyel etkinliği olmadığını göstermiştir. Bazı çalışmalar⁽⁶⁷⁻⁶⁹⁾ beyaz ve gri MTA'nın antifungal etkileri olduğunu göstermiştir. Bir deney yeni uygulanmış ve 24 sa'lik gri MTA'nın *C. albicans* üzerinde antifungal bir etkiye sahip olduğunu göstermiştir.⁽⁷⁰⁾ MTA'nın antifungal etkisi, yüksek pH'ına veya MTA'dan ortama salınan maddelere bağlı olabilir. Al-Hezaimi ve arkadaşları⁽⁶⁷⁾ *C. albicans* üzerinde beyaz MTA'nın antifungal etkisini değerlendirmiş ve MTA konsantrasyonunun bu maddenin antifungal etkisi üzerinde önemli bir faktör

olduğunu ortaya koymuştur. 25 mg/mL'den daha düşük bir beyaz MTA konsantrasyonu içeren plaklar antifungal etki göstermemiştir. Buna karşılık, 25 mg/mL'lik bir konsantrasyon içeren plaklar 24 sa kadar antifungal aktivite gösterirken, 50 mg/mL beyaz MTA konsantrasyonu tüm çalışma süresi boyunca *C. albicans*'a karşı etkili olmuştur. Farklı konsantrasyonlarda gri MTA ve beyaz MTA'nın *E. faecalis* ve *S. sanguis*'e karşı antibakteriyel etkilerinin karşılaştırıldığı çalışmada⁽⁶⁵⁾, gri MTA test edilen bakterilerin her birine karşı aynı antibakteriyel etkileri üretmek için daha düşük konsantrasyonlarda uygulamayı gerektirmiştir. Her 2 bakteri türünün karşılaştırılmasında, *E. faecalis* büyüme inhibisyonu için daha yüksek bir MTA konsantrasyonu gerektirir. Bununla birlikte, gri ve beyaz MTA'nın oral keratinosit ve sementoblastlar üzerindeki etkinliğini inceleyen bir çalışmada beyaz MTA ve gri MTA türü için benzer antibakteriyel özellikler rapor edilmiştir.⁽⁵⁷⁾ MTA'nın mutajenezisiyle ilgili başka bir araştırma⁽¹⁴⁾, *Salmonella typhimurium* LT-2 suşlarına mutajenik olmadığını göstermiştir. Ferria ve ark.⁽¹¹⁾ 2 farklı MTA tipini karşılaştırdığı furkal perforasyon tamir vakalarında, *F. nucleatum* sızdırmazlığı açısından 2 tipte de fark gözlememiştir.

2.1.6. Dezavantajları

MTA çok üstün özelliklere sahip olsa da çoğu materyal gibi dezavantajları vardır. Bunlardan en önemlisi uygulama zorluğu ve maliyetidir. Uygulama zorluğunu yenmek için MTA uygulanmasında kullanılmak için özel aletler geliştirilmiştir.⁽⁵¹⁾ Uygulamada en önemli aşama taşıma zorluğudur, çünkü MTA partiküllerinin koheziv bağlantı direnci çok yüksek değildir ve uygulamada dağılma riski vardır.⁽¹⁵⁾ Diğer bir dezavantaj MTA'nın maliyetidir. Bu durum, materyalin geniş hasta grubunda kullanılmasını kısıtlar.

MTA sertleştikten sonra çok zor uzaklaştırılan bir materyaldir. Bu yüzden MTA kullanılan dişlerde kanal tedavisinin yenilenmesi gerektiğinde MTA her zaman tam olarak uzaklaştırılmaz.⁽⁸⁾ Özellikle apikal bariyer olarak ya da apeksifikasyonda kullanılan MTA, dişte herhangi bir lezyon oluştuğunda ya da diş semptomatik hale geldiğinde başarılı bir şekilde uzaklaştırılmaz.⁽⁷¹⁾ Boutsoukis ve ark.⁽⁷²⁾ MTA'yı uzaklaştırmak için hangi yöntem kullanılırsa kullanılsın tamamen uzaklaştırılmayacağını göstermiştir.

MTA sertleşme zamanı uzun olan bir materyaldir. Uzun sertleşme süresi bazı klinik problemlere yol açar. Sertleşmesini tamamlanmamış materyal strese karşı dayanıksızdır ve yerinden hareket etme olasılığı çok yüksektir.⁽⁴⁰⁾ Tek seansta MTA sertleşmesini tamamlamadığı için nemli pamuk pelet ile bekletilip dolgu yapılması ertelenir. Bu durum da ek seans gerektirmektedir. MTA'nın bu uzun sertleşmesi için ışık ile sertleştirilen MTA geliştirilmiştir, bu MTA kısa sürede sertleşse de kemiği indükleyici özelliği bulunmamaktadır.⁽²³⁾ Sertleşmeyi hızlandırıcı diğer bir yöntem, MTA'ya disodyum hidrojen fosfat gibi hızlandırıcı bir madde ilave etmektir. Huang ve ark.⁽¹⁹⁾ sıvı faz olarak % 15 Na₂HPO₄ çözeltisinin, beyaz MTA'nın sertleşme süresini 26 dk düşürebildiğini ve başlangıçtaki 6 sa'lik periyotta 4,9 MPa'lık bir çatlak gerilimi mukavemetine ulaşabileceğini göstermiştir.

2.2. CİS

CİS, ilk kez Wilson ve Kent tarafından 1972 yılında, diş dokularına biyouyumluluğunu çok yüksek olduğu bildirilerek dental kullanıma sunulmuştur.⁽⁷³⁾ CİS'ler, diş yüzeyinde herhangi bir hazırlık yapmaksızın dişe self-adezyonu olan tek materyaldir.⁽⁷⁴⁾ İlk geliştirildikleri zaman; açılımı 'A'lümino, 'S'ilikat tozu, 'P'oliakrilik, 'A'sit sıvı olan ASPA etiketiyle kullanıma sunulmuştur.⁽⁷⁵⁾

CİS, kaide materyali olarak, çürük insidansı yüksek kişilerde dolgu materyali olarak, estetiğin önemli olmadığı servikal abrazyonlarda, servikal çürüklerde, süt dişlerinde, tünel kaviterlerde, retrograd dolgu maddesi olarak, kanal dolgu maddesi olarak, protez simanı olarak, ortodontik braket simanı olarak diş hekimliğinin pek çok alanında oldukça sık tercih edilen bir materyal haline gelmiştir.⁽⁷⁶⁾ CİS ayrıca iyi bir kor build-up materyalidir. Diş preperasyonu öncesinde diş yapısını güçlendirmek için tercih edilir. Kuron protezi yapılacak dişlerde restoratif materyal olarak tercih edilir çünkü elastisitesi dentine benzerdir ve dişe kimyasal olarak bağlanırlar.⁽⁷⁷⁾

2.2.1. CİS'lerin Klinik Kullanımlarına Göre Sınıflama

Klinik endikasyonlarına göre sınıflandırıldıklarında; *Tip I.* yapıştırma simanları olarak kullanılırlar, düşük film kalınlıkları ve hızlı sertleşme süreleri ile protez simantasyonunda ideal özelliklere sahiptir. *Tip II.* Tip I'e göre daha büyük partiküllüdür, restoratif uygulamalar için uygundur. Restoratif amaçlı kullanılan bu tip 45 µm partikül büyüklüğüne sahiptir. Genellikle süt dişlerinde daimi

restorasyonlarda, stresin çok yüksek olmadığı küçük kavitelere tek başlarına ya da sandviç tekniği ile kompozit restorasyon materyalleriyle beraber kullanılırlar. Rezin modifiye simanlar, Tip II sınıfında yer alır. *Tip III.* kavite kaide materyali ya da fissür örtücü olarak kullanılırlar; düşük viskoziteli ve sertleşme süreleri düşüktür, 25-35 µm film kalınlığına sahiptirler.⁽⁷⁸⁾ CİS'lerin bu tipleri arasında kimyasal farklılık yoktur, hepsinde temel kimyasal formül aynıdır; fakat partikül boyutu ve simanın toz likit oranında farklılık vardır.⁽⁷⁶⁾

2.2.2. CİS'lerin Kimyasal Özelliklerine Göre Sınıflama

(1) Geleneksel, (2) Rezin modifiye, (3) Poliasit modifiye CİS'ler olarak 3'e ayrılır.

2.2.3. Geleneksel CİS'in Genel Özellikleri

CİS'ler; flor iyonu salınımı yapması, termal genişleme katsayısı ve elastisite modülünün dentine yakın olması, hem dentine hem mineye bağlanması ve yüksek biyouyumluluk özelliği gibi ideal özellikleri nedeniyle diş hekimliğinde oldukça popülerdir.⁽⁷⁹⁾ Termal genişleme katsayısının diş dokularına benzer olması, tedavi sonrası hassasiyeti ve mikrosızıntıyı dolayısıyla da sekonder çürük oluşumunu azaltır. CİS'ler mine ve dentine kimyasal adezyon sağlayabilirler, mikrosızıntıya karşı dirençlidir, iyi bir marjinal bütünlük oluştururlar, boyutsal stabiliteleri vardır, flor iyonu salabilirler ve tekrar flor iyonu ile yüklenebilirler. Kompozit rezinler ile karşılaştırıldığında daha az büzülme gösterirler ve artık monomer bırakmazlar, daha az büzülme göstermelerinin bir nedeni de; kompozitlerin aksine yavaş bir kimyasal tepkime ile sertleşmeleridir.⁽⁸⁰⁾

2.2.3.1. Kimyasal Özellikleri

Geleneksel CİS'ler toz ve likitten oluşur. Temelde organik asit ve cam bileşenleri ile asit baz reaksiyonu gösterirler. Toz kısmını; kalsiyum florid (%35), silisyum oksit (%30), alüminyum oksit (%16), alüminyum florid içeren floridli alüminosilikat cam oluşturur. Likit kısmını da; poliakrilik asit oluşturur.⁽⁷⁸⁾ CİS'in likitinde kullanılan polimerler genel anlamda polialkenoid asitlerdir; ya poliakrilik asit homopolimer halindedir ya da 2:1 oranında akrilik asit ve maleik asitin kopolimeri şeklindedir. Homopolimerik hazırlanan CİS'in baskı kuvvetlerine karşı direnci ilk 4-6 hafta yüksektir.⁽⁷⁶⁾ Kopolimerik hazırlanan CİS'lerin baskı dayanımı önce yükselir, sonra denge haline ulaşmadan önce bir düşüş yaşar.

Homopolimerik ve kopolimerik hazırlanan CİS'lerin klinik kullanımda baskı dayanımlarında belirgin fark görülmemiştir.⁽⁸¹⁾ Polimerler CİS'in mekanik özelliklerini etkilerler; yüksek molekül ağırlığı simanın direncini artırır. Fakat viskozitesini arttırdığı için karıştırılması zor hale gelir. CİS'lerin radyopasitesinin sağlanması amacıyla içeriğine baryum, stronsiyum ve lantanyum katılmaktadır.⁽⁸²⁾

2.2.3.2. Sertleşme Mekanizması

CİS'deki asit-baz yani nötralizasyon reaksiyonu şu evrelerden oluşur; (1) cam bileşenlerin dekompozisyonu ve metalik iyonların ayrıştırılması, (2) metalik iyonlarla oluşan etkileşime bağlı olarak oluşan poliasitleri konfigürasyonu, (3) CİS'in mekanik olarak sertleşmesi.⁽⁸³⁾ Sertleştikten sonra, CİS'ler alüminyum silikat cam ve inorganik bir bağlayıcı matriks bileşimi olarak düşünülebilir. CİS'in iskeleti cam tozu, silika ve alümina bileşiklerinin bütünleşmesiyle oluşmaktadır. İskeleti tetrahedral bir yapı oluşturur.⁽⁸⁴⁾ Sertleşme kabaca 2 fazda düşünüldüğünde; ilk fazı ortalama ilk 10 dk kapsar; bu fazda alüminyum ve kalsiyum iyonları etkileşime girmez ve bu dönem CİS'in neme karşı aşırı hassas olduğu dönemdir. Eğer nem ile temas olursa; etkileşime girmemiş alüminyum ve kalsiyum iyonları tükürükle uzaklaşır, materyal daha yumuşak aşınmaya karşı daha dirençsiz bir hal alır. Lund ve ark.⁽⁸¹⁾ CİS'in sertleşme reaksiyonu tamamlanmadan nem ile kontamine olmasının çözünürlüğünü arttıracığı ve mekanik özelliklerini kötü yönde etkileyeceğini bildirmiştir. İlk sertleşmenin sonuna doğru CİS, dentin tübüllerinin bitişinde oluşan, pulpal sıvı pasajına izin veren bir absorpsiyon tabakası varlığını düşünmüşlerdir; bu tabaka materyalin polimerizasyon büzülmesini kompanse ederek marjinal sızıntıyı azaltmaktadır.⁽⁷⁷⁾ CİS ilk sertleşmesini tamamladıktan sonra çok yavaş salınan alüminyum ve kalsiyum iyonları reaksiyona girmemiş cam doldurucuları çevreleyerek matriksi olgunlaştırır. Bu sertleşmenin ikinci fazıdır ve bu evre ilkinin aksine dehidratasyona karşı aşırı hassastır. CİS'in sertleşme reaksiyonu sırasındaki hidrasyon ve dehidratasyon koşulları mekanik özelliklerini direkt olarak etkilemektedir. Sertleşme reaksiyonunda flor iyonu matriks yapısının bir parçası değildir, bu yüzden salınma esnasında cam iyonomer matriksinde kayıp oluşmaz.⁽⁸⁵⁾

CİS'in yapısındaki zayıf asit bağlanacağı yüzeyde 1 µm derinliğinde demineralizasyon oluşturur. Yani CİS plak olan bir diş yüzeyine bile bağlanabilir.

Fakat uygulamadan önce asit muamelesi yapıldığında bağlantının artacağını gösterilmiştir.⁽⁸⁶⁾

CİS'ler kompozit rezinlerin aksine dişe kimyasal olarak bağlanırlar. Fakat bu kimyasal bağlantının oluşabilmesi için CİS'in uygun fazda olması gerekir. Siman karıştırıldığında yüzeyi camsı parlaklıkta olmalıdır. Bu materyalde hala reaksiyona girmemiş poliasit olduğu anlamına gelir. Reaksiyona girmemiş bu poliasitler, yani poliakrilik asitler, bağlanmaya hazır karboksil grupları ihtiva eder ve bu karboksil grupları dişteki hidroksiapatit yapısına kimyasal bağlanır. Eğer siman karıştırıldıktan sonra mat bir hal alıyorsa, bu simanın artık serbest poliakrilik asit içermediğini dolayısıyla dişe kimyasal bağlantısının olmayacağını gösterir. Bu fazda dişe uygulandığında yalnızca mekanik tutuculuk elde edilecektir.^(74, 76)

2.2.3.3. Mekanik Özellikleri

CİS'lerin en önemli dezavantajı mekanik özelliklerinin yetersiz olmasıdır. Aşınmaya, kırılmaya ve kopmalara karşı direnci düşüktür. İlk altı ayda %5 kadar su emilimi gösterirler, bu da boyutsal stabilitelerinin görece olarak kompozitlere göre daha düşük olduğunu gösterir.⁽⁸⁷⁾ Makaslama bağlanma kuvvetleri *in vitro* olarak sadece 3 MPa ölçülmüştür. CİS'ler amalgama göre 5, kompozitlere göre 3 kat daha hızlı aşınma gösterirler. Bu yüzden geleneksel CİS üzerine overlay şeklinde uygulanacak kompozit aşınmaya direnci arttıracaktır.⁽⁸⁸⁾ CİS'lerin mekanik özelliklerini geliştirmek için; kalsiyum oksit, çinko oksit, magnezyum oksit gibi bileşiklerin ilavesinin yapıldığı bir çalışmada⁽⁸⁹⁾; yeni oluşturulan cam iyonomer kompozisyonunun, geleneksel cam iyonomerlere oranla daha dirençli olduğu, mekanik özelliklerinin daha yüksek olduğu görülmüştür.

CİS'lerin klinik direncini arttırabilmek için gümüş ve kalay partükülleri ilave edilerek sermet denilen simanlar oluşturulmuştur. Bu materyal ile CİS'in aşınmaya dayanıksızlığı aşılma çalışılmıştır. Fakat hem flor salınımının yetersiz olması hem de bağlanma kuvvetlerinin yetersizliği nedeniyle sermet simanlar klinik kullanımda yer bulamamıştır.⁽⁸²⁾

CİS'lerin hem firma talimatları doğrultusundaki uygun toz/likit oranında karıştırılması hem de klinik ortamda daha pratik uygulama için kapsül formları çıkartılmıştır. Kapsül CİS'ler, amalgamatör benzeri cihazlarda karıştırılarak tabanca

ve/veya spatül yardımı ile dişe uygulanır. Daha uygun oranda toz likit ihtiva ettiği için ve manuel karıştırmanın yanında daha ideal tipte karıştırma olacağı için önerilmiştir. Fakat kapsül CİS'de manuel karıştırılana göre daha fazla poroziteye rastlanmıştır. Prozitenin fazla olduğu materyalde dayanıklılık da azalmaktadır.⁽⁹⁰⁾

CİS'lerin üretim sonrası satış işlemlerinin gerçekleştirilebilmesi için ISO tarafından belirlenen belli mekanik özellikleri taşıması gerekmektedir.⁽⁵⁰⁾ Markalar arası özelliklerde farklılıklar olsa da; bir CİS'in sahip olması gereken değerler Tablo 1'de belirtilmiştir.

Tablo 1. ISO standartlarına göre, CİS'in taşıması gereken özellikler.⁽⁷⁷⁾

Özellik	Yapıştırma simanı	Restorasyon materyali
Sertleşme zamanı/dk	2.5-8	2-6
Baskı dayanımı /MPa	70 (minimum)	100 (minimum)
Asit erozyonu(maximum)	-	0.05
Opasite	-	0.35–0.90
Asit çözünürlük As/mg kg_1	2	2
Asit çözünürlük Pb/mg kg_1	100	100

2.2.3.4. Flor Salınım Özelliği

CİS'lerin flor salınım özelliğinin çürük insidansının yüksek olduğu bireylerde iyi bir koruma olacağı düşünülür. CİS'den serbestleşen florun etkisinin doz bağımlıdır; *in vitro* koşullarda ve görel olarak yüksek konsantrasyonlarda flor enzim inhibitörü olarak görev görür. *In vivo* koşullarda ise mikroorganizmaları elimine eder.⁽⁸⁵⁾ CİS'in yapısındaki flor serbestleşerek minedeki hidroksiapatinin yapısına katılır ve mineyi daha dirençli hale getirir. Aynı zamanda dolgu diş arayüzünde flor salınımı ile bakteri invazyonu yavaşlar. Nakajo ve ark.⁽⁹¹⁾ tarafından yapılan çalışmada kompozit üzerindeki *S. mutans* miktarı ile CİS üzerindeki *S. mutans* miktarı karşılaştırıldığında, CİS üzerindeki bakteri miktarının daha az olduğu görülmüştür. CİS'in bakterinin gelişmesini sınırladığı yani antimikrobiyal sonucuna varılmıştır. Ayrıca, sertleşme sırasında meydana gelen düşük pH'da antimikrobiyal

özelliğine katkı sağlar. CİS'den serbestleşen flor paterni göz önüne alındığında; salınan flor miktarının en fazla olduğu gün ilk gündür. Sonraki günlerde sabit bir düzeye düşerek salınmaya devam eder.⁽⁸⁵⁾ CİS'den ilk dönemlerde salınan flor miktarı 10 ppm kadardır. Sonra azalarak düşer fakat flor salınımının yıllarca devam ettiğini öne süren bir çalışma mevcuttur.⁽⁹²⁾ Flor dışında CİS'in kimyasal yapısına ilavelerle çürük bölgelerde daha başarılı sonuçlar elde edilmeye çalışılmıştır. Kazein-fosfat-peptit amorf kalsiyum fosfat modifiye CİS'ler geliştirilmiş ve çürükle etkilenmiş dentin remineralizasyonunda daha üstün özelliklere sahip olduğu görülmüştür.⁽⁹³⁾

2.2.3.5. Biyouyumluluğu

CİS'lerin diğer dolgu materyalleri ile karşılaştırıldığında biyouyumluluk özellikleri oldukça yüksektir. CİS'lerin uygulandığı bölgedeki sitotoksik etkileri yok denecek kadar azdır.⁽⁷⁵⁾ Sertleşme reaksiyonları sırasında ısı oluşumu minimumdur ve sertleşme sırasında ya da sonrasında artık moleküllerin dişe zararı yoktur ya da hatta flor göz önüne alındığında yararlıdır. CİS'in biyouyumluluk özelliği aynı zamanda; poliakrilik asidin zayıf asiditesine, yüksek molekül ağırlıklı makromoleküller varlığına ve moleküler düzeyde kalsiyuma bağlanmadaki yatkınlığına bağlıdır.⁽⁷⁴⁾

Brook & Hatton⁽⁹⁴⁾ 2006 yılında, materyalin çevre dokulardan iyon değişimi yaptığını göstererek CİS'in osteokondüktif özellikleri bildirmiştir. Bu iyon değişimi kemik yapısındaki kalsiyum iyonları ve CİS'in yapısındaki cam partikülleri arasındaki hidrojen bağlarıyla meydana gelmektedir.⁽⁸²⁾ Ayrıca, flor salınımı da bu konuda önemli rol oynar. Çünkü *in vivo* ve *in vitro* yapılan çalışmalar ^(95, 96) florun osteoblastları uyardığını göstermiştir. Bu yüzden osteoporoz tedavisinde sodyum florid kullanılmaktadır.⁽⁸³⁾

2.2.3.6. Diğer Dolgu Materyalleriyle Bağlanma Kuvveti

CİS'ler klinikte sıklıkla diğer restoratif materyallerle beraber kullanılmaktadır.⁽⁷⁶⁾ Bu yüzden bu materyallere bağlantı kuvvetinin yüksek olması klinik başarı şansını arttıracaktır. Geleneksel CİS ve kompozit rezin bağlantı kuvvetini inceleyen bir çalışmada⁽⁹⁷⁾; 6 aylık bir süreci kapsayan gözlem süresinde CİS ve kompozit bağlantı kuvvetini ortalama 11-12 MPa olarak ölçülmüştür. Oluşan tüm kopmaların kohesiv olduğu bildirilmiştir; sonuç olarak CİS ve kompozit bağlantının dayanıklı olduğu,

CİS'in kendi içindeki mekanik özelliklerinin geliştirilmesi gerektiği tartışılmıştır. CİS ve kompozit rezin arasındaki bağlantı genel anlamda mikromekaniktir ve CİS üzerinde oluşturulacak düzensizlikler bağlantıyı arttıracaktır. CİS siman ve kompozit rezin arasındaki bağlantının kalitesini etkileyen çok sayıda faktör vardır. Simanın karıştırılması ve kompozit uygulama arasında geçen süre, asitleme işlemi, asitleme süresi, rezin tipi, rezinin ıslatabilirlik ve film dokusu gibi özellikleri bunlardan birkaçıdır.⁽⁹⁸⁾ CİS'in fosforik asit ile muamelesinin bağlantının arttıracacağı düşünülmektedir. İlk kez McLean⁽⁹⁹⁾ CİS'in fosforik asit ile asitleme işleminin yapılması sonrası kompozit rezin uygulamayı önermiştir.

CİS-MTA bağlantısını inceleyen bir çalışmada⁽¹⁰⁰⁾ geleneksel CİS'in parsiyel olarak sertleşmiş (45 dk sertleşme süresi) MTA üzerine geleneksel CİS'in tek seans tedavi ile uygulanabileceği bildirilmiştir. Hotz ve ark.⁽¹⁰¹⁾ CİS ve amalgam arasındaki bağlantıyı incelemiştir. CİS'in amalgamın yapısındaki gümüş ve kalay oksit ile kimyasal bağlantısını ve bu bağlantıyı sağlayan esas faktörün sıvı komponentteki poliasit yapısı olduğunu göstermiştir.

CİS'lerin, beyazlatma öncesi servikal bariyer olarak kullanıldığı bir çalışmada⁽¹⁰²⁾ dentine bağlanma kuvvetleri ölçülmüştür. Geleneksel ve rezin modifiye simanları karşılaştıran bu çalışmada rezin modifiye simanların bağlanma kuvveti geleneksel CİS'lere göre daha yüksek bulunmuştur. Beyazlatma tedavisinin geleneksel ve CİS'lerin bağlanma kuvvetine etkisinin araştırıldığı bir çalışmada⁽¹⁰³⁾ hidrojen peroksit gibi bir beyazlatma ajanının geleneksel CİS'in bağlanma kuvvetini azaltmadığı, rezin modifiye CİS'in bağlanma kuvvetini azalttığı gösterilmiştir.

2.2.4. Rezin Modifiye CİS

CİS'lerin gelişmesi ve popülerleşmesi 1980'lerin son dönemlerinde, rezin modifiye CİS olarak adlandırılan yeni bir hibrid materyalin geliştirilmesiyle sonuçlanmıştır. Geleneksel CİS'in düşük kırılma dayanımı, aşınmaya karşı dirençsizlik, sertleşmenin ilk dönemlerinde dehidratasyon gibi dezavantajları göz önüne alındığında, daha dayanıklı olan rezin modifiye simanlar stres alanlarında iyi bir alternatif oluştururlar. Rezin modifiye simanların %80'ini cam iyonomer, %20'sini rezin komponenti oluşturur.⁽¹⁰⁴⁾

CİS'lere rezin monomer eklenmesiyle rezin modifiye CİS'ler oluşturulmuştur. Sertleşme mekanizmaları hem asit-baz hem ışık ile polimerizasyon hem de kimyasal aktivasyon ile polimerizasyon olmak üzere 3 basamaktan oluşur.⁽⁷⁸⁾ CİS'lerin güçlendirilmesi için alüminasilikat cam tozlarına metal tozları eklenmiştir, poliakrilik aside matriks yapısı eklenerek güçlendirilmiş ve hidroksietil metakrilat (HEMA), Bis-GMA gibi monomerler eklenmiştir. Yeni yapı hem polimerize olabilen klasik monomer hem de çapraz bağlanma özelliği olan ajanlar içerir.⁽¹⁰⁵⁾

Rezin modifiye CİS, klinik kullanımda başarılı mekanik ve fiziksel özellikler sergilese de, biyolojik anlamda geleneksel CİS'in avantajlarının tamamına sahip değildir.⁽¹⁰⁶⁾ Fakat Eskandarizadeh ve ark.⁽¹⁰⁷⁾ pulpa cevabını histolojik olarak inceledikleri çalışmada pulpal cevap ve tersiyer dentin oluşumunu karşılaştıklarında rezin modifiye CİS ve geleneksel CİS arasında bir fark bulamamıştır. Rezin modifiye CİS'in monomerini HEMA gibi bir monomer oluşturur. Bu da materyalin sitotoksikite ve biyouyumluluk özelliklerini, içeriğinde HEMA ve diğer monomer çeşitlerini barındıran kompozit restorasyon materyallerine benzer kılmaktadır.⁽⁷⁶⁾ Geleneksel ve rezin modifiye CİS'lerin termal siklus uygulandığı çalışmada⁽¹⁰⁸⁾; geleneksel CİS'in arayüz bağlantısında 26 µm boşluk varken rezin modifiye simanların 8-10 µm boşluk oluşturduğu görülmüştür. Işıkla sertleşen materyalin kimyasal sertleşene göre kavite duvarına adaptasyonunun daha iyi olduğu sonucuna varılmıştır.

2.2.5. Poliasit Modifiye CİS (Kompomer)

Kompomerler, rezin modifiye CİS'lere göre daha fazla kompozit özellikleri taşır; %30 cam iyonmer, %70 kompozit rezin ihtiva ederler. Dual cure reaksiyon ile sertleşirler. İlk olarak ışık ile polimerize edildiğinde monomerleri polimerizasyonu gerçekleştirir, daha sonra polimerize olan monomerler asit-baz reaksiyonu ile cam partiküllerle birleşirler.⁽¹⁰⁹⁾ Flor salınım özellikleri oldukça düşüktür, flor reşarj özellikleri ise yoktur. Geleneksel veya rezin modifiye CİS'lere göre mekanik özellikleri daha güçlüdür. Daha estetikler ve uygulamaları kolaydır. Kompozit yapısına daha yakın oldukları için; daha çok polimerizasyon büzülmesi gösterirler, artık monomer bırakma olasılıkları vardır.⁽¹¹⁰⁾ Sandviç tekniği ile kompozitlerle beraber, küçük sınıf bir restorasyonlarda, çalışma kolaylığı sağladığı için süt dişlerinde, kök çürükleri ve servikal çürüklerde tercih edilebilirler. MTA ile

bağlanma kuvvetinin ölçüldüğü çalışmada⁽⁴⁰⁾; kompomerlerin MTA'ya bağlanma kuvveti kompozit rezine göre daha düşük bulunmuştur.

2.3. KAVİTE DEZENFEKTANLARI

Restoratif tedavide tüm çürük dokusu uzaklaştırıldıktan sonra, açılan kavitenin sızdırmaz bir şekilde kapatılması amaçlanır. Çok çeşitli ve yüksek sayıda mikroorganizmanın bulunduğu ağız ortamıyla direkt ilişkide olan restorasyonun uzun dönem başarılı bir şekilde fonksiyon görebilmesi için hem sızdırmaz bir şekilde kapatılmış olması ve rezidüel bakterilerden elimine edilmiş olması gerekmektedir.⁽¹¹¹⁾ Kavite preparasyonu sırasındaki rezidüel bakteriler, restorasyonun kavite duvarlarını ağız ortamından sızdırmaz bir şekilde ayırdığı durumlarda bile, smear tabakası içinde çoğalmaktadır.⁽¹¹²⁾ Histolojik ve bakteriyolojik anlamda incelendiğinde, kavite preparasyonundan sonra dişlerin sadece küçük bir bölümünün steril olduğunu ve rezidüel bakterilerin bir yıldan uzun süre hayatta kalabileceğini göstermiştir.⁽¹¹³⁾

Rezidüel bakterilerin eliminasyonu; hem dolgunun bağlanacağı alanın pürüzsüz ve temiz olmasını, böylelikle bağlantının sızdırmaz olmasını etkiler hem de enfeksiyon kontrolünü sağlayarak pulpal inflamasyon yanıtı ya da sekonder çürüğü önler. Bu yüzden kavite dezenfektanlarının kullanımı diş hekimliğinde uzun zamandan beri tercih edilmektedir.⁽¹¹⁴⁾

Gwinnett ve ark.⁽¹¹⁵⁾ bir dezenfektan kullanarak kavitede kalan bakterilerin uzaklaştırılmasının postoperatif duyarlılığı azaltmak veya ortadan kaldırmak için kavite preparasyonu ve restorasyon aşaması olarak klinik anlamda geniş kabul gördüğünü bildirmiştir. Kavite dezenfektanı olarak kullanılacak maddenin; dişte renklenme yapmaması, yapılacak restorasyonun bağlanmasını etkilememesi, ağız florasındaki bakterilere etkili geniş spektrumlu olması ve en önemlisi pulpal dokulara iritan özellik göstermemesi gereklidir. Fakat o dönemlerde kullanılan fenol, timol, potasyum siyanit ve gümüş nitrat gibi kavite dezenfektanlarının pulpa dokusuna iritan etki göstermesi nedeniyle⁽¹¹⁶⁾, günümüzde daha çok; KHG, sodyum hipoklorit, fosforik asit, hidrojen peroksit gibi solüsyonların yanında ozon ve lazerden de yararlanılabilmektedir.⁽¹¹⁷⁾ Ayrıca, son dönemde çay ağacı yağı ve aloe vera gibi bitkisel ekstraktların kavitedeki rezidüel bakteri miktarını azalttığı gösterilmiştir.⁽¹¹⁸⁾

Benzelkonyum klorid, dezenfeksiyon etkinliği ve iyi ıslatabilirlik özelliği nedeniyle kavite dezenfektanı olarak tercih edilmektedir.⁽¹¹⁹⁾ Dişte uygulandıktan sonra dentinde deproteinizasyon oluşturarak; yapıda pek çok düzensizlik ve anastamoz içeren poröz bir yapı oluşturduğu bu yüzden bağlantıyı arttıracadı bildirilmiştir.⁽¹²⁰⁾

2.3.1. KHG

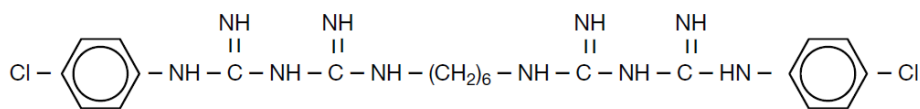
KHG, diş plaklarının oluşumunu ve ilerlemesini engelleyen ve 1970'lerden beri oral antimikrobiyal ajan olarak kullanılan bir bis-guanid biyosittir.⁽¹²¹⁾

2.3.1.1. KHG'nin Kullanım Alanları

Endodontide irrigasyon solüsyonu ve medikament olarak, restoratif tedavide kavite dezenfeksiyonu olarak, periodontal tedavilerde oral gargara olarak kullanılır.⁽¹²²⁾ Ağız florasının kontrolü amaçlı cerrahi işlem öncesi, plak kontrolü ve enfeksiyon tedavisi amaçlı %0.2-%0.12 konsantrasyonunda ağız gargarası olarak tercih edilmektedir. Oral antiseptikler içinde altın standart olarak kabul edilir.⁽¹²³⁾ Endodontik tedavide %2 konsantrasyonda kanal dezenfeksiyonu amaçlı irrigasyon ajanı olarak kullanılır, restoratif tedavide %1-2 konsantrasyonda jel veya solüsyon formda kavite dezenfektan ajanı olarak kullanılır.⁽¹²⁴⁾ Direkt ya da indirekt pulpa kaplama tedavilerinde, derin kavitelerde başarı şansını artırır. Pameijer ve Stanley⁽¹²³⁾, %2'lik KHG solüsyonunu ekspozel pulpaya 60 sn boyunca uyguladığında etkili bir hemostatik ajan olduğunu ve dentin köprüsü yapımını desteklediğini bildirmişlerdir.

2.3.1.2. KHG'nin Yapısı

KHG, sentetik bir katyonik bis-guanid olup, iki simetrik 4-klorofenil halkası ve iki biguanid grubu, bir merkezi heksametilen zinciri ile bağlanmıştır.⁽¹²⁵⁾ KHG, bakterilerin hücre zarı üzerindeki fosfolipidler ve lipopolisakaridlerle etkileşime giren, pozitif yüklü, hidrofobik ve lipofilik bir moleküldür ve hücreye bir tür aktif veya pasif transport mekanizması yoluyla girer.⁽¹²⁶⁾



şekil 1. KHG'nin moleküler yapısı.⁽¹²⁷⁾

2.3.1.3. KHG'nin Etki Mekanizması

Etkinliği temel olarak pozitif yüklü yapısıyla etkileşime giren bakteriyel hücre duvarındaki negatif yüklü fosfat grupları arasında gerçekleşir ve dolaylı olarak hücrenin osmotik dengesini değiştirir.⁽¹²²⁾ Hücrenin membran permeabilitesi değişir ve KHG molekülü hücre içine penetre olur.⁽¹²⁶⁾

Ayrıca bakteri enzimlerini inhibe ederek metabolizmalarını azaltır. *Adenozin trifosfataz* (ATPaz) aktivitesinin bir önleyicisidir.⁽¹²⁷⁾ KHG ayrıca, dış yüzeylerinde mikrobiyal birikim için gerekli olan *glukosiltransferaz* enzimini ve hücre membranı boyunca glikozun taşınması ve fosforilasyonuna katılan metabolik enzim olan *fosfoenolpiruvat fosfotransferazı* da inhibe eder.^(128, 129)

Kendisi pozitif yüklü olduğu için, negatif yüklü bakteri yüzeylerine iyi tutunur. Pelikül ve plak formasyonunu azaltır. Düşük konsantrasyonda bakteristatiktir, yüksek konsantrasyonda bakterisit etki gösterir.⁽¹²⁴⁾ Bu durum düşük konsantrasyonda (% 0,2) düşük molekül ağırlıklı maddeler, özellikle de potasyum ve fosfor serbestleşmesiyle, yüksek konsantrasyonda (% 2) ise, sitoplazmik içeriklerin çökmesi ile hücre ölümüne sebep olmasıyla gerçekleşir.⁽¹³⁰⁾

En yaygın formu olan klorheksidin glukonat, suda çözünür ve fizyolojik pH'da, pozitif yüklü klorheksidin bileşeni kolaylıkla açığa çıkar.⁽¹²⁵⁾ Asit pH değerine göre alkali pH'da daha etkilidir ve etkisi sabun ve organik madde varlığında azalır.⁽¹²⁷⁾

2.3.1.4. KHG'nin Antimikrobiyal Etkinliği

Gram (+) özellikle *S. mutans* ve gram (-) mikroorganizmalara belli düzeylerde etkinliği vardır. *S. mutans* KHG'e özellikle hassasken, *S. sanguinis*, suşlar arasında duyarlılık bakımından büyük farklılıklar sergilemektedir.⁽¹³¹⁾

Gram (-) mikroorganizmalara etkinliği gram (+) mikroorganizmalara göre daha düşüktür. Gram (-) mikroorganizmalar arasında en az duyarlı olanlar; başta *Proteus* olmak üzere *Pseudomonas*, *Enterobacter*, *Actinobacter* ve *Klebsiella* suşlarıdır.⁽¹³¹⁾

Gram (-) bakteriler arasında KHG direncinin plazmit bazlı ya da transfer edilebilir olduğuna dair bir bulgu yoktur.⁽¹²⁷⁾ Bu durum, uzun dönem KHG uygulanan köpeklerin plaklarında neden gram (-) çomak türlerinin baskın olduğunu açıklamaktadır.⁽¹²⁶⁾

İrrigasyon solüsyonu olarak kullanıldığında *E. faecalis*'e kalsiyum hidroksite göre daha yüksek etkinliği bulunmaktadır.⁽¹³²⁾ Basson ve Tait⁽¹³³⁾, KHG'nin *A. israelii* türüne etkili olduğunu, Gomes ve ark.⁽¹³⁴⁾ uygun form ve konsantrasyonda *S. aureus* ve *E.faecalis*'e etkinliği olduğunu, Waltimo ve ark.⁽¹³⁵⁾ 5 dk'lık kullanımın *Candida albicans*'a etkinliği olduğunu göstermiştir. İrrigasyon solüsyonunun planktonik bakterilere etkisinin yanında; kanalda, dentin yüzeyinde görülen biyofilm oluşumuna da etkisi büyük önem taşımaktadır, çünkü bakterilerin kanal içinde çoğunlukla biyofilm oluşturduğu ve bu yapının da planktonik bakterilere göre daha dirençli olduğu bilinmektedir.⁽¹²²⁾ Clegg ve ark. KHG'nin biyofilm üzerine etkisiz olduğunu göstermiştir. Aksine Lima ve ark.⁽¹³⁶⁾ %2'lik KHG medikasyonunun 1 ve 3 günlük *E. faecalis*'e etkinliği olduğunu göstermiştir.

2.3.1.5. KHG'nin Kalıcılığı

KHG'nin, dentinde medikament olarak kullanıldığında, dentinde varlığını devam ettirme gibi eşsiz bir özelliği vardır.⁽¹²⁶⁾ KHG, uzun süreler boyunca, antimikrobiyal etkinlik gösteren seviyelerde dentine tutunur.⁽¹³⁷⁾ Bu kalıcılığı elde etmek için dentinin KHG ile doyurulmasına izin verilmelidir, bundan dolayı da uzun süreli etkileşim gereklidir. Dolayısıyla, sadece irrigant olarak kullanılmak yerine intrakanal bir ilaç olarak uygulanmalıdır.⁽¹³⁸⁾ Bunun aksine Leonardo ve ark.⁽¹³⁸⁾ irrigasyon solüsyonu olarak kullanılan %2'lik KHG'nin dentindeki rezidüel antimikrobiyal etkinliğinin 48 sa kadar devam ettirdiğini göstermiştir. Hatta, irrigasyon solüsyonu olarak kullanılan KHG'nin daha uzun süre antimikrobiyal özelliğini devam ettirdiğini gösterilmiştir; Rosenthal ve ark.⁽¹³⁷⁾ bu etkinin 12 hafta kadar sürdüğünü göstermiştir.

2.3.1.6. KHG'nin Bağlanma Kuvvetine Etkinliği

KHG, mükemmel bir ıslatma kapasitesine ve diş yapısına karşı kuvvetli bir afiniteye sahiptir ve bunun da bonding ajanın dentine bağlanma gücünü arttırdığı düşünülmektedir.⁽¹³⁹⁾ Sharma ve ark.⁽¹¹³⁾ yaptığı başka bir çalışma benzelkonyum klorid, potasyum bazlı kavite dezenfektanları ve klorheksidinin self etch bonding sistemleri kullanıldığında bağlanma kuvvetini azalttığı, asitlemenin ayrı yapıldığı bonding sistemlerinde negatif etki göstermediği bildirilmiştir. Gürkan ve ark.⁽¹⁴⁰⁾ asitleme sonrası klorheksidin kullanıldığında ve yıkama yapılmadığında KHG'nin bağlanma kuvvetini azalttığını göstermiştir. Aksine, Hebling ve ark.⁽¹⁴¹⁾, Say ve ark.⁽¹⁴²⁾ yaptıkları çalışmalarda KHG'nin bağlanma kuvvetine etkisinin olmadığını

göstermiştir. KHG uygulanan bağlanma yüzeyinin korunmuş olması, KHG'nin MMP enzimini inhibe etme özelliği ile ilgilidir. KHG, MMP-2, -8, -9 ve sistein katepsinlerini inhibe eder.⁽¹⁴³⁾ Dentin içindeki MMP'lerin, hibrid tabakadaki korunmasız kollajen fibrillerinin parçalanmasında rol oynadığı gösterilmiştir. Bu yüzden KHG gibi MMP inhibitörleri dentin ve restorasyon arasındaki bağlantının artmasında rol oynar.⁽¹⁴⁴⁾ Hasani ve ark.⁽¹⁴⁵⁾ KHG'nin rezin modifiye CİS ve dentin bağlanmasını pozitif anlamda etkilediğini göstermiştir.

2.3.1.7. KHG'nin Mikrosızıntıya Etkinliği

Rezidüel antimikrobiyal etkinliğinden dolayı, KHG'nin kök dentininde mikrosızıntıyı geciktirdiği düşünülmektedir.⁽¹²²⁾ Gomes ve ark.⁽¹⁴⁶⁾ çeşitli medikamenler uygulanan kanalların tekrar kontamine olması için gereken süreyi incelemiş ve KHG grubunda bu sürenin diğer medikamenlere göre en fazla olduğunu bildirmiştir. KHG'nin kanal patlarının apikal bağlanmasına etkinliğini inceleyen çalışmalarda^(147, 148), KHG ile irrigasyon ya da medikasyonun apikal bölgede kanal patlarının bağlanmasını negatif anlamda etkilemediği gösterilmiştir.

2.2.1.8. KHG'nin Toksisitesi ve Dezavantajları

KHG'nin çeşitli kullanım şekillerine ve dozlarına bağlı olarak bazı yan etkileri görülür; bunlardan en önemlisi; oral mukozada oluşturduğu tahriştir ve deskuamasyondur, bunun yanında dişte, dilde, restorasyonda ve dolgularda renklenmeye neden olması ve kötü acı bir tat bırakması gibi negatif etkileri vardır.⁽¹²⁴⁾

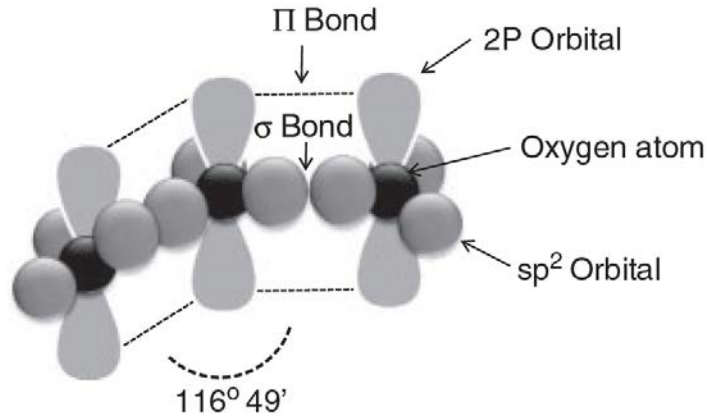
Kullanım formu açısından değerlendirildiğinde, jel halindeki KHG'nin periapikal dokulara toksisitesi daha düşüktür. Jelin viskozitesi sayesinde, aktif ajan kanal duvarlarıyla, dentin tübülleriyle temasa kalır, periapikal dokulara taşma riski azalır.⁽¹³⁰⁾

Sanchez ve ark.⁽¹⁴⁹⁾ KHG'nin kanin embriyolojik fibroblast ve *S. aureus'a* karşı toksisitesini incelemiş; bakterisidal dozda kullanıldığında fibroblastların ölümüne yol açtığını, fibroblastları canlı tutacak dozda uygulandığında ise bakteriyel etkinliği olmadığını göstermiştir. Agarwal ve ark.⁽¹⁵⁰⁾ KHG'nin periferel kandaki nötrofilleri yıkıma uğrattığını göstermiştir. Ribeiro ve ark.⁽¹⁵¹⁾ KHG'nin genotoksik etkilerini araştırmış ve KHG'nin DNA'ya herhangi bir zarar vermediğini bildirmiştir. Toksisite

çalışmaları göz önüne alındığında KHG kullanımının sınırlandırılması düşünülse de Wennberg⁽¹⁵²⁾'ün KHG'nin diğer irrigasyon solüsyonlarından daha fazla toksik olmadığını gösterdiği makalesi, aslında genel perspektiften bakıldığında KHG'nin güvenli olduğunun bir göstergesidir.

2.3.2. Ozon

Trioksijen ya da tiratomik oksijen olarak bilinen ozon (O_3), aktif atomik oksijen (O^{+2}) ile oksijen molekülünün (O_2) birleşmesinden meydana gelir (Şekil 1). Doğada, atmosferin stratosfer tabakasında 1-10 ppm oranında gaz halinde bulunur. Sürekli bir döngü halinde, güneşten gelen yüksek frekanstaki ultraviyole (UV) ışını ve yıldırımlar ile atmosferin %21'ini oluşturan moleküler O_2 'den oluşur ve O_2 'ye parçalanır.⁽¹⁵³⁾ Ozon esas olarak stratosferde oluşmasına rağmen, az oranda doğal gazların ve hava kirliliğinin varlığına bağlı olarak troposfer tabakasında da oluşur. Ozonun aktif oksijen molekülüne dönüşmesi için 68400 cal'lik bir enerjiye ihtiyaç vardır. Doğada bu enerji UV veya yıldırımlarla sağlanırken klinik kullanımda ozon jeneratörleri, doğadaki yıldırımları taklit ederek elektrik deşarj alanları oluşturur.⁽¹⁵⁴⁾



Şekil 2. Ozon molekülünün yapısı.⁽¹⁵⁵⁾

Yerden 15-30 km yukarıda bulunan bir katman olarak yaşanan organizmaları uzaydan ve güneşten gelen zararlı ışınımına karşı korur.⁽¹⁵⁶⁾ Güneşten gelen, zararlı UV B ve C ışınlarının emiliminin büyük bir kısmı atmosferdeki ozon tabakasında gerçekleşir.⁽¹⁵⁷⁾ Havadan daha ağır olduğu için atmosferde çökmeye başlar ve havadaki mikroorganizmaları okside ederek havayı temizler. Dünyanın kendi kendini temizleyen sistemini oluşturur. Eğer su buharı ile birleşirse; yağmur damlalarındaki hidrojen peroksite dönüşür. Bitkilerin yağmur suyuna ihtiyaç duymasındaki en

önemli sebeplerden birini oluşturur. Kısacası ozon dünyanın ekosistemi üzerinde çok önemli bir role sahiptir.⁽¹⁵⁷⁾ Fakat son 20 yıldır beşeri aktiviteye bağlı olarak klorin ve bromür içeren gazların stratosfere salınımı ile beraber, küresel ozon düzeyinde düşüş meydana gelmektedir.⁽¹⁵⁸⁾

2.3.2.1. Ozonun Tarihçesi

Ozon terapötik amaçlarla 19. yüzyıldan beri kullanılmaktadır. Hollandalı fizikçi Martin van Marum ilk defa 1785 yılında ozondan bahsetmiştir. Fakat Basel Üniversitesi'nde bir profesör olan Christian Friedrich Schönbein 1840 yılında, oksijen gazının özelliklerindeki değişiklikleri göstererek bunu farklı bir gaz olarak, ozon adı altında kategorize etmiştir. Ozon kelimesi Yunanca koku anlamına gelen '*ozein*' kelimesinden köken almaktadır. Ayrıca, ozon terapisinin babası olarak bilinir.⁽¹⁵⁷⁾

İlk ozon jeneratörü Werner von Siemens tarafından Almanya'da 1857'de geliştirilmiştir. Dr. C. Lender 1870'de ozon kullanarak test tüplerindeki kanı saflaştırmıştır. 1885 yılında Florida'lı bir hekim olan Dr. Charles Kenworthy ozonun terapötik amaçlarla kullanımını detaylı bir şekilde anlattığı kitabını yayınlamıştır. 1896 yılında ozon jeneratör sisteminin patenti Nikola Tesla tarafından alınmıştır. Mikroorganizmaları inaktive eden güçlü etkisinden dolayı 19. yüzyılda su dezenfektanı olarak önerilmiştir. 1881 yılında difteride dezenfektan ajan olarak kullanılmıştır. Dr. Albert Woff, 1915 yılında kolon ve servikal kanserlerin, ülserlerin tedavisinde kullanmıştır.⁽¹⁵⁹⁾

Diş hekimliğinde ilk defa 1920 yılında İsviçre'li bir diş hekimi olan Dr. Edwin Parr, kliniğinde ozonu dezenfeksiyon sisteminin bir parçası olarak kullanmıştır. 1950 yılında Alman diş hekimi Dr. Edward Fisch tarafından enfekte yara yüzeylerini ve enfeksiyonları tedavi etmek amacıyla sıvı formunda kullanılmıştır. Uluslararası Ozon Enstitüsü yani şimdiki bilinen adıyla Uluslararası Ozon Birliği 1971 yılında kurulmuştur.⁽¹⁶⁰⁾

2.3.2.2. Ozonun Fiziksel Özellikleri

Ozon oda sıcaklığında gaz formunda bulunur. Renksiz ve kendine has buruk kokulu bir gazdır. Sıvı ve katı formda patlayıcı özelliği vardır. Ozonun atmosferdeki

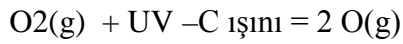
konsantrasyonu ortalama 2 ppm'dir.⁽¹⁶¹⁾ Molekül ağırlığı 48 olan ozonun kaynama sıcaklığı -110 °C iken erime sıcaklığı -190 °C'dir (Tablo 2).⁽¹²²⁾

Tablo 2. Ozonun fiziksel özellikleri. ⁽¹²²⁾

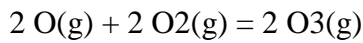
Fiziksel Özellik	Değer
Moleküler Ağırlık	48 g/mol
Isı Kapasitesi (Sıvı Formunda)	1884 J.kg-1.K-1
Isı Kapasitesi (Gaz Formunda)	818j.Kg-1.K-1
Yoğunluk (Gaz Formunda)	2,144 kg.m3
Yüzey Gerilimi	3,84* 10 N-2. mm-1
Buharlaşma Enerjisi	15,2 Kj.mol-1
Kaynama Noktası(101kPa)	-111,9
Erime Noktası	-192,7
Kritik Sıcaklık	-12,1
Kritik Basınç	5,53 Mpa

2.3.2.3. Ozonun Kimyasal Özellikleri

Ozon oldukça kararsız bir birleşiktir. Yarılanma ömrü 20 °C'de 40 dk, 0 °C'de 140 dk'dır. Saf ozon çok hızlı bir şekilde bozunurken, oksijen ile karıştırılmış ozon daha yavaş bozunur. Yarılanma ömrü sonucunda ozon moleküler formdan atomik forma dönüşür. Ozonun bozunma tepkimesinde ayrıca OH da oluşur. OH oldukça aktif bir yapı sergiler, ozonun oksidan özelliğinin bir kısmından sorumludur. UV enerjisiyle oksijen gazı oksijen molekülüne dönüşür;⁽¹⁶²⁾



Oluşan oksijen molekülü atmosferdeki diğer oksijen gazlarıyla birleşerek ozonu oluşturur;



2.3.2.4. Ozonun Etki Mekanizması

Ozon hem sıvı hem gaz formda; bakterilere, mantarlara, virüslere ve protozalara etkilidir.⁽¹⁵⁶⁾ Doğadaki en kuvvetli oksidan maddelerden biridir ve pek çok molekülle

reaksiyona girebilir. Ozon, oksidan potansiyeli ile hücre duvarı ve sitoplazma membranını yıkıma uğratar ya da hücrenin canlılığını etkileyen membran geçirgenliğini değiştirerek hücre ölümüne neden olur. Bu süreçte glikoproteinlere, glikolipitlere, aminoasitleri parçalar ve enzimleri etkisiz hale getirir.⁽¹⁶³⁾

Virüslerde, ozon, viral kapsidlere zarar verir ve peroksidasyon ile virüs arasındaki hücre temasını kesintiye uğratarak üreme döngüsünü bozar. Yapılan çalışmalar^(154, 164, 165) mikroorganizmaların ozon üreten antikorlar ile tamamen parçalanabildiğini göstermiştir. Fakat ozonun etkisi konsantrasyonuna bağlıdır. Düşük dozda uygulandığında insan hücrelerini etkilemeden parazit mikroorganizmaların ölümüne yol açar. Ozon her mikroorganizmaya aynı şekilde etki etmez. HIV, hepatit A virüsü, poliomiyelit ve rotavirüs ozona karşı daha hassastır. Ozon ile *S. aureus* ve *A. hydrophili* hızlı bir şekilde inaktive olur.⁽¹⁶⁴⁾

Ozon terapisi; oksijen metabolizmasını stimüle ederek, eritrositlerdeki glikoliz hızında artışa neden olur. Glikoliz hızının artması, dokulara giden oksijeni arttıran difosfogliserat enziminin uyarılmasıyla sonuçlanır. Ozon, biyokimyasal düzeyde düşünüldüğünde; piruvatın oksidatif karboksilasyonunu arttırarak ATP'nin üretimini uyarır ve Krebs döngüsünü aktive eder. Yani hücre metabolizmasının artmasını sağlar.

Ozonun metabolizmadaki en önemli etkilerinden bir tanesi; immün sistemin aktivasyonudur. 30 ile 55 ug/cc arasındaki bir konsantrasyonda uygulanan ozon, metabolizmada IFN, TNF ve ILT-2'nin artışına neden olur. İnterlökin üretimi, tüm immünolojik reaksiyonlarda kilit rol oynar.⁽¹⁶⁶⁾ Ayrıca, ozonun sitokin üretimini arttırarak konak bağışıklığını arttırdığı gösterilmiştir.⁽¹⁵⁴⁾

Vücuttaki oksidatif stres ile oluşan diyabetik komplikasyonlarda, ozonun antioksidan sistemi tetikleyerek glisemi seviyesini etkilediği gösterilmiştir. Ozon süperoksit dismutaz enzimini etkileyerek organik peroksit seviyesini düşürür ve oksidatif stresi azaltır.⁽¹⁶⁷⁾

Ozonun sistemik hemozstazı düzenler, hematopoezi stimüle eder, periferik kan dolaşımını arttırır, kanın pıhtılaşmasının azalmasında rol oynar. Ozonun bir uygulama yolu da bir miktar ozon ile oksijenin karıştırılarak vücut boşluklarına ya da dolaşım sistemine uygulanmasıdır. Ozonlu karışım; intraplevral, intraartiküler olarak

verilebilir ya da hastadan alınan bir miktar kan ile karıştırılarak tekrar dolaşım sistemine uygulanabilir. Bu uygulamaya hemoterapi denir; ozon kanda çeşitli moleküllerle birleşerek kan dolaşımında artışı sağlar.⁽¹⁶⁰⁾

Mukozal enfeksiyonlarda; kandida ve diğer enfektif stomatitlerin tedavilerinde, cerrahi işlem öncesi temizlik amaçlı kullanılır. Kulak burun boğaz hastalıklarının tedavisinde; inhalasyon olarak ve paranazal sinüslerin yıkanmasında kullanılır. Gastrit, özefajit, peptit ülser, kolit gibi gastroenterolojiyi ilgilendiren hastalıklarda; ozonlu su ile yıkama uygulanarak yara iyileşmesinde artış sağlar.⁽¹⁶⁸⁾

2.3.2.5. Ozonun Kullanım Alanları

Ozonun aköz ve gaz hali; yiyeceklerin korunması, raf ömrünü uzatma, un, nişasta ve şekeri üretim sırasında beyazlatma, ekipmanların sterilizasyonu, organik kimya endüstrisinde oksidan olarak, steroid hormonların üretim sürecinde, bakterisid olarak, soğutuculardaki besinleride maya veya bakteri üremesinin engellemede, yüzme havuzlarının dezenfeksiyonunda, içme suyunda dezenfektan olarak çok çeşitli endüstrilerde kullanılmaktadır.⁽¹⁶⁰⁾

Ozon genel olarak antibakteriyel özelliği ve iyileşmeyi arttırıcı etkisi ile terapatik olarak tercih edilir. Ozon antibakteriyel ajan olarak kullanıldığında, klorinden bir buçuk kat daha etkilidir. Ozon sudaki bakterilerin hücre membranlarını yırtarak 2 sn içerisinde hızlı bir şekilde öldürür. Klorinin ise hücre içerisine girip bakterisit etki gösterebilmesi için 30 dk'a ihtiyacı vardır.⁽¹⁵⁹⁾ Sadece bu özelliği göz önüne alındığında bile tıpta kendine; cerrahi, dahiliye, dermatoloji, diş hekimliği gibi pek çok branşta kullanım alanı bulur. Ozonun immün sistemi aktive etme özelliği, AIDS gibi immün sistemi etkileyen sendromlarda başarılı sonuçlar doğurmasına yol açmıştır.⁽¹⁶⁷⁾ Ozon fizikokimyasal ve biyolojik özelliklerine bağlı olarak, diğer tedavilere ek tedavi oluşturacak şekilde SARS tedavisinde kullanılabilir.

2.3.2.6. Ozonun Diş hekimliğinde Kullanım Alanları

Ozon diş hekimliğinde ilk kez yara iyileşmesini arttırmak ve dezenfeksiyon amaçlı kullanılmıştır. Medikal ozon, ozon jeneratörleri tarafından üretilir; ozon jeneratörleri; oksijen molekülünü parçalar, oluşan oksijenlerden birini başka bir oksijen atomu ile birleştirerek ozon gazı oluşturur. Üç çeşit ozon jeneratörü çalışma prensibi bulunur; UV, düşük frekans ve corona-discharge ozon jeneratörü. Genellikle elektrik enerjisi

ile oksijen molekülündeki çift bağları parçalayan corona-discharge jeneratörü kullanılır.⁽¹⁶³⁾

Ozon diş hekimliğinde gaz ve su formunda kullanılır. Ozon gaz olarak kullanıldığında ortalama %95 oranında oksijen ile karıştırılarak kullanılır. Ozon gazı oldukça kararsız bir gazdır ve direkt solunduğunda toksik etkiler gösterebilir.⁽¹⁶⁹⁾ Bekletilmez, oluşturulduktan sonra kısa süre içinde kullanılmalıdır. Filtreden geçirilen ozon birleştirilen suya ozonize su adı verilir. Bu işlem için distile su kullanılır. Ozon su ile birleştirildiğinde daha uzun süre muhafaza edilebilir.⁽¹⁷⁰⁾ Ozonlu su; diş çekimi sonrası yaraların iyileştirilmesinde, kandida ve oral stomatitlerin tedavisinde gargara olarak kullanılır. Lokal kan akımının artmasını ve bakteriyel kontrolü sağlar.⁽¹⁵³⁾ Ayrıca, ozonun diğer geleneksel diş hekimliği uygulamalarına göre daha az anksiyeteye neden olduğu Lynch ve ark.⁽¹⁷¹⁾ tarafından gösterilmiştir.

Ozon endodontide; kök kanalların dezenfeksiyonunda, lezyonların ve fistüllerin tedavisinde, restoratif tedavide; başlangıç çürüklerinde, dentin çürüklerinde, kavite dezenfeksiyonunda, beyazlatmada, protezlerin dezenfeksiyonunda, alveolit tedavisinde, çekim yaralarının iyileşmesinde, eklem problemlerinde semptomların rahatlatılmasında, aft ve diğer stomatitlerin tedavisinde kullanılır.⁽¹⁷²⁾

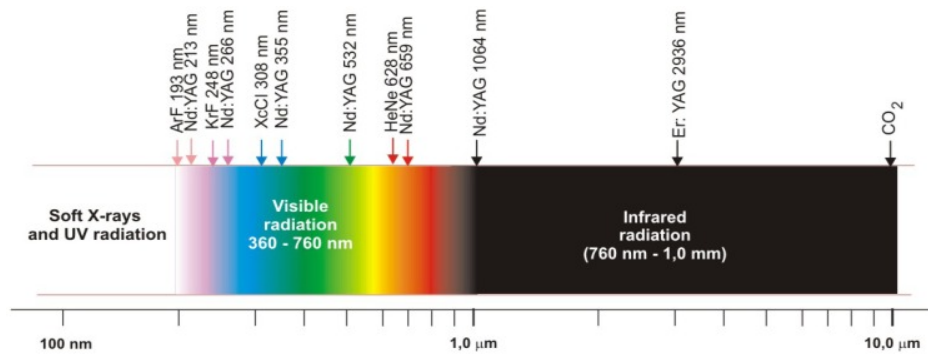
Ozon bakteri sayısını azaltarak, başlangıç durumundaki kavite oluşmamış çürüklerde, çürüğün ilerlemesini yavaşlatmaktadır.⁽¹⁷³⁾ Endodontal patojenlerden; *P. endodontalis* ve *P. gingivalis* gibi gram (-) bakteriler, ozonlu suya karşı duyarlıdır.⁽¹⁶⁴⁾ Ayrıca gaz ozonun, *E. faecalis* üzerinde antibakteriyel etkisi kanıtlanmıştır.⁽¹⁷⁴⁾ Nagayoshi ve ark.⁽¹⁶⁴⁾ plaktaki *S. mutans* bakterilerinin ozon ile azaldığını göstermiştir. Dolaylı olarak çürüklerin önlenmesinde önem arz etmektedir. Ozon uygulaması ile dentinin ıslanabilirliğinin değiştiği ve biyofilm oluşumunun engellendiği gösterilmiştir. Ozon *S. mutans*'ın, biyofilm oluşumunda önemli rol oynayan ve sukroza bağlı mikroorganizmaların diş yüzeylerine adezyonunu sağlayan glikozil transferaz enzimini inhibe eder.⁽¹⁷⁵⁾ Ozon asidojenik bakterilerin oluşturduğu pürvik asidi dekarboksilleyerek karbondioksite dönüştürür, dolayısıyla bu asidin mine yüzeyinde bulunmasını engeller.⁽¹⁷⁶⁾

Ozonun en önemli kullanım alanlarından birisini; kavite dezenfeksiyonu oluşturmaktadır. Çürüğün temizlenmesinin ardından kalan bakterilerin ozon ile

uzaklaştırılması hem dışın prognozu hem de dolgunun bağlanması için temiz bir yüzeyin varlığını doğrudan etkilemektedir. Ozonun kavitedeki rezidüel bakterilerin elimine etmesinden dolayı dolgu materyallerinin daha iyi bağlanacağı düşünülmüştür.⁽¹⁷⁷⁾ Fakat yapılan çalışmalarla^(176, 178) karşıt bir görüş ortaya çıkmıştır; ozonun yüksek okside edici özelliğiyle uygulandığı yüzeyde bir oksidasyon tabakası oluşturduğu ve dolgu materyalinin bağlantısının azalacağı öne sürülmüştür. Abu-Naba⁽¹⁷⁹⁾ ozon uygulanan minenin sertliğinin anlamlı derecede azaldığını göstermiştir.

2.3.3. Lazer

Lazer, açılımı "*uyarılmış radyasyonun dağılımı ile ışığın güçlendirilmesi*" olan bir akronimdir ve Einstein'ın radyasyonun kuantum teorisine dayanır.⁽¹⁸⁰⁾ Einstein'ın 1917 yılında yayınlanan 'Zur Quantentheorie der Strahlung' (Radyasyonun Kuantum Teorisi Üzerine) isimli makalesi, modern lazer fiziğinin kuruluşuna neden olan radyasyon enerjisinin stimule emisyonu üzerine kavramsal temeller içeriyordu. Bu makalenin yayınlanmasıyla lazer fiziği, fizikçiler arasında oldukça ilgi gören bir konu haline gelmiştir. 20. yüzyılın ortalarına kadar elektromanyetik spektrumun mikrodalga ve kızılötesi kısımlarının stimülasyonu gerçekleştirilmiştir. 1960 yılında Theodore H. Maiman tarafından, flaş lambasının yoğun ışık atımlarının yakut çubuk ile etkileşmesiyle ilk çalışan lazer üretilmiştir.⁽¹⁸¹⁾



Şekil 3. Çeşitli lazerlerin elektromagnetik spektrumda buldukları yerler.⁽¹⁸²⁾

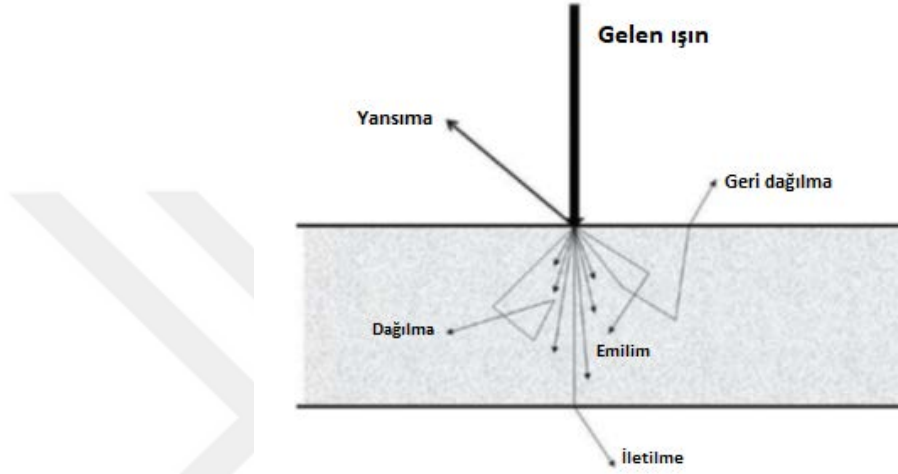
Lazer, bir atomun foton yayımı için uyarıldığı zaman, süreç spontan olarak gerçekleşmeden meydana gelir. Bir atom tarafından spontan olarak foton yayımı

diğer bir atomun aynı süreci oluşturmasını stimüle eder ve bu durum böyle devam eder. Lazer cihazları; çok güçlü, koherent (senkronize), belli bir yöne sahip, paralel, monokromatik (belli bir dalga boyuna sahip) ve doğal olarak başka hiçbir yerde bulunamayan bir ışık demeti oluşturur. Lazer kaynağından yayılan ışık demeti noniyonize radyasyondur, x ışını ve diğer iyonize radyasyon kaynaklarının neden olduğu zararlı etkilere sahip değildir.⁽¹⁸³⁾

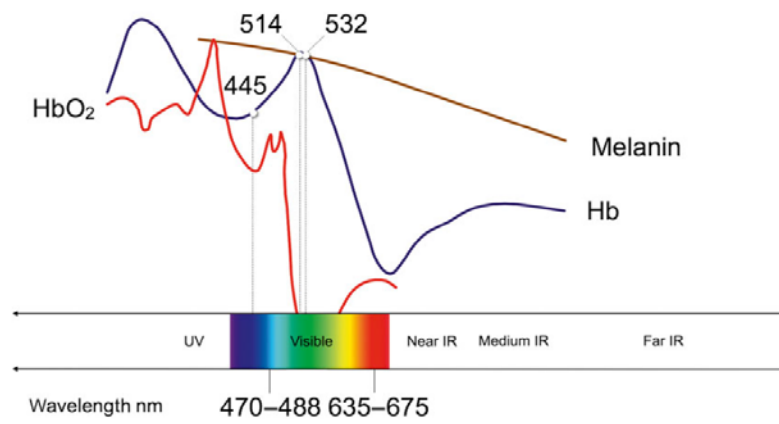
Lazerler ışık enerjisini yoğunlaştırır, güçlü bir hale getirir ve hedef aldığı dokuda doğal ışıktan çok daha yüksek bir seviyede enerji oluşturur. Elektrondan yayılan foton belli bir dalga boyundadır, bu dalga boyu elektronun enerji seviyesi bağlıdır (Şekil 2). Lazerin karakteristik özellikleri bu dalga boyuna bağlıdır.⁽¹⁸⁴⁾

Lazer; teknoloji, fizik, endüstri gibi alanlar başta olmak üzere pek çok alanda kullanıma girmiştir. Tıp da bu alanların başında gelir. Tıp alanında göz ameliyatlarından kozmetik tıba kadar geniş kullanım alanı bulan lazerin diş hekimliğinde kullanımı ise 1964 yılında Goldman tarafından gerçekleştirilmiştir. O zamanlar lazer ortamı olarak sıklıkla sentetik yakut kullanılıyordu. Goldman'ın yakut lazerin mine, dentin üzerindeki potensiyel etkilerini incelemesiyle başlayan süreçte diş hekimliğinin çoğu uygulamasında çeşitli lazerler yer almıştır.⁽¹¹⁷⁾ CO₂, Nd:YAG, Er:YAG, Er,Cr:YSGG, Ar, diyet diş hekimliğinde kullanılan çeşitli lazer tipleridir. Lazer kavite ve kanal dezenfeksiyonunda; gingivektomi, kuron boyu uzatma, frenektomi gibi yumuşak doku insizyonunda; kavite testinde; hipersensitivite tedavisinde; vitalite testinde tercih edilir.⁽¹⁸³⁾ Endodontide ilk lazer kullanımı Weichman ve Johnson⁽¹⁸⁵⁾ tarafından gerçekleştirilmiştir. Weichman ve Johnson yüksek güçte CO₂ lazer kullanarak *in vitro* ortamda apikal örtme sağlamayı amaçlamıştır. Amaçlarına ulaşamaları bile, endodontide lazer kullanımının kapısı açılmıştır. Elektromanyetik spektrumun ultraviyole kısmında yayılan dalga boyları endodontide umut vericidir.⁽¹⁸⁶⁾ Lazer endodontide; pulpa diagnozu, pulpotomi, kanal duvarlarının modifikasyonu, kanal boşluğunun sterilizasyonu, kök kanalının şekillendirilmesi ve temizlenmesinde, kanal dolgusunda, kanal dolgusu uzaklaştırmada, endodontik cerrahide, yumuşak dokuların biyostimülasyonunda, beyazlatmada kullanılır⁽¹⁸⁷⁾. Bütün uygulamalar için tek bir lazer türü kullanılmaz. Her dalga boyunun etkili olduğu doku tipine göre çeşitli lazer tipleri kullanımdadır.⁽¹⁸⁸⁾

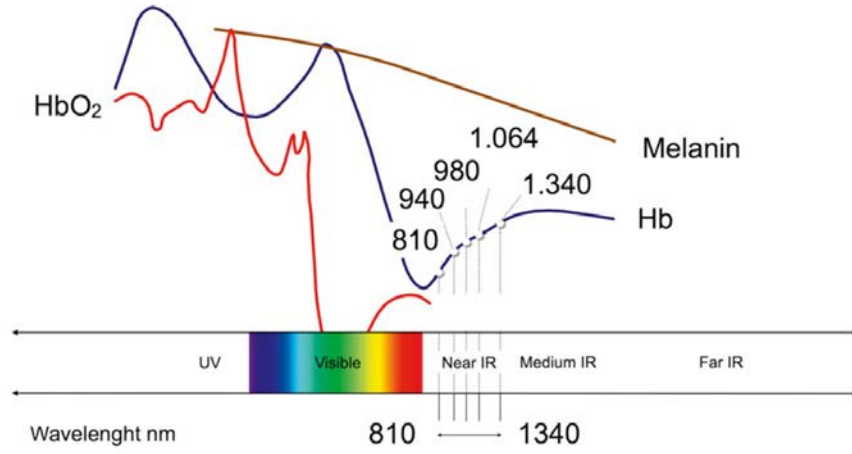
Lazer dokuya ulaştığında, emilebilir, yansiyabilir, saçılabilir ve çevre dokulara geçebilir (Şekil 3).⁽¹⁸⁹⁾ Bu etkilerin derecesi ve kombinasyonu doku tipi ve lazerin dalga boyuyla ilişkilidir. Dokunun ısı iletkenliği ve ısı kapasitesi lazerin etkilerini değiştirir. Biyolojik dokularda absorpsiyon genellikle; su molekülleri, pigment, protein molekülleri tarafından gerçekleşmektedir (Şekil4,5).



Şekil 4. Lazer-doku etkileşimlerinin şeması: yansıma, saçılma, emilim ve iletim.⁽¹⁸⁹⁾



Şekil 5. Hemoglobin, oksihemoglobin ve melaninin elektromanyetik spektrumundaki göreceli absorpsiyonları.⁽¹⁹⁰⁾



Şekil 6. Su ve hidroksiapatitin elektromanyetik spektrumundaki görece absorpsiyonları.⁽¹⁹⁰⁾

Lazer, organik bileşenlerde mikropatlama sebepleri olarak dişte termomekanik ablyasyona neden olur. Su ve su içeren organik bileşenlerdeki moleküler su, iç basınç yıkıcı patlamaya neden olana kadar buharlaşır. Yüksek basınç sonucu oluşan ardışık mikropatlama ile, lazer uygulanmış yüzeyde, ablyasyonun karakteristik özelliği olan mikrokater benzeri oluşumlar gözlenir.⁽¹⁹¹⁾ Termomekanik etkileşim yoluyla oluşan diş yapısının ablyasyonu sonucu doku tamamen buharlaşmaz, parçalara ayrılır. Oluşan enerjinin büyük kısmı ablyasyon süresinde harcanır, kalan kısmı ise pulpa veya çevre dokularda oluşan termal yan etkilerden sorumludur.⁽¹⁹²⁾ İdeal lazerlerin; ablyasyon hızı yüksektir, enerjilerin büyük kısmı ablyasyon sırasında tüketilir ve geriye kalan enerji ile minimal ısı oluşumuna neden olurlar.⁽¹⁹³⁾

Lazer uygulanmış yüzeyin spesifik görüntüsü; belli bir düzende olmayan uzantıların birleşimi ve anfraktöz paternde düzenli olmayan ablyasyon alanları olarak izlenir. Eritme veya katılaştırma ile diş dokularında, literatürde; mikrokavite, mikropor, mikrokater, bal peteği görünümü, krater olarak tanımlanan morfolojik görünlere yol açarlar.^(184, 192, 194)

Lazerlerin hedef dokudaki etkisi ayrıca; ışınlama mesafesi (ışının çıktığı yer ile doku arasındaki mesafe), yayılma modu, ışınlama uzunluğu, atım tekrarlama oranı (frekansı), enerjisi, ışınlama uzunluğu, dokunun içeriği ve bazı lazerler için hava/su soğutması gibi pek çok parametreden de etkilenmektedir.⁽¹⁹¹⁾

Lazerlerin mine yüzeyinde oluşturduğu fiziksel ve kimyasal değişikliklerle; dokuda asit direncinde artma oluşur. Birçok çalışma⁽¹⁹⁵⁻¹⁹⁸⁾; lazerlerin dişin geçirgenliğinde,

kristal yapısında, asitte çözünübilirliğinde değişiklik oluşturduğunu göstermiştir. Diş, kristal yapısının değişmesiyle demineralizasyona daha dirençli hale gelir. Ayrıca, lazerlerin flor alınımını arttırdığı ve flor salınım süresini uzattığı gösterilmiştir.⁽¹⁹⁹⁾

Lazerler genel bağlamda; yüksek güçlü lazerler ve düşük güçlü lazerler olarak ayrılır. Yüksek güçlü lazerler cerrahi lazerler olarak bilinir; kesme, koagülasyon, koterizasyon, ablasyon etkileriyle kavite preperasyonlarında tercih edilirler. Düşük güçlü lazerler; genellikle terapatik amaçlarla, biyostimülasyon ve yara iyileştirmede kullanılırlar.⁽¹⁹¹⁾ Diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilen lazerler ve buldukları elektromanyetik spektrumlar Tablo 3'te bildirilmiştir.

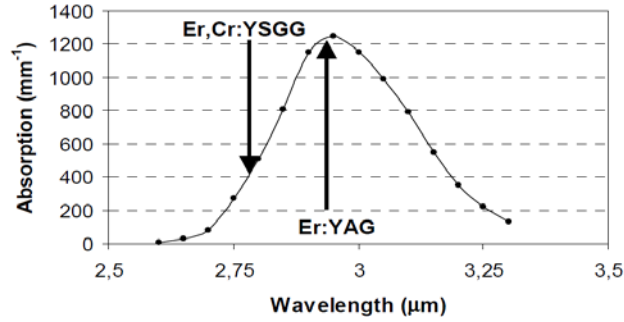
Tablo 3. Çeşitli lazerlerin dalga boyları ve buldukları spektrumlar.⁽¹⁹⁰⁾

Morötesi	Görülebilir ışık	Kızılötesi (yakın)	Kızılötesi (orta)	Kızılötesi (uzak)
Excimer 308 nm	Mavi diyot 445 nm	Diyot 810 nm	Er,Cr: YSGG 2780 nm	CO ₂ 9300 nm
	Mavi argon 470-488 nm	Diyot 940 nm	Er:YAG 2940 nm	CO ₂ 9600 nm
	Yeşil argon 514 nm	Diyot 970 nm		CO ₂ 10600 nm
	Yeşil KTP 532 nm	Nd: YAG 1064 nm		
	Kırmızı diyot 635-675 nm	Nd: YAP 1340 nm		

2.3.3.1. Er:YAG, Nd:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler

Diş hekimliğinde kullanılan erbiyum lazerlerin 2 farklı dalga boyu vardır; Er:YAG (2940 nm) lazer ve Er,Cr:YSGG (2790 nm) lazer.⁽²⁰⁰⁾ Tüm kızılötesi lazerler içinde su ve hidroksiapatite en fazla emilim gösterdikleri için optik drilleme işlemi için ideal lazer grubunu oluştururlar. Er:YAG lazerler çürük dokunun uzaklaştırılması, kavite preperasyonu, gibi işlemler için kullanılır. 2940 nm dalga boyundaki Er:YAG lazerin bu dalga boyundaki etkisi, ortalama emilim dalga boyu 3000 nm olan suyun ve 2800 nm olan hidroksiapatit gruplarınınki ile çakıştığı için etkili bir şekilde gerçekleşmektedir (Şekil 6).⁽¹⁹⁵⁾ Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler etkilerini fototermal ve fotoablasyon olmak üzere 2 farklı mekanizmada gösterirler. Çevre yapılarına zarar vermeden doku uzaklaştırılması sağlarlar.⁽¹⁸⁴⁾ Güvenli parametreler

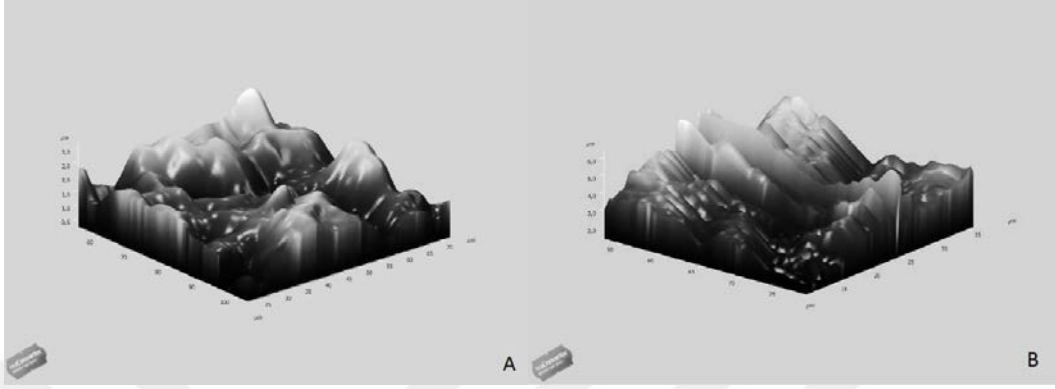
arasında ayarlandığında pulpada oluşturduğu termal etkiler sınırlıdır. Su soğutması altında kullanıldıkları için ısı artışı 3 dereceden fazla olmamaktadır.⁽²⁰¹⁾



Şekil 7. Suyun kızılötesi bölgede emilim eğrisi; sert doku ablyasyonu için kullanılan iki lazerin dalga boyu ve emilim değerleri.⁽²⁰²⁾

Er:YAG lazerler uygulanmış dentin yüzeylerinin kompozit rezin ile bağlanma dayanımı sonuçları literatürde çeşitlilik göstermektedir. Sakakibara ve ark.⁽²⁰³⁾, Van Meerbeek ve ark.⁽²⁰⁴⁾, Cardoso ve ark.⁽²⁰⁵⁾ lazer uygulanmış dentin yüzeyinde bağlantının azaldığını, tersine Visuri ve ark.⁽²⁰⁶⁾ bağlantının arttığını bulmuştur. Sattabanasuk ve ark.⁽²⁰⁷⁾ ve Kataumi ve ark.⁽²⁰⁸⁾ ise herhangi bir fark gözleyememiştir. Er:YAG lazer uygulanmış dentin yüzeyi pullu görünümündedir. Peritübüler dentin boyunca manşet benzeri oluşumlar izlenir. İntertübüler dentinde peritübüler dentine göre daha fazla ablyasyona neden olur. Bunun nedeni peritübüler dentinin yapısal olarak daha mineralize olmasıdır. Böylece Er:YAG lazer uygulanmış dentin düzeyinde halka benzeri görünüm oluşur.⁽¹⁹¹⁾ Bu pullu görünüm, adeziv sistemlerin bağlantı kuvvetini arttırabilir.⁽²⁰⁶⁾ Tersine, lazerin bağlanma kuvvetini azaltması hakkındaki düşünce; lazerin dentindeki kollajen liflerin birbirine yapışmasına neden olduğu dolayısıyla hibrit tabaka yapısını değiştirdiği böylece bağlantının zayıflayacağı yönündedir.⁽²⁰⁹⁾ Er:YAG lazer; temel anlamda dişte demineralizasyon oluşturarak kollajen lifleri açığa çıkarmaz, sadece dokuda ablyasyon oluşturur, böylece adeziv sistemlerin bağlanmasını arttıracağı düşünülen pürüzlü bir yüzey elde edilir. Aman ve ark.⁽²¹⁰⁾ lazer uygulanmış dentin yüzeyindeki girintilerin, normal dentinde 50 μm dolayındayken, 100 μm'ye kadar çıktığını göstermiştir. Ayrıca, uygulandığı yüzeydeki smear tabakasının kısmen veya tamamen ortadan kalkması ile mine prizmaları görünür hale gelir. Smear tabakasının uzaklaşması ve yüzey pürüzlendirme işlemi ile adezyon sürecine etki edecek monomer infiltrasyonu artar.⁽²¹¹⁾ Er:YAG lazer uygulanan mine, sert dokulardaki mikrodüzensizleri ortaya

koyan bir yöntem olan atomik kuvvet mikroskobu ile incelenmiştir. Sonuçta asit ile oluşturulan yüzeyde daha düzenli ve hafif oluklar görülürken; lazer uygulanmış yüzeyde daha düzensiz heterojen ve mikroçatlaklar içeren bir görünüm oluşmuştur (Şekil 7).⁽²¹²⁾



Şekil 8. A. Asit uygulanmış yüzey. B. Er:YAG lazer uygulanmış yüzey. ⁽²¹²⁾

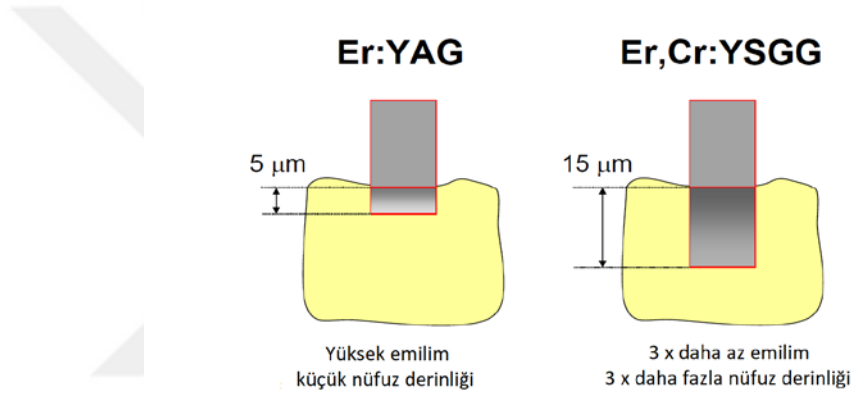
Son zamanlarda, Er:YAG ve Nd:YAG lazerlerin kanal tedavisi yenilenmesi gerektiğinde, kanal dolgusunun uzaklaştırılması için kullanılabileceği düşünülmüştür. Nd:YAG lazerin çevre dokuda ısı artışı yapması ve dentini eriterek tübül tıkanıklığına sebep olması nedeniyle bu amaç için kullanımı çok uygun görülmemektedir.⁽²¹³⁾ Bu yüzden çevre dokularda oluşturduğu termal etki daha sınırlı olan Er:YAG lazer bu amaçla kullanılabilir. Er:YAG lazer uygun dozda (40 mJ) uygulandığında, aşırı dentin ablyasyonuna dentin duvarında perforasyona neden olmaksızın gutta perkayı uzaklaştırabilir.⁽²¹⁴⁾

Er:YAG lazerin gutta perka uzaklaştırmasındaki etki mekanizması; su içeren dokulardaki mikropatlamlar temeliyle açıklanamaz. Onun yerine etki mekanizması, ışınlanma yüzeyi ve lazer ışını arasındaki su spreyinden gelen su ile oluşan fotoablyasyonun gutta perkayı uzaklaştırması olarak açıklanabilir. Ayrıca, kanal dolgusunun uzaklaştırılmasında, ışınlanan gutta perkanın yüzeyinde karbonizasyona neden olan fototermal etki rol oynayabilir.⁽²¹⁴⁾

Er:YAG lazerle karşılaştırıldığında, 2790 nm dalga boyundaki, fiber iletimi olan ve atımlı sistem ile kullanılan Er,Cr:YSGG lazer mine ve dentinde ablyasyon oluşturmak için daha etkili bulunmuştur. Er,Cr:YSGG lazerler kullanıldığında pulpadaki ısı artışı yalnızca 2 °C ile sınırlı kalmış ve pulpal reaksiyona yol

açmamıştır.⁽¹⁸⁴⁾ Ayrıca, Er,Cr:YSGG lazerler subablatif modda kanaldan smear tabakasını uzaklaştırmak ve irrigasyon solüsyonunu aktive etmek için kullanılır.⁽¹⁹¹⁾

Erbiyum lazerlerin sert doku uygulamalarındaki etkinliğinde kilit faktör dalga boyudur. Erbiyum lazerlerin emilim miktarı ile ilgili bir çalışma⁽¹⁹³⁾; Er:YAG (1200 mm⁻¹) ve Er,Cr:YSGG (400 mm⁻¹) lazerlerin emilim katsayıları arasında %300'lük bir fark olduğunu göstermiştir. Mine ve dentindeki su miktarı farklı olduğu için; Er:YAG lazerin emilim katsayısı minede 150 mm⁻¹, dentinde 200 mm⁻¹'dir. Er,Cr:YSGG lazerin de emilim katsayıları bu değerlerden üç kat daha azdır. Bu yüzden Er:YAG lazer minede 7, dentinde 5 mm emilirken, Er,Cr:YSGG lazer minede 21, dentinde 15 mm emilime uğrar (Şekil 8).



Şekil 9. Yüksek emilim değerleri nedeniyle Er:YAG lazer dokuda daha az penetre olur, dokuda ablyasyon oluşturabilmek için daha düşük enerji ve zaman gerektirir.⁽¹⁹³⁾

Nd:YAG lazerler 1064 nm dalga boyunda diş dokularında düzensiz bal peteği görünümüne, mikrokrater yapılı bir morfoloji oluşturur. Atımlı Nd:YAG lazerin kanal sterilizasyonunda ve adeziv sistemlerin bağlanma kuvvetini arttırmada etkili olduğu bildirilmiştir.^(196, 197) Nd:YAG lazerin pigmente dokularda emilimi daha iyidir. Mine dentine göre daha az pigmente bir doku olduğu için bağlanma kuvvetine etkisi dentin ve minede farklı olacaktır.⁽¹⁹⁷⁾ Nd:YAG lazer, Er:YAG lazer ile karşılaştırıldığında doku ablyasyonu açısından daha az etkilidir, fakat Yamada ve ark.⁽¹⁹⁸⁾ rezin monomer penetrasyonunu arttıran mikroboşluk morfolojisinin ortaya çıkmasında üstünlük sağladığını bildirmiştir. Nd:YAG lazer; mineye olan gerilme bağlanma kuvvetini asit uygulama yöntemine göre daha az artırır fakat mineyi asit ataklarına karşı daha dirençli hale getirir. Wen ve ark.⁽²¹⁵⁾ yaptığı çalışmada %35'lik fosforik asit ve Nd:YAG lazerin kombine kullanımının en yüksek gerilme direnci oluşturduğunu

göstermiştir. Nd:YAG lazerler aynı zamanda hassasiyet tedavisinde de kullanılırlar. Bu etkisini dentin tübüllerinde tıkanma oluşturarak gösterir. Dentin tübüllerinde oluşturduğu tıkanıklığın bağlanmayı azaltacağı öne sürülmüştür. Nd:YAG lazerin mikrogerilim bağlanmaya kuvvetine etkisinin incelendiği Acar ve ark.⁽²¹⁶⁾ yaptığı bir çalışmada lazer kullanımının bağlantı kuvvetini etkilemediği gösterilmiştir. Fakat dezavantaj olarak, Nd:YAG lazerler; dentinde erime, karbonizasyon, çevre dokuda fissür ve çatlak formasyonuna, pulpada termal yanıtı neden olurlar.⁽¹⁹¹⁾

2.3.3.2. Diyot lazer

Enjeksiyon lazeri olarak da bilinen diyot lazer 817-980 nm dalga boyunda, üzerinden akım geçtiğinde, görünür ya da kızılötesi spektrumda, koherent (dalgaların hepsinin aynı frekansta ve fazda olduğu) radyasyon üreten yarı iletken bir cihazdır.⁽²¹⁷⁾ Diyot lazer dalga boyuna göre yüksek penetrasyon potansiyeline sahiptir. Melanin ve hemoglobine yüksek emilimi varken, su ve hidroksiapatitle etkileşimi düşük düzeydedir.⁽²¹⁸⁾ Diyot lazerler; daha küçük boyutta ve ağırlıktadır, kullanımı daha kolay ve diğer lazer tiplerine göre daha ucuzdur.⁽²¹⁹⁾ (Resim 5,6)

Diyot lazerin, adeziv sistemlerin bağlanma kuvveti üzerine etkisini inceleyen sınırlı sayıda araştırma vardır. Diyot lazer uygulanmış dentine, mikro gerilim bağlanma kuvvetinin arttığı gösterilmiştir.^(219, 220) Bağlanma kuvvetinin artması, dentin yapısında oluşturduğu fissür gibi topografik farklılıklar sayesinde.⁽²²¹⁾ Lazerler smear tabakasını kaldırarak reziduel bakterilerin azalmasını sağlar.⁽²²²⁾



Resim 5. Tek kullanımlık diyot lazer uçları.⁽²²³⁾

Beer ve ark.⁽²²⁴⁾ 810 nm dalga boyundaki diyet lazer ile kanal boşluğundaki bakterilerde %98,8 azalma bildirmiştir ve lazerleri '*endodontide son teknoloji ürünü*' olarak tanımlamıştır. Post boşluğu hazırlarken oluşan smear tabakasına etkinliğinin incelendiği bir çalışmada⁽²²⁵⁾; smear tabakasını uzaklaştırdığı için, diyet lazer uygulanan dentine bağlanmanın yüksek olduğu görülmüştür. Başka bir çalışma⁽²²⁶⁾ EDTA'nın 20 sn boyunca 808 nm diyet lazer ile ajitasyonu smear tabakasının uzaklaşmasında etkili olduğunu ortaya koymuştur. Aynı bağlamda, 980 nm dalga boyunda dentine uygulanan diyet lazerin kanal patlarının bağlanımını arttırdığı görülmüştür.⁽²²¹⁾

Diyet lazerler 635- 940 nm dalga boyu aralığında dentin hipersensitivitesinde etkilidir.⁽²²⁷⁾ Odontoblastların artan metabolik aktivitesine bağlı tersiyer dentinin yoğun bir şekilde üretimi sonucu dentin tübüllerinin tıkanmasını indüklediği bildirilmiştir.⁽²²⁸⁾ Diyet lazerin dokulardan emilme oranları; minede %5, dentinde %30, çürük dentinde %35, yumuşak doku ve kanda %60'tır⁽²²⁹⁾. Diş sert dokularında göreceli olarak daha düşük emilime sahip diyet lazerin, bu yüzden uygulandığı dentin tübül morfolojisinde oluşturduğu değişiklikler her zaman tespit edilememektedir. Gholami ve ark.⁽²³⁰⁾ yaptığı TEM incelemesinde diyet lazerin dentin tübüllerinde oluşturduğu tıkama etkisini incelemiş ve peritübüler dentinde düzensiz erime alanları gözlemlemiştir. Ayrıca, diyet lazerin pulpa sinilerinin ağrı eşliğinin düşmesinde de etkisi vardır. Bu özelliğini afferent C-liflerinin sinyal transmisyonunu azaltarak gerçekleştirdiği bildirilmektedir.⁽¹⁹²⁾



Resim 6. Diyet lazer uygulanmadan önce koyu renkli yüzeyde aktive edilmesi.⁽¹⁹⁰⁾

Dalga boyu 790-890 nm arasında olan diyot lazer sistemleri diş beyazlatmasında etkilidir. Diyot lazerin, hemoglobin, pigmente protein, melanin gibi kromoforlara olan etkinliği beyazlatma işlemlerinde tercih edilmesini sağlamıştır.⁽²³¹⁾ Lazerin beyazlatmadaki etki mekanizması fotokimyasaldır; bu etki, beyazlatma ajanlarının içeriğindeki spesifik foto-başlatıcılar tarafından foton emilimine dayanmaktadır.⁽²³²⁾ Dostalova ve ark.⁽²³³⁾ lazer enerjisinin, kısa ve tek seferli uygulamalarda bile beyazlatma tedavisinde en uygun enerji kaynağı olduğunu belirtmiştir.

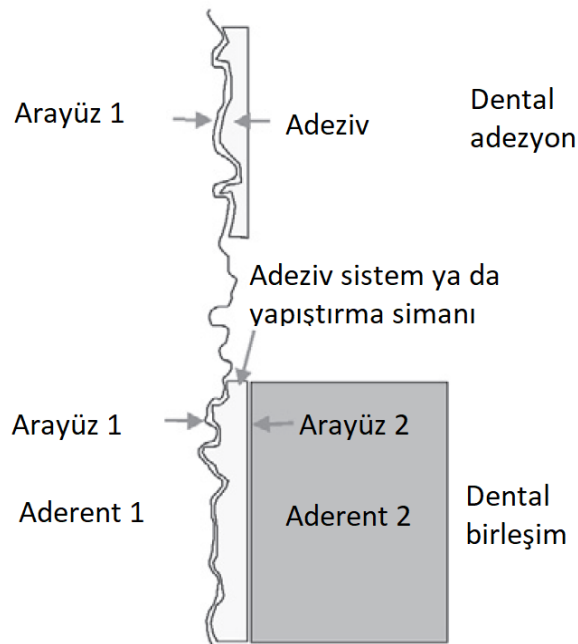
Diyot lazer 810-980 nm dalga boyunda yumuşak doku insizyonunda kullanılır. Yumuşak doku lezyonlarının çıkartılmasında diyot lazer kullanımıyla daha az hemorajik alan ve postoperatif şikâyet görülür.⁽²³⁴⁾ Diyot lazerin ilgili bölgeyle temas halinde ya da çok yakın kullanılması, ışın kaçışlarının neden olduğu yaralanmaları minimuma indirir. Diyot lazerler yumuşak dokuların kesimini gerçekleştirirken aynı zamanda koagülasyonu da oluşturur. Bu özelliği de yumuşak dokularda kullanımını tercih edilir kılmaktadır. Minimum penetrasyon ve maksimum ablasyon özelliği ile diyot lazerler; lezyonların çıkartılması, pigmentasyon tedavisi, insizyon yapılması amaçlı yumuşak dokularda en sık kullanılan lazerdir.⁽²³⁵⁾

2.4. ADEZYON

Adezyon kelimesinin etimolojik kökeni incelendiğinde, kullanımının 17. yy'a kadar uzandığı görülür. Latince *adhaerere* kelimesinden köken alan adezyon yapışmak anlamına gelmektedir.⁽²³⁶⁾ Adezyon kısaca, iki farklı yapının birbirine bağlanma fenomenini ifade eder. Klasik tanıma göre; "iki yüzeyin, değerlilik (valans) ve/veya kenetlenme kuvvetini içeren ara yüzey kuvvetleriyle bir arada tutulduğu durum" olarak tarif edilebilir.⁽²³⁷⁾ Diş hekimliği gibi, birçok farklı materyalin doğal dokularla uzun süreli iletişimde olacak şekilde kullanıldığı bir alanda adezyon büyük ilgi görmektedir. Metalurjik teknolojiye gelişmelerle gün geçtikçe, gerek farklı materyallerin birbiriyle gerekse diş dokularıyla adezyonu daha da kuvvetli hale getirilmeye ve bu konuda *in vivo* ve *in vitro* koşullarda yapılan çeşitli deneylerle adezyonun bir üst seviyeye çıkarılmaya çalışıldığı görülmektedir. Hiç şüphesiz ki adezyon, diş hekimliği alanında hiç sonu gelmeyecek bir çalışma alanı oluşturmaktadır.

2.4.1. Adezyon Mekanizması

Yüzeye uygulandığında ayrılmaya karşı direnç oluşturan ve yükleri bağlar boyunca ileterek adezyon kuvvetini oluşturan materyale adeziv, bağlanılan yüzeye de substrat ya da aderent denir (Şekil 9). Adezyon farklı mekanizmalarla gerçekleşir. Bunlar; materyallerin farklı yüzey yapılarıyla birbirine kaydığı mekanik ya da mikromekanik adezyon; iyonik, kovalent ya da van der Waals bağlarının rol oynadığı kimyasal adezyon; iki yüzeydeki polimer zincir uçlarının difüzyonuyla gerçekleşen difüzyon adezyonu ve metal yapılarında rol oynayan yüzeyde elektriksel tabaka ile oluşan elektrostatik adezyon.⁽²³⁸⁾ Adezyon kuvvetinin yüksek olması için söz konusu yapıların birbirine olabildiğince yakın olması, adezivlerin yüzey geriliminin dış dokusunun yüzey enerjisinden daha düşük olması gerekmektedir. Adezyon kuvvetine; yüzey gerilimi, yüzeyin ıslatılabilirliği ve adezivle aderent arasındaki değim açısı direkt olarak etkilidir.⁽²³⁹⁾ Değim açısının düşük olması, yüzey geriliminin düşük olduğunun ve ıslatılabilirliğin yüksek olduğunun göstergesidir. Adezyonun en önemli presiplerinden bir tanesi de aderent yüzeyinin temiz olmasıdır. Mine ve dentine adezyon söz konusu olduğunda yüzeyin; tükürük, kan, organik atıklar, biyofilm ve smear tabakasından arınmış olması adezyonu arttıracaktır.⁽²⁴⁰⁾



Şekil 10. Adeziv sistemlere ait terminoloji.⁽²⁴⁰⁾

2.4.2. Restoratif Materyallerin Adezyonu

Adezyon kuvvetinin en önemli olduğu noktalardan bir tanesi; kompozit rezinlerin mikromekanik yolla diş dokularına bağlanmasıdır. Bu süreç adeziv ile dentin ve/veya mine arasında oluşan hibrit tabakanın kalitesiyle direkt olarak bağlantılıdır. Hibrit tabaka rezin monomerin, demineralize mine prizmaları ve dentin kollajenleri arasına girmesiyle oluşur.⁽⁷⁴⁾

Diş dokularıyla bağlanma kuvveti ve genel özellikleri nedeniyle restoratif prosedürlerin vazgeçilmezi CİS, dentin ve mine ile kimyasal adezyon oluşturur. Bu hibrid materyal ailesi, çözünmeyen bir hidrojel cam matris içine dağılmış inorganik parçacıklardan oluşur.⁽⁷⁹⁾ Matris yapısı; diş yapılarıyla kimyasal etkileşimi sağlayan hidrojen, kovalent veya iyonik bağların bir kombinasyonunu içeren kohezif kuvvetler ile aderente tutunur. CİS'ler dentin yapısıyla gerçekleştirdiği iyon değişimi ve uzun dönem marjinal koruma sağlayan flor salımını gibi benzersiz özellikleriyle diş dokularıyla muazzam bir adezyon kuvveti ile birleşirler. Adezyon hidrojen bağları oluşturan karboksil gruplarıyla başlar, ilerleyen süreçte karboksil grupları hidroksiapatitin yapısına girip fosfatın yerini almasıyla bağlar iyonik hale gelir.⁽⁹²⁾

2.4.3. Adezyonun Değerlendirilmesi

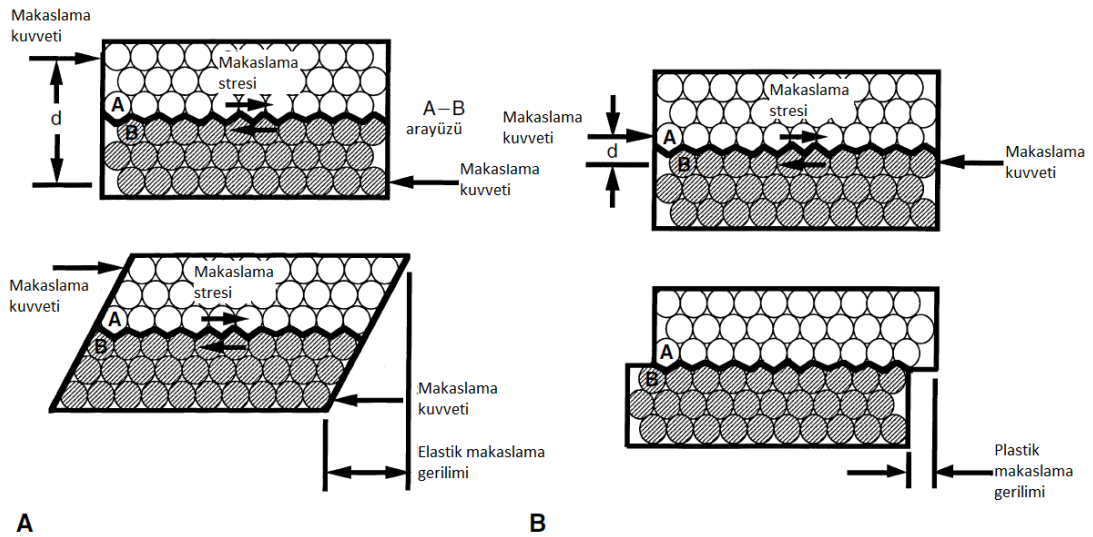
Adezyon, adezivin doğal bir özelliği değildir, oluşan sistemin deforme eden kuvvetlere karşı cevabıdır. Bu cevap diş hekimliği literatüründe *bağlanma kuvveti* olarak geçer.⁽²⁴¹⁾ Adezyonun değerlendirilmesinde bu terim kullanılmasına rağmen, test sırasında uygulanan yük genellikle bağı yük aktarımı yapılmadan önce aderent tarafından zayıflatılır. Yani adezivin mukavemetinden ziyade, aderentin modülüsü veya sertliği, bağlanma kuvveti testinin sonucunu belirleyebilir.⁽²⁴²⁾ Dental bağlantı sistemlerinin konvansiyonel testlerinde, örneğin yaygın olarak kullanılan makaslama testinde, çatlak çoğu zaman aderentin birinde başlar. Bu durumda, sonuç genellikle bağlanma kuvveti olarak adlandırılrsa da, bağlanma kuvvetinin esas gücü ölçülemez onun yerine adeziv sistemin kuvveti ölçülür bu yüzden de *adeziv sistemin bağlanma kuvveti* teriminin kullanılması bu konuda daha doğru bir isimlendirme olur.⁽²⁴¹⁾

Adezyonun değerlendirilmesinde literatürde en çok kullanılan testleri, tek bir değişkenin izole olarak etkisinin incelendiği *in vitro* testler oluşturmaktadır. Ağız ortamında birden fazla değişkenin olması, örneklerin stardizasyonunun kolay

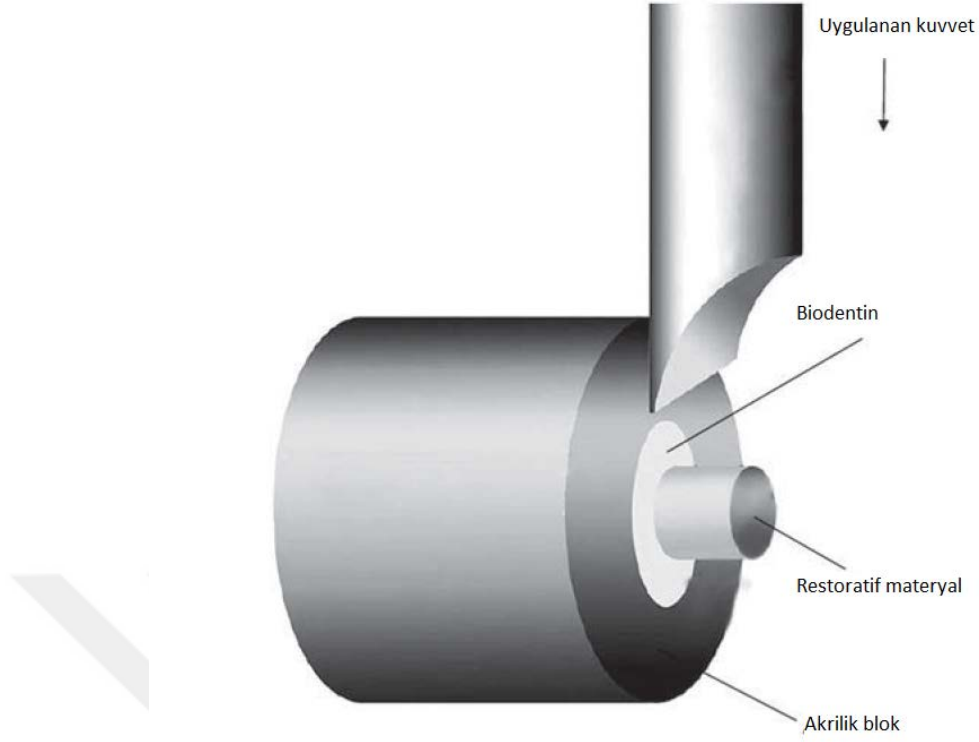
olmaması ve hasta takibi gibi nedenlerden dolayı, daha değerli olsa da *in vivo* testlerin uygulanması oldukça zordur.⁽²⁴³⁾ Bir restorasyonun ömrü; bir dereceye kadar adezyon yeteneğine bağlıdır ve bu yetenek bağlanma kuvveti testleriyle ölçülebilir.⁽²⁴⁴⁾ İdeal bir bağlanma kuvveti testi kesin, klinik olarak güvenilir ve teknik açıdan daha az hassas olmalıdır. Göreceli olarak basit ve ucuz test protokollerinin kullanımını içermelidir.⁽²⁴⁵⁾ Oilo ve ark.⁽²⁴⁶⁾ bağlanma kuvveti testlerini; nitel tarama testleri ve nicel testler olarak sınıflamıştır; nitel bağ testleri bağ başarılılığını, nicel testler bağın yük kapasitesini ve ömrünü inceler. Bağlanma kuvveti testleri bağlanma makro ve mikro olarak ayrılır. Bu testler örneğin durağan veya aktif olmasına göre de; statik ya da dinamik testler olarak sınıflandırılmıştır.⁽²⁴⁵⁾ Bağlanma kuvveti, maksimum uygulanan kuvveti bağlantı kesit alanına bölerek hesaplanır.⁽²⁴⁴⁾

2.4.4. Adezyonun Değerlendirilmesinde Kullanılan Testler

İn vitro koşullarda bağlanma kuvvetini ölçen testler makaslama bağlanma testi, itme testi ve gerilim testidir. Makaslama bağlanma testinde (Şekil 10,11); iki yüzeyin bağlantı noktasına kopma oluşana kadar makaslama kuvveti uygulanır, en sık kullanılan bağlanma kuvveti testidir. Örneklerde bağlantı oluşturulduktan sonra ayrıca bir işleme gerek görülmez.⁽²⁴⁷⁾



Şekil 11. Makaslama kuvveti şematik gösterimi. A. Elastik gerilim B. Plastik gerilim.⁽²⁴⁸⁾



Şekil 12. Makaslama bağlanma testinin şematik gösterimi.⁽²⁴⁹⁾

Gerilim testinde, test örneğinin her iki tarafına da yük uygulanır. Bu test simanların seramik ve metal alaşımları gibi sert malzemelere adezyon gücünü ölçmek için kullanılabilir.⁽²⁴⁴⁾ İtme yönteminde, yük, universal test makinesine monte edilmiş bir daldırma pistonu vasıtasıyla uygulanır. Piston, kök kanal duvarı ile temas etmeden test materyalini tam olarak kaplamalıdır. İtme testi genellikle kök kanal patlarının ve post yapıştırma simanlarının bağlanma kuvvetini ölçmek için kullanılır.⁽²⁵⁰⁾ Bağlantı kuvveti testlerinin sonuçlarını pek çok değişken etkileyebilir. Çeşitli dolgu materyallerinin diş dokularına bağlanma kuvveti incelendiğinde aderenti diş dokusu oluşturur; aderente bağlı değişkenleri; dişin kaynağı, diş tipi, dentin geçirgenliği, smear tabakası, dentin tübüllerinin yönelimi, mine prizmaları, *in vivo* testler için pulpa basıncı, diş donörü yaşı, saklama koşulları, saklama zamanı oluşturur. Örneğin özellikleri göz önüne alındığında; bağlanma alanı, maddenin elastik modülüsü, yaşlandırma ortamı ve zaman, termal çevrim ve mekanik çeviri uygulanmış olması, uygulama hassasiyeti, operatörün etkisi bağlanma kuvvetini etkiler. Test makinesiyle ilgili değişkenleri; yükleme tipi, kuvvet yükleme hızı oluşturur.⁽²⁴⁴⁾

Yapılan literatür derlemesinde, MTA ve rezin modifiye CİS bağlanma kuvvetine; ozon, diyot lazer ve KHG ile kavite dezenfeksiyonu uygulamanın etkisine dair çalışma bulunmamaktadır. Yapılan restorasyonun uzun dönem başarısını etkileyen en önemli kriterlerden biri olan dezenfeksiyon protokolleri kliniğin vazgeçilmez adımını oluşturduğu için en sık tercih edilen materyallerden biri olan MTA ve rezin modifiye CİS'in bağlantısının dayanımlılığına bu kavite dezenfeksiyon yöntemlerinin etkisinin bilinmesi; dezenfeksiyon yöntemi ve uygulanacak kaide materyalinin seçiminde önemli bir yöntendirici olacaktır. Bu çalışmanın amacı da, literatürde eksikliğini belirlediğimiz gibi, MTA'nın rezin modifiye CİS ile bağlanma kuvvetine; kaviteyi dezenfekte etmek için yararlanılan KHG, ozon ve diyot lazerin etkisini araştırmaktır. Bu çalışmanın sıfır hipotezi; KHG, ozon ve diyot lazer ile farklı bekleme sürelerinin ardından kavite dezenfeksiyonu uygulamanın MTA ve rezin modifiye CİS bağlanma kuvvetini azaltmayacağıdır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Akdeniz Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı ve Akdeniz Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı laboratuvarında gerçekleştirildi. Çalışmada, MTA ve rezin modifiye CİS arasındaki bağlantı kuvveti, farklı yüzey dezenfeksiyon yöntemlerinin uygulanmasından sonra ölçüldü.

Çalışmada kullanılan materyal ve cihazlar;

- MTA; kavite perforasyon materyali olarak (Resim 7)
- Resin modifiye CİS; kavite perforasyon materyali üzerine uygulanan kaide veya dolgu materyali olarak (Resim 7)
- Soğuk akrilik; kaviteyi taklit eden düzenek materyali olarak
- Bakır tüpler; akriliğin uygulandığı yapı olarak
- Silikon ölçü maddesi; akrilik bloklarda yuva hazırlamak ve MTA üzerine uygulanan CİS için şablon olarak
- KHG; kavite dezenfeksiyon yöntemi olarak
- Ozon cihazı; kavite dezenfeksiyon yöntemi olarak (Ozone DTA, Aproza, Hsin Chuang City, Tayvan)
- Diyet lazer cihazı; kavite dezenfeksiyon yöntemi olarak (Picasso Dental Laser, AMD LASERS, 7405 Westfield Blvd, Indianapolis, ABD)
- Işık cihazı; CİS'in polimerizasyonu için
- Üniuersal test cihazı (Shimadzu Corporation, Kyoto, Japan); örneklerin kırılmasında kullanıldı.

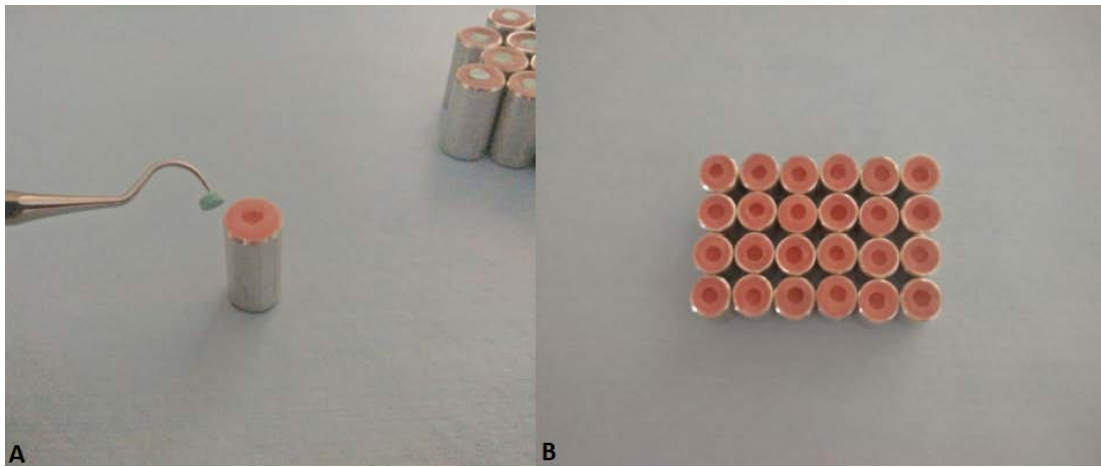
Çalışmada kullanılan 2 ana materyal MTA ve rezin modifiye CİS'di. Kavite dezenfeksiyon yöntemi olarak; KHG, diyet lazer ve gaz ozon kullanıldı. Bu yöntemler ana grupları oluşturdu. Ayrıca, MTA'nın sertleşme süresinin etkinliğini ölçmek amaçlı; gruplar MTA sertleştikten 15 dk sonra, 24 sa sonra ve 72 sa sonra olacak şekilde ayrıldı ve alt gruplar oluşturuldu.



Resim 7. Çalışmada kullanılan MTA ve rezin modifiye CİS.

3.1. Örneklerin Hazırlanması

MTA'ların uygulanacağı, kaviteyi taklit edecek yapay düzenek için; silindirik içi boş bakır tüp ve akrilik kullanıldı. Akrilik blokta kavite boşluğunu oluşturacak 2 mm yüksekliğinde, 5 mm genişliğinde plastik şablonlar için; iç çapı 5 mm olan plastik bir tüpe silikon ölçü maddesi tabanca yardımıyla sıkıldı ve ölçü maddesi sertleştikten sonra plastik tüp uzaklaştırıldı. Elde edilen plastik kablo; 2 mm yüksekliğinde olacak şekilde bistüri ile dilimlendi.



Resim 8. A. MTA uygulanacak kavitenin hazırlanması sırasında kullanılan plastik. B. Hazırlanmış MTA yuvaları.

İçi boş bakır tüpler en üst noktasına kadar akrilik ile doldurulduktan sonra; MTA yuvası olacak olan 5 mm genişliğinde, 2 mm yüksekliğindeki plastik dilim şablonlar yuvarlak akrilik yüzeyinin tam ortasına gelecek şekilde, akrilik sertleşmeden, akriliğin içine yerleştirildi. Akrilik sertleştikten sonra plastik şablonlar sond yardımı ile uzaklaştırıldı (Resim 8). Böylelikle akrilik içinde MTA için 5 mm genişliğinde 2 mm yüksekliğinde bir yuva hazırlanmış oldu. Toplamda bakır tüplerin içerisindeki 180 ($n = 180$) akrilik blok bu şekilde hazırlandı (Resim 8).

3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması

Hazırlanan akrilik bloklar rastgele 3 ana gruba ($n = 60$) ayrıldı. Her bir grup daha sonra kendi içinde rastgele 4 alt gruba ($n = 15$) ayrıldı. Ana gruplar; *Grup 1*. MTA uygulandıktan 15 dk sonra dezenfeksiyon yöntemi uygulanan, *Grup 2*. MTA uygulandıktan 24 sa sonra dezenfeksiyon yöntemi uygulanan, *Grup 3*. MTA uygulandıktan 72 sa sonra dezenfeksiyon yöntemi uygulanan.

MTA uygulanması; her bir paket içerisinde 1 gr'lık toz ile 0.34 gr'lık distile su içeren MTA (Angelus MTA; Angelus Solucoes Odontologicas, Londrina, PR, Brezilya) üretici talimatları doğrultusunda 1 birimlik toz (1 birim= 1 plastik kaşığın silme şeklinde ihtiva ettiği MTA'yı içerir) ile 1 damla distile su (ağırlık olarak; toz/likit oranı 3/1 olacak şekilde) konvansiyonel yöntemle bir spatül yardımıyla cam üzerinde karıştırıldı. Daha sonra ağız spatülü yardımıyla oluşturulan yapay kavitelere uygulandı ve siman fulvarı ile adapte edildi (Resim 9). Üzerine nemli pamuk kapatılan örnekler, her grupta belirtildiği süre zarfında bekletildi. *Grup 1*'de örnekler nemli pamuk ile 15 dk bekledikten sonra hemen kavite dezenfeksiyon yöntemleri uygulamasına geçildi. *Grup 2* ve *Grup 3*'te MTA'ların üzeri nemli pamukla kapatıldıktan sonra örnekler, nemini kaybetmemesi ve pamuklar kurumaması için ağzı sıkı kapalı bir kap içerisine yerleştirilerek 1 ve 3 gün boyunca nemli pamukların kuruluk durumu gözlemlendi. Aşırı kuruluk gözlenen durumlarda nemli pamuklar yenilendi.



Resim 9. MTA uygulanmış örnekler.

Belirlenen bekleme sürelerinin sonunda ana gruplar 4 alt gruba ayrıldı; *Grup A.* KHG grubu, *Grup B.* gaz ozon grubu, *Grup C.* diyot lazer grubu, *Grup D.* kontrol grubu.

Grup A'da; MTA yüzeyine %2'lik KHG toplamda 2 ml olacak şekilde 1 dk boyunca enjektör yardımı ile uygulandı. Uygulama sonunda, KHG uygulanan örnekler hava ile 10 sn boyunca kurutuldu ve hemen ardından CİS uygulamasına geçildi.

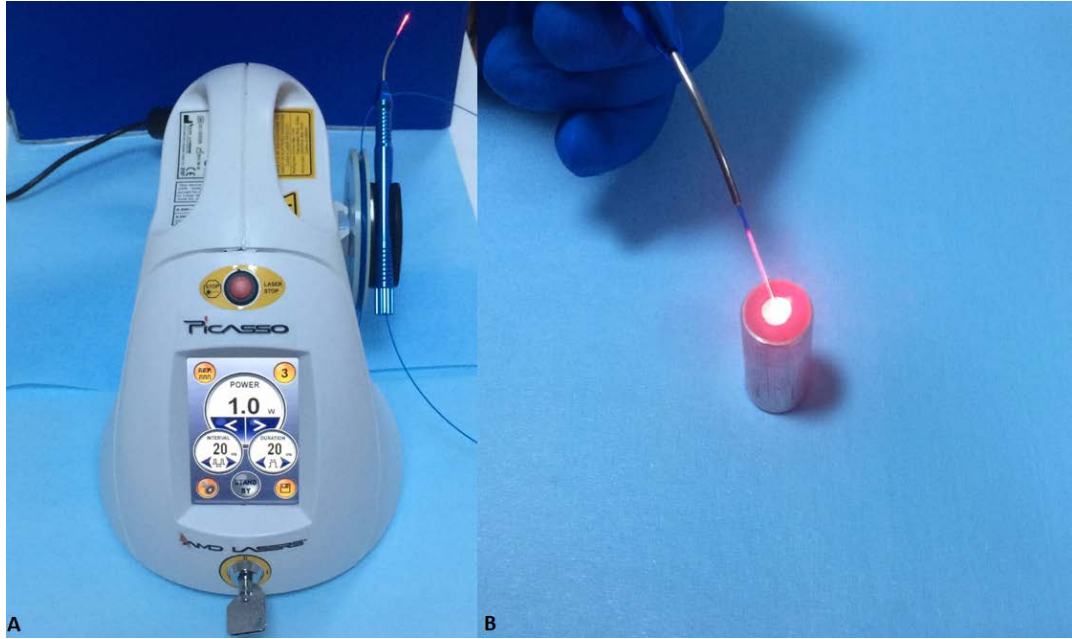
Grup B'de; MTA yüzeyine gaz ozon jeneratörünün 3 numaralı ucu kullanılarak çıkış gücü 10 olacak şekilde kullanıldı (Resim 10). 3 nolu uç, MTA üzerine denk gelecek şekilde yerleştirildi ve 1,5 dk boyunca uç hafif hareketlerde MTA yüzeyine uygulandı. Ardından CİS uygulamasına geçildi.

Grup C'de; MTA yüzeyine 810 nm dalga boyunda 1 W gücünde diyot lazer, 15 sn'lik sikluslar halinde 4 defa, toplamda 1 dk olacak şekilde uygulandı (Resim 11). Diyot lazerin ucu, MTA yüzeyinin 1 mm üzerinden, dairesel hareketlerle tüm MTA yüzeyini kapsayacak şekilde gezdirildi ve hemen ardından CİS uygulamasına geçildi.

Grup D'de; MTA'lar hazırlanıp kaviteye yerleştirildikten sonra herhangi bir işlem uygulamadan CİS uygulama işlemine geçildi.



Resim 10. A. Çalışmada kullanılan ozon cihazı. B. Ozon cihazı uçları. Bu çalışmada 3 numaralı uç kullanıldı. C. Örneklere ozon uygulanması. D. Kavite düzeneğinin ozon ucu ile direkt teması.



Resim 11. A. Çalışmada kullanılan diyot lazer cihazı. B. MTA gömülmüş örneklere diyot lazer uygulanması.

İlgili dezenfeksiyon yöntemleri uygulandıktan sonra, 4 mm yüksekliğinde 3 mm genişliğinde tüp şeklinde hazırlanan silikon ölçü materyali presel ile sabit tutularak, rezin modifiye CİS (Ionoseal; VOCO GmbH, Cuxhaven, Almanya) MTA'lar üzerine uygulandı ve 6 sn 3200 mW/cm² yoğunlukta LED cihazı (VALO Cordless LED Curing Light, Utah, ABD) ile ışınlanarak silikon şablonlar bistüri ile kesilerek uzaklaştırıldı (Resim 12). Daha sonra 6 sn daha ışık ile polimerize edildi. Örnekler tüm CİS uygulama işlemi tamamlandıktan sonra kırma işlemine tabii tutuldu.



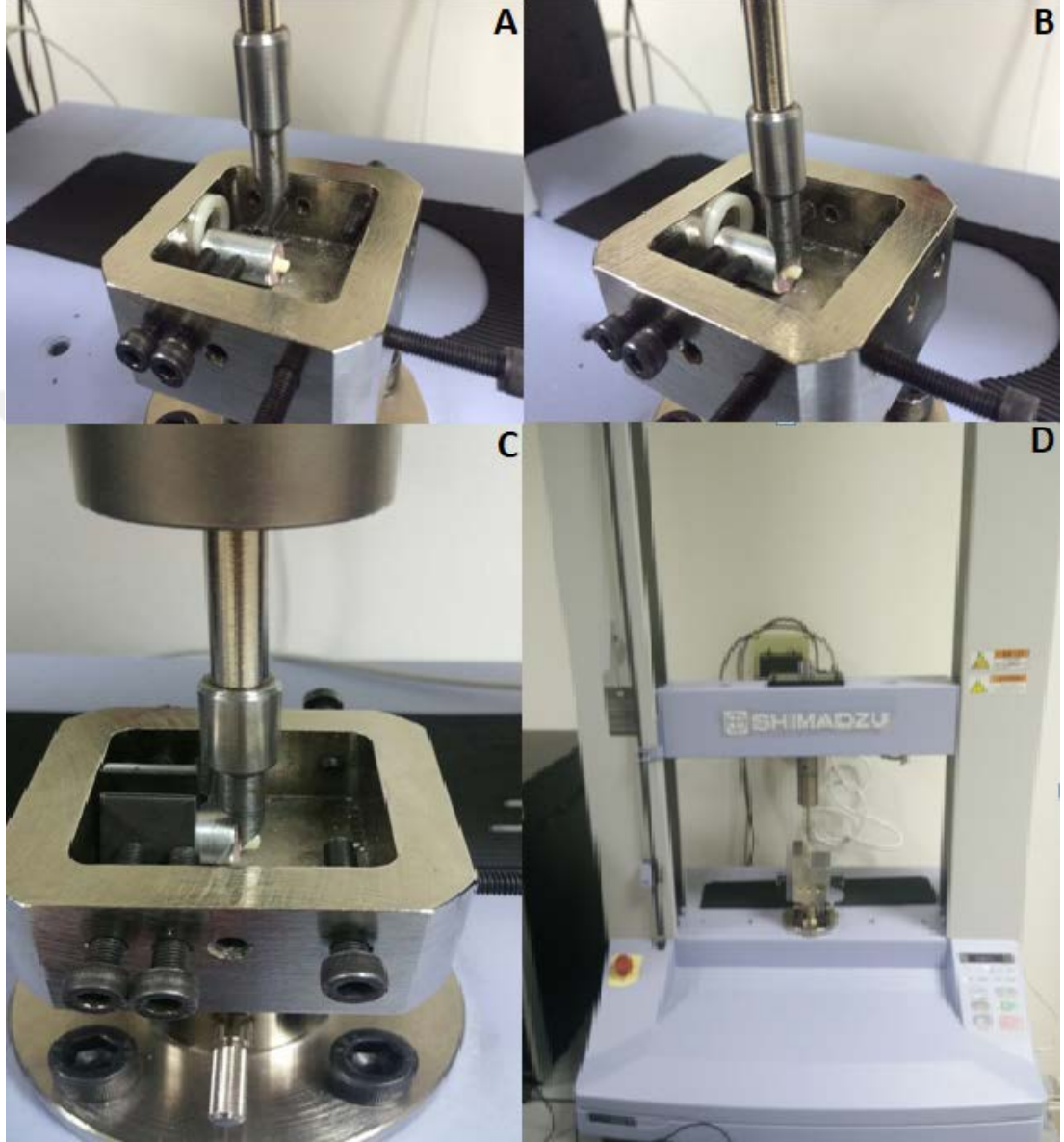
Resim 12. İlgili dezenfeksiyon yöntemi uygulanmış MTA'lar üzerine CİS uygulanmış örnekler.

3.3. Makaslama Bağlanma Dayanımı Ölçülmesi

Bağlanma dayanımının ölçülmesi için bir Üniversal Test Cihazları (Shimadzu Corporation, Kyoto, Japonya) kullanıldı.

Örnekler test cihazına bir aparat yardım ile sabitlendi. Örnekler, cihazın ince bıçağı kullanılarak, MTA ve CİS'in birleştiği noktadan, 0,5 mm/dk hızla, akrilik yüzeye paralel olacak şekilde yük uygulandı (Resim 13). Makaslama kuvveti, MTA ve CİS bağlantısında başarısızlık gerçekleşene kadar uygulandı. Elde edilen kuvvetler, Trapezium X Software (Shimadzu Corporation, Kyoto, Japan) programına Newton cinsinden kaydedildi. Elde edilen değerler N cinsinden MPa'ya çevrildi. Çevirme sırasında Newton değerleri, kuvvetin uygulandığı, MTA ve CİS bağlantısının alanına bölündü. CİS ve MTA arasındaki alan; yani CİS'nin 3 mm çapındaki dairesel alanı;

π^2 formülü ile hesaplandı ve her N değeri elde edilen alan birimine bölündü ve MPa değerleri elde edildi. İstatistikler MPa değerleri üzerinden gerçekleştirildi.



Resim 13. A.Örneğin cihaza sabitlenmesi. B,C. Örneğe cihazın ucu ile kuvvet uygulanması. D. Çalışmada kullanılan üniversal test cihazı.

3.4. İstatistiksel Analizlerin Yapılması

Çeşitli dezenfeksiyon yöntemleri uygulanan ve MTA'nın sertleşmesi için farklı sürelerde beklenen grupların, MPa'a çevrilen makaslama dayanımı testi sonuçları istatistiksel analize tabii tutuldu. Tüm istatistiksel değerlendirmeler bilgisayar ortamında SPSS (Statiscal Package for Social Sciences, SPSS for Windows 14.0.0, SPSS Inc, Chicago, ABD) paket programında gerçekleştirildi. Elde edilen veriler

değerlendirilirken sonuçların grup içi ve gruplar arası dağılımının belli parametrelerde homojen ya da heterojen olup olmadığının belirlenmesi için öncelikle; Kolmogorov-Smirnov testi uygulandı. Bu teste göre grupların varyanslarının homojen olduğu görüldükten sonra verilere; Tek Yönlü ANOVA ve Tukey testi uygulandı.

Gruplar arası anlamlı farklılık düzeyi incelenirken; anlamlılık seviyesi olarak 0,05 kullanılmış olup $P < 0,05$ olması durumunda gruplar arası anlamlı farklılığın olduğu, $P > 0,05$ olması durumunda ise gruplar arası anlamlı farklılığın olmadığı belirtildi. Elde edilen verilerin ortalama ve \pm standart sapma değerleri tablolar şeklinde gösterildi.



4. BULGULAR

Çalışmamızda, akrilik bloklara hazırlanan kavitelere MTA tatbikinden sonra uygulanan kavite dezenfeksiyon yöntemlerinin rezin modifiye CİS ve MTA bağlantı kuvvetine etkisi incelenmiştir. Kırılma tipleri Grup A'da çoğunlukla adezivken, diğer gruplarda kohezivdir. Dezenfeksiyon yöntemleri uygulanan MTA yüzeylerine CİS'in makaslama bağlanma kuvvetleri ölçülmüştür. MTA sertleşme süreleri farklı olan *Grup 1 (15 dk)*, *Grup 2 (24 sa)* ve *Grup 3 (72 sa)* karşılaştırılmasında (Tablo 4,5);

- *Grup A (KHG grubu)* için; *Grup 1 (15 dk)*, *Grup 2 (24 sa)* ve *Grup 3 (72 sa)* makaslama kuvveti değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($P>0,05$).
- *Grup B (ozon grubu)* için; *Grup 1 (15 dk)*, *Grup 2 (24 sa)* ve *Grup 3 (72 sa)* makaslama kuvveti değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($P>0,05$).
- *Grup C (diyet lazer grubu)* için; *Grup 1 (15 dk)*, *Grup 2 (24 sa)* ve *Grup 3 (72 sa)* makaslama kuvveti değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($P>0,05$).
- *Grup D (kontrol grubu)* için; *Grup 1 (15 dk)*, *Grup 2 (24 sa)* ve *Grup 3 (72 sa)* makaslama kuvveti değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($P>0,05$).

Tablo 4. Tüm grup ve alt grupların ortalama MPa ve standart sapma değerleri. (Sütundaki istatistiksel farklılıkları göstermek için; a ve b, satırdaki istatistiksel farklılıkları göstermek için; x kullanılmıştır).

	Grup 1 (15 dk)		Grup 2 (24 sa)		Grup 3 (72 sa)	
	Ort. değer	Std. sapma	Ort. değer	Std. sapma	Ort. değer	Std. sapma
Grup A	0,9 ^{a,x}	± 0,2	1,2 ^{a,x}	± 0,5	1,3 ^{a,x}	± 0,6
Grup B	1,6 ^{b,x}	± 0,4	1,6 ^{a,b,x}	± 0,4	1,7 ^{a,x}	± 0,4
Grup C	1,2 ^{a,b,x}	± 0,2	1,6 ^{a,b,x}	± 0,6	1,6 ^{a,x}	± 0,7
Grup D	1,7 ^{b,x}	± 0,5	2,1 ^{b,x}	± 0,7	1,8 ^{a,x}	± 0,6

Farklı dezenfeksiyon yöntemlerinin MTA sertleşme süreleri üzerine etkisi incelendiğinde; *Grup 1 (15 dk)* değerleri arasında (Tablo 6);

- *Grup A (KHG grubu)* makaslama kuvveti değerlerinde; *Grup B (ozon grubu)* ve *Grup D (kontrol grubu)* değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($P<0,05$). MTA sertleştikten 15 dk sonra yüzeye uygulanan KHG'nin kontrol ve ozon grubuna göre bağlantıyı düşürdüğü görülmüştür (Tablo 4). *Grup A (KHG grubu)* makaslama kuvveti değerlerinde; *Grup C (diyot lazer grubu)* değerlerine göre anlamlı bir fark bulunamamıştır ($P>0,05$). MTA sertleştikten 15 dk sonra CİS ile bağlantının, KHG ve diyot uygulamasıyla azaldığı görülmüştür (Grafik 1)
- *Grup B (ozon grubu)* makaslama kuvveti değerlerinde; *Grup C (diyot lazer grubu)* ve *Grup D (kontrol grubu)* değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($P>0,05$). *Grup A (KHG grubu)* değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($P<0,05$). MTA sertleştikten 15 dk sonra, kavite dezenfeksiyonu amaçlı ozon uygulamak, KHG'nin aksine bağlantı kuvvetini negatif anlamda etkilememiştir (Grafik 1)
- *Grup C (diyot lazer grubu)* makaslama kuvveti değerlerinde; *Grup A (KHG grubu)*, *Grup B (ozon grubu)* ve *Grup D (kontrol grubu)* değerlerine göre anlamlı bir fark bulunmamıştır ($P>0,05$).

Farklı dezenfeksiyon yöntemlerinin MTA sertleşme süreleri üzerine etkisi incelendiğinde; *Grup 2 (24 sa)* değerleri arasında (Tablo 7);

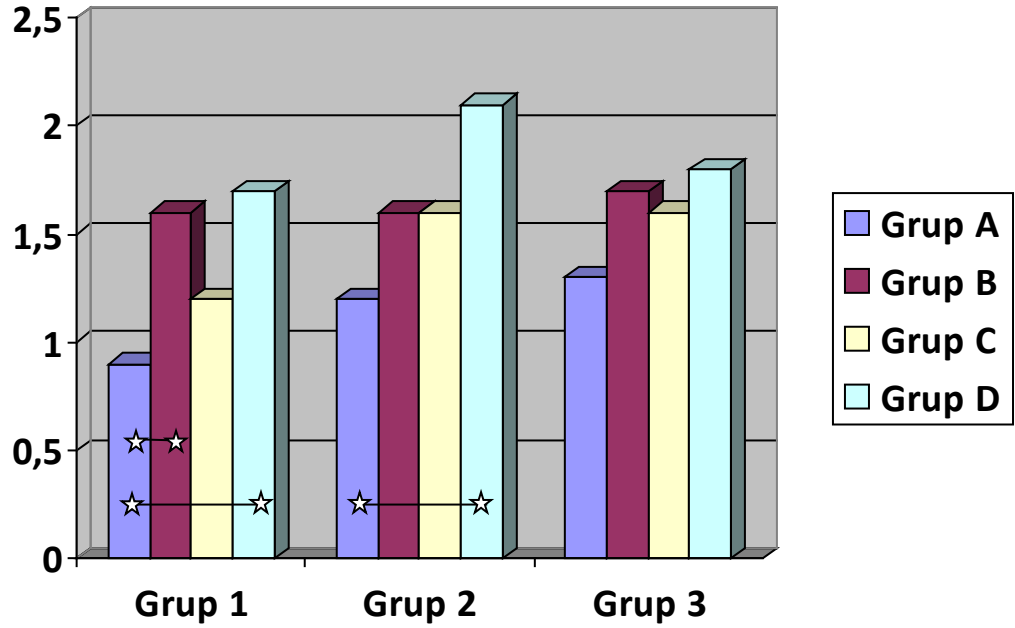
- *Grup A (KHG grubu)* makaslama kuvveti değerlerinde; *Grup B (ozon grubu)*, *Grup C (diyot lazer grubu)* değerlerine göre anlamlı bir fark bulunamamıştır ($P>0,05$). *Grup D (kontrol grubu)* değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($P<0,05$). MTA sertleştikten 24 sa sonra yüzeye uygulanan KHG'nin diyot ve ozon grubuna göre bağlantıyı düşürdüğü görülmüştür.
- *Grup B (ozon grubu)* makaslama kuvveti değerlerinde; *Grup A (KHG grubu)*, *Grup C (diyot lazer grubu)* ve *Grup D (kontrol grubu)* değerlerine göre anlamlı bir fark bulunamamıştır ($P>0,05$).

- *Grup C (diyot lazer grubu)* makaslama kuvveti değerlerinde; *Grup A (KHG grubu)*, *Grup B (ozon grubu)* ve *Grup D (kontrol grubu)* değerlerine göre anlamlı bir fark bulunamamıştır ($P>0.05$).

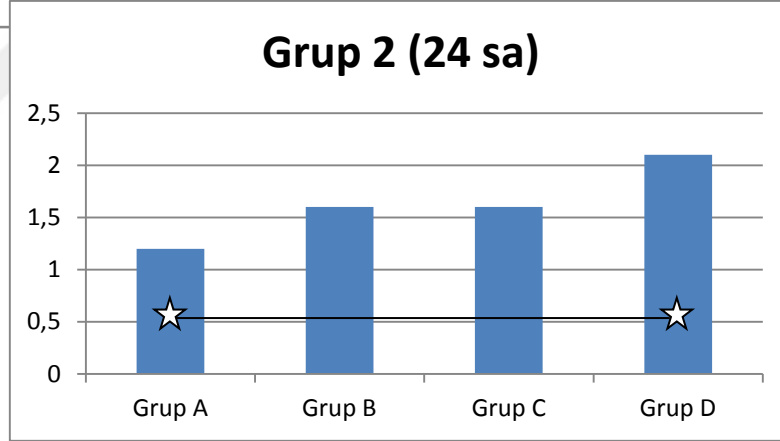
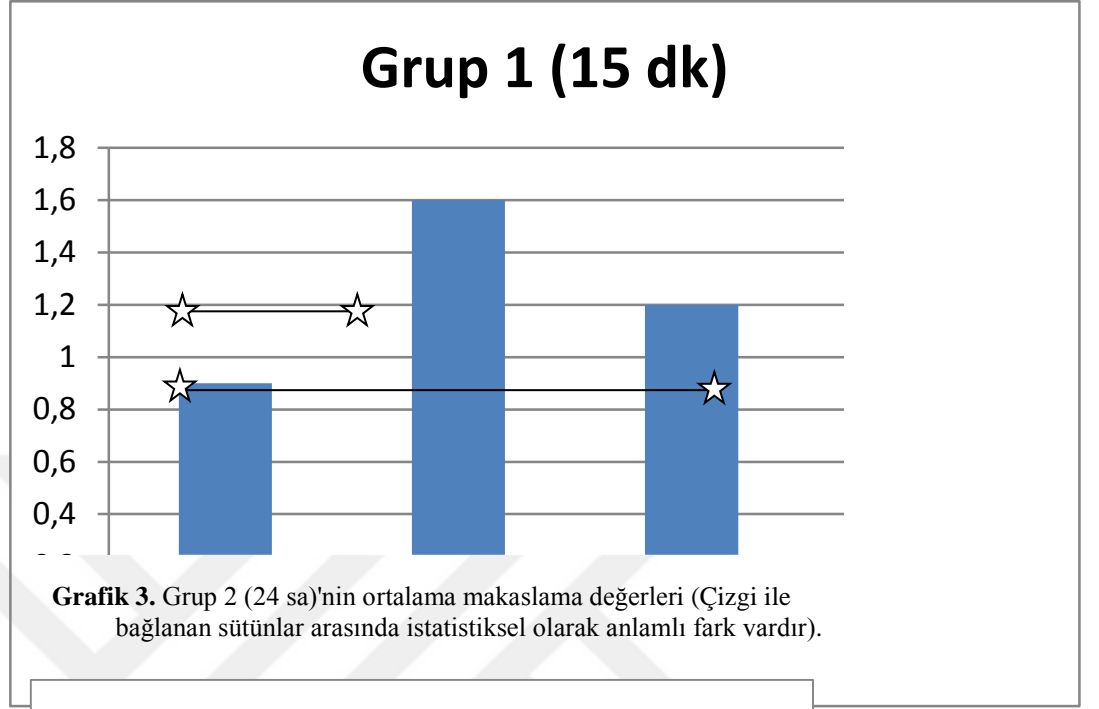
Farklı dezenfeksiyon yöntemlerinin MTA sertleşme süreleri üzerine etkisi incelendiğinde; *Grup 3 (72 sa)* değerleri arasında (Tablo 8);

- *Grup A (KHG grubu)* makaslama kuvveti değerlerinde; *Grup B (ozon grubu)*, *Grup C (diyot lazer grubu)* ve *Grup D (kontrol grubu)* değerlerine göre anlamlı bir fark bulunamamıştır ($P>0.05$).
- *Grup B (ozon grubu)* makaslama kuvveti değerlerinde; *Grup A (KHG grubu)*, *Grup C (diyot lazer grubu)* ve *Grup D (kontrol grubu)* değerlerine göre anlamlı bir fark bulunamamıştır ($P>0.05$).
- *Grup C (diyot lazer grubu)* makaslama kuvveti değerlerinde; *Grup A (KHG grubu)*, *Grup B (ozon grubu)* ve *Grup D (kontrol grubu)* değerlerine göre anlamlı bir fark bulunamamıştır ($P>0.05$).

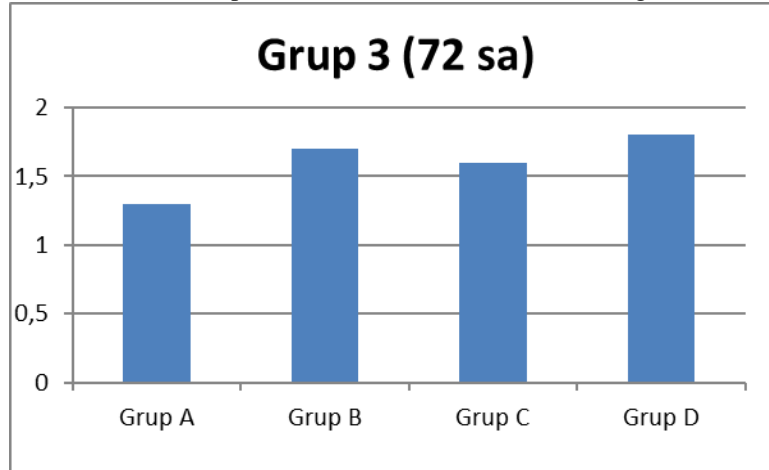
Grafik 1. Tüm grup ve alt grupların makaslama kuvvetlerinin ortalama değerlerinin karşılaştırılması (Çizgi ile bağlanan sütunlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır).



Grafik 2. Grup 1 (15 dk)'in ortalama makaslama kuvveti değerleri (Çizgi ile bağlanan sütunlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır).



Grafik 4. Grup 3 (72 sa)'ün ortalama makaslama değerleri.



5. TARTIŞMA

Patolojik ya da iyatrojenik bir sebeple diş dokusunun bütünlüğünde sapmaların varlığında konservatif bir yaklaşımla dişin ağızdaki fonksiyonunu devam ettirebilmek için; perforasyon alanının sızdırmazlığı ve biyouyumluluğu yüksek bir materyal ile kapatılması gerekmektedir.⁽²⁵¹⁾ İdeale yakın biyouyumluluk ve mekanik özelliklerine istinaden günümüzde perforasyon tamir materyali olarak en sık tercih edilen materyal olması sebebiyle çalışmamızda MTA tercih edilmiştir. Kavitede perforasyon alanı MTA ile onarıldıktan sonra üzerine uygulanacak kaide materyalinin MTA ile uyumu önem taşımaktadır. Klinikte; çinko fosfat siman, geleneksel CİS, rezin modifiye CİS, kompozit gibi çeşitli materyaller MTA ile birlikte kullanılmaktadır.⁽²⁵²⁾ MTA ile rezin modifiye CİS arasındaki bağlantının kuvvetine çeşitli dezenfeksiyon yöntemlerinin etkisini inceleyen bir çalışma bulunmadığı için bu çalışmada bu materyal tercih edildi.

5. 1. Makaslama Bağlanma Testi

Bağlanma kuvveti iki farklı yüzey arasındaki bağlanmanın gücüdür ve bu kuvveti ölçen testlerden en önemlisi makaslama bağlanma testidir. Makaslama bağlanma testi iki farklı materyalin bağlantı ara yüzüne paralel yönde sabit hızda uygulanan kuvvetin kullanıldığı klinik ortamı iyi taklit etmesi nedeniyle çeşitli dolgu materyallerinin birbiriyle veya dentinle bağlantısının incelenmesinde sıklıkla tercih edilen bir testtir.⁽²⁴²⁾ Makaslama bağlanma testi, alternatif olan gerilim testine göre örneklerde daha az stres oluşturmaktadır ve örneklere daha az zarar vermektedir.⁽²⁵³⁾ Restorasyonlar çiğneme sırasında makaslama stresine maruz kaldığından makaslama bağlanma dayanımının değerlendirilmesi önemlidir. Makaslama testi sırasında kuvvetin uygulandığı ilk andan kopmanın gerçekleştiği ana kadar; bağlantı yüzeyinde belli miktarda stres oluşmaktadır.⁽²⁴²⁾ Kuvvetin uygulandığı andan itibaren bağlantı ara yüzünde oluşan bir kırılma diğer yüze makaslama kuvveti olarak iletilir. Bu durum da homojen olmayan bir gerilim alanı yaratır. Homojen olmayan dağılımın oluşturacağı hatalı sonuçları elimine etmenin en önemli yolu; uygulanan kuvvetin hızıdır. Kuvveti uygulama hızları aderentin alt tabakasındaki makaslama bağlanma kuvvetini ve kırılma düzenini etkileyebilir. Yüksek hızda uygulanan kuvvetler materyalin koheziv kırılmasını arttırmakta, iki farklı materyalin bağlantı kuvvetini yansıtmamaktadır.^(253,254) ISO standartlarına göre dental adezyonun inceleneceği

testlerdeki kuvvet yüklenme hızı 0.45–1.05 mm/dk arasında olmalıdır.⁽²⁵⁵⁾ Bu yüzden bu çalışmada makaslama kuvvetinin hızı, hata payını azaltmak amaçlı 0.5 mm/dk olarak düzenlendi.

5.2. KHG'nin Etkisi

Çürük uzaklaştırmada hangi yöntem kullanılırsa kullanılsın preperasyon sonrası, kavitede mikroorganizmaların kontrolü tam olarak sağlanamamaktadır, bu yüzden kavite dezenfeksiyon yöntemleri; restoratif tedavi uygulamalarının vazgeçilmez basamağını oluşturur. Güçlü antibakteriyel özellikleri nedeniyle KHG, diş hekimliğinin çeşitli alanlarında uzun yıllardır tercih edilmektedir. KHG'nin diş dokularına yüksek afinitesi ve residüel etkisi nedeniyle kavite dezenfeksiyon yöntemi olarak kullanımı yaygındır.⁽¹¹¹⁾ Fakat bunun yanında dolgu materyalleri veya dolgu ve diş arasındaki bağlantıya etkisi göz önünde bulundurulmalıdır. Bu çalışmada, KHG'nin MTA ve rezin modifiye CİS arasındaki bağlantı kuvvetini azalttığı görülmüştür.

KHG'nin dentine etkisini açıklayan bir kaç teori bulunmaktadır. Bağlantıyı arttırdığı yönündeki teorilerden ilki KHG'nin smear tabakasını değiştirerek bağlanmaya etki gösterdiği'dir.⁽¹¹¹⁾ İkincisi KHG'nin dentindeki PO_4^{-3} ile reaksiyona girdiği, dentinin yüzey enerjisini düşürdüğü, dolayısıyla bonding ajanlarının dentini ıslatabilirliklerini arttırdığı yönündedir.⁽²⁵⁶⁾ Üçüncü bir teoriye göre KHG, dentindeki kollajenlerin bozunmasına neden olup dolayısıyla hibrit tabakayı yetersiz hale getirecek MMP enzimi inhibitörüdür, dolayısıyla da MMP enziminin etkinliğini yitirmesi dentinde daha güçlü bir hibrit tabaka oluşturacaktır.⁽²⁵⁷⁾ KHG'nin bağlanmayı azalttığı yönündeki teori ise aksine KHG solüsyonu kalıntılarının dentindeki Ca reaksiyona girdiği ve bu yüzden dentine bağlanmayı azalttığı yönündedir.⁽²⁵⁸⁾ KHG'nin kimyasal yapısının bağlanma kuvvetine etkisi de tartışılmıştır. KHG, anyonik karboksil gruplarıyla reaksiyona girerken Ca ve Al iyonlarıyla rekabet etme eğiliminde olan kaytonik yüke sahiptir. Bu yüzden rezin modifiye CİS'in polimerizasyon tepkimesine negatif etkide bulunurlar.⁽¹⁴⁵⁾ Bu durum, bizim çalışmamızda da olduğu gibi, bağlantı yüzeyindeki polimerizasyonunu tam tamamlayamayan rezin modifiye CİS'in MTA ile bağlantısının azalmasına neden olmuş olabilir.

KHG'nin bağlanma kuvvetine etkisini inceleyen çalışmalar^(113,259,260) genellikle KHG'nin dentin üzerine etkisine yoğunlaşmıştır. Örneğin; KHG'nin diş ve çeşitli

adeziv sistemlerin makaslama bağlanma kuvvetine etkisini inceleyen Sharma ve ark.⁽¹¹³⁾'nin yaptığı çalışma KHG'nin bağlanma kuvvetini azalttığını bulmuştur. Suma ve ark.⁽²⁵⁸⁾ kavite dezenfektanı olarak kullandıkları KHG'nin dentine makaslama bağlanma kuvvetini azalttığını göstermiştir. Gürkan ve ark.⁽¹⁴⁰⁾ %2'lik KHG ile kavite dezenfeksiyonunun, adeziv sistemlerin dentine bağlanma etkinliğini incelemiş ve KHG'nin dentine bağlanma kuvvetini azalttığını göstermiştir. Bu durumun, KHG'nin dentini asit uygulamaya daha dirençli hale getirmesiyle bağlantılı olabileceğini bildirmiştir. Aynı şekilde Tulunoğlu ve ark.⁽²⁶⁰⁾ yaptıkları *in vivo* çalışmada dentin bonding uygulaması öncesi KHG ile kavite dezenfeksiyonun mikrosızıntıyı arttırdığını göstermiştir. Aksine, KHG ile kavite dezenfeksiyonunun, geleneksel CİS, rezin modifiye CİS ve kompozit rezinin dentin ile mikrogerilim bağlanma kuvvetine etkisini inceleyen Ersin ve ark.⁽²⁵⁹⁾, KHG'nin bağlantı kuvvetine negatif etki göstermediğini bulmuştur. KHG'nin bağlanma kuvvetini arttırdığını gösteren çalışmalarda mevcuttur; Gajjela ve ark.⁽²⁶¹⁾ KHG ile kavite dezenfeksiyonunun mikrogerilim bağlanma kuvvetini arttırdığını, Hasani ve ark.⁽¹⁴⁵⁾ makaslama bağlanma kuvvetini arttırdığını göstermiştir. Bu farklı sonuçlara; KHG'nin uygulama protokolleri, konsantrasyonunun farklı olması; kullanılan test metodu ve materyaller, diş dokuları için asitleme yapılıp yapılmaması neden olmuş olabilir.

Yapılan çalışmalar KHG'nin genellikle dentin üzerindeki etkisine odaklanmıştır.^(111,113,145,256, 258-260) Fakat klinik koşullarda, lokal olarak uygulanan bir perforasyon materyali üzerine herhangi bir dolgu veya kaide materyali uygulamadan önce de kavite dezenfeksiyon yöntemlerinin uygulanması gerekliliği söz konusudur. Bu yüzden KHG'nin yalnızca dentine değil, herhangi bir dolgu materyaline etkisinin incelenmesi de önemlidir. Bizim çalışmamız KHG'nin MTA üzerine olası etkisini incelemiş ve rezin modifiye CİS'e makaslama bağlanma kuvvetini azalttığını bulmuştur. KHG'nin farklı dolgu materyalleri üzerine olası etkilerinin daha iyi anlaşılabilmesi için, bu konuda, farklı materyaller de kullanılarak yapılmış daha fazla sayıda çalışmaya ihtiyaç vardır.

5.3. Ozonun Etkisi

Ozonun dezenfeksiyon yöntemi olarak kullanımı son yıllarda artmaktadır. Antibakteriyel, antiviral ve antifungal özellikleri ayrıca yara iyileşmesindeki etkileri kullanım alanını genişletmektedir.⁽²²²⁾ Kavite dezenfeksiyonu için uygulandığında bağlanma kuvvetine etkisini tartışabilmek için bu çalışmada kavite dezenfeksiyonunda kullanılan yöntemlerden biri gaz ozon olarak belirlendi. Havadaki oksijenin parçalanmasıyla elde edilen ozon, dezenfeksiyon işlemi sonrasında hammaddesi olan oksijen haline geri döner. Bu sebepten dolayı, dezenfeksiyon işleminden sonra herhangi bir atık bırakmayan ya da yan ürün oluşturmayan gaz ozon, bu özelliğiyle benzersiz bir kavite dezenfektanı konumundadır.⁽¹⁵⁴⁾ Ozonun oksidan potansiyeli, mikroorganizmaların hücre duvarlarının ve sitoplazmik zarlarının tahrip edilmesine neden olur. Bu süreç devam ettikçe ozon; glikoprotein, glikolipidler ve diğer amino asitler üzerinde etki oluşturur ve hücrenin enzimatik kontrol sistemini inhibe eder, hücre canlılığının anahtar unsuru olan membran geçirgenliğinde artış meydana gelir ve sonuç olarak hücre fonksiyonları bozulur, ardından da hücre lizisi kaçınılmaz hale gelir.⁽²⁶²⁾ Gaz ve sıvı formda kavite dezenfektanı olarak kullanılan ozonun özellikleri; antimikrobiyal etki, mikrosızıntı, toksisite, bağlanma kuvveti gibi çeşitli parametrelerde incelenmiştir; ozonun bağlanma kuvvetine etkisinin incelendiği bir çalışmada; Cadenaro ve ark.⁽²⁶³⁾ mine ve dentine ozon uygulamasının bağlanma kuvvetine negatif etki göstermediği bildirmiştir. Schmidlin ve ark.⁽¹⁷⁷⁾, Arslan ve ark.⁽²⁶⁴⁾ dentine ozon uygulamanın herhangi bir negatif etkisi olmadığını, makaslama bağlanma kuvvetini azaltmadığını bildirmişlerdir. Aynı şekilde Husset ve ark.⁽²⁶⁵⁾ da dentin ve mine ile kompozit rezin bağlanma kuvvetine ozon uygulamanın etkisi olmadığını bildirmiştir. Cam fiber post simantasyonundan önce kanal dentinine ozon uygulayan Kıvanç ve ark.⁽²⁶⁶⁾ ozonun etki göstermediğini bildirmiştir. Bu çalışmaların sonuçları MTA ve CİS bağlanma kuvvetine ozonun negatif etki göstermediğini gördüğümüz bizim çalışmamızla uyumludur.

Al Shamsi ve ark.⁽²⁶⁷⁾ ortodontik braketlerin mineye bağlanımına ozonun etkisini incelemiş ve ozon grubunda daha yüksek bağlanma değerleri bulmuştur. Kapdan ve ark.⁽²⁶⁸⁾ süt dişlerinde ozon uygulamanın, istatistiksel olarak anlamlı fark oluşturmasa da bağlanma kuvvetini az miktarda arttırdığını bildirmişlerdir. Teorik olarak ozon Bis-GMA rezinlerinin polimerizasyonunu hızlandırır bu durum, Bitter ve ark.⁽²⁶⁹⁾

yaptığı çalışmada kanal içinde dezenfeksiyon amaçlı kullanılan ozonun self etch primer kullanan yapıştırma simanı ile uygulandığında bağlanma kuvvetini arttırdığı sonuçlarla uyusmaktadır. Bu çalışmada ozon uygulamanın dentin topografisinde değişiklik oluşturduğu bildirilmiştir. Dentin yüzeyinin pürüzlülüğünün artması bağlanma kuvvetine pozitif anlamda etki gösterecektir. Bojar ve ark.⁽²⁷⁰⁾ epoksi rezin bazlı kanal patlarının ozon uygulanmış kök dentinine bağlanma kuvvetini makaslama bağlanma testi ile incelemiş ve ozon uygulanmış dentinde daha yüksek bağlanma kuvveti değerleri bildirmiştir.

Yasuda ve ark.⁽²⁷¹⁾ kemik dokusu için biyoaktif iskele görevi gören hidroksiapatite morötesi ve ozon uygulaması gerçekleştirmiş ve X-ışını fotoelektron spektroskopisi ile incelemiştir. Sonuç olarak ozonun hidrosiapatit üzerinde az miktarda yüzey modifikasyonu gerçekleştirdiği ve ıslatılabilirliğini geliştirdiğini göstermiştir. Ozon hemen hemen her organik materyalle etkileşime giren okside edici bir ajandır. Dentin yüzeyi söz konusu olduğunda, ozon uygulamanın bir şekilde kollajen gibi organik yüzey unsurlarını değiştirme ihtimali vardır. Ozonun, makromoleküler bağlanma bölgelerinden, düşük moleküler kütleli tükürük biyomoleküllerinin salınımını başlatma kabiliyeti olduğu düşünülmüştür. Bu durum, protein moleküllerinin "pürüzsüzleştirilmesi" etkisine neden olabilir, böylece dentin yüzeyinin ıslanabilme özelliğini etkiler.⁽²⁷³⁾ Aksine farklı bir tartışmaya göre ozon uygulaması dentin yüzeyinin ıslatılabilirliğini ve mikroorganizmaların tutunmasını azaltır.⁽¹⁷⁵⁾ Glantz⁽²⁷²⁾ ozon uygulamasının dentinin ıslatılabilirliğini azalttığı ve plak formasyonunu inhibe ettiğini göstermiştir. Ozonun dentin ıslatılabilirliğini azaltması, kollajen yapısında değişiklik oluşturması bağlanma kuvvetini negatif anlamda değiştirecektir. Bu durum bizim çalışmamızla uyusmamaktadır. Ozonun, adezyonun önemli bir komponenti olan yüzey ıslatılabilirliğine etkisi ve bu etkinin bağlanma kuvvetiyle ilişkisinin daha net anlaşılabilmesi için bu konuda yapılmış daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

Daha yüksek bağlanma kuvveti bulan çalışmaların aksine dentin kompozit bağlantısına ozon uygulamanın etkisini mikro gerilim testi ile inceleyen Rodrigues ve ark.⁽²⁷⁴⁾ ozon grubunda daha düşük mikro gerilim değerleri elde etmiştir. Aynı minvalde Dalkılıç ve ark.⁽²⁷⁵⁾ yaptığı mikrogerilim çalışmasında ozon uygulanan dentine adeziv sistemlerin bağlanma kuvveti daha düşük bulmuştur.

Ozonun mikrosızıntıya etkinliğinin incelendiği Güneş ve ark.⁽²²²⁾'nin yaptığı çalışmada; KHG, sodyum hipoklorit, benzelkonyum klorit ve diyot lazere kıyasla en az mikrosızıntı ozon grubunda görülmüştür. Celiberti ve ark.⁽²⁷⁶⁾ da ozonun mikrosızıntıyı ve patın penetrasyonunu etkilemediğini bildirmiştir. Bizim çalışmamızda da ozonun dentine uygulanmasıyla bağlantıyı azalttığını bulan çalışmaların aksine, ozonun MTA üzerine herhangi bir negatif etkisi bulunmamıştır. Bu şekilde farklı sonuçlar ortaya çıkmasının sebebinin, ozonun dentin üzerinde kollajen yapısında değişim oluşturmamasından kaynaklanması, dolayısıyla da MTA'da böyle bir yapıya sahip olmamasından ötürü negatif etki göstermemiş olduğu kanısındayız.

Mikrosızıntı bağlantı kuvvetiyle direkt bağlantılı olmasa da, mikrosızıntının düşük olmasının bağlanmanın kötü olmadığını gösterdiği söylenebilir. Bu sonuç da bizim çalışmamızla uyumludur.

Ozonun bağlanma kuvvetine etkileri çalışmamızın aksine, yukarıda belirtildiği gibi genellikle diş dokuları üzerinde incelenmiştir. Diş dokuları aksine literatürde kompozit-kompozit bağlantısına etkisinin incelendiği Magni ve ark.⁽²⁷⁷⁾ yaptığı çalışmada, kompozit tamirinde ozon kullanımının bağlanma kuvvetine negatif etki göstermediğini bildirmiştir. Bu çalışmada ozonun kompozitin elastik modülü ve Vickers sertliğine etkisi olmadığı gösterilmiştir. MTA ve CİS bağlantısı üzerine ozonun etkisini inceleyen bir çalışma bulunmamaktadır. Bu yüzden bizim çalışmamız, bağlanma kuvveti konusunda daha fazla çalışma yapılmasını gerektiren bir pilot çalışma niteliğindedir.

Yüksek antimikrobiyal özelliklerine rağmen gaz ozonun kullanımında bazı kısıtlamalar mevcuttur. Uzun süre ozon gazı inhalasyonu akciğere ve diğer organlara zarar verir. Ozon tedavisi gebelik, şiddetli anemi, hipertiroidizm, trombositopeni, şiddetli miyasteni, akut alkol zehirlenmesi, yakın zamanda geçirilmiş miyokard enfarktüsü, herhangi bir organ kanamaları, glukoz-6-fosfatdehidrojenaz eksikliği ve ozon alerjisinde kullanılmamalıdır.⁽²⁶²⁾

5.4. Diyot Lazerin Etkisi

Lazerler smear tabakasını uzaklaştırdığı için rezidüel bakterilerinin eliminasyonuyla kavite dezenfeksiyonu sağlarlar.⁽²⁷⁸⁾ Kavite dezenfeksiyonunda

sıklıkla tercih edilirler.⁽²⁷⁹⁾ Bu çalışmada da kavite dezenfeksiyon yöntemi olarak diyot lazer tercih edildi.

Alfredo ve ark.⁽²²¹⁾ kök dentinine 980 nm diyot lazer uyguladıkları çalışmada, epoksi rezin bazlı kanal patının bağlanma kuvvetini arttırdığını göstermiştir. Aynı şekilde Tuncdemir ve ark.⁽²²⁵⁾ diyot lazer ile kanal irrigasyonunun self adeziv simanın bağlanma kuvvetini geliştirdiğini bildirmiştir. Maenosono ve ark.⁽²¹⁹⁾, Garcia ve ark.⁽²²⁰⁾ da ozonun dentine mikro gerilim bağlanma kuvvetini arttırmada umut vaadedici bir uygulama olduğunu bildirmiştir. Bu durum lazerin dentin yüzeyinde fissür benzeri topografik değişiklik oluşturmasıyla ilgili olabilir.⁽²¹⁸⁾ Lazer ile muamele edilmiş dentin üzerine ısı birikimi kurumaya ve kontraksiyona neden olabilir, bu da fissürlü bir yüzeyin oluşumuna katkıda bulunabilir.⁽²⁸⁰⁾ Sousa-Neto ve ark.⁽²⁸¹⁾ kanal duvarlarına Nd:YAG ve Er:YAG lazer uygulanmasının dentinde mikrodüzensizlikler oluşturduğu için bağlanma kuvvetini arttırdığını bildirmiştir.

Sonuçlara göre MTA üzerine 15 dk sonrasında uygulanan diyot lazer ile kavite dezenfeksiyonunun rezin modifiye CİS'in makaslama kuvvetini istatistiksel anlamlı fark olmasa da azalttığı bulunmuştur. MTA sertleşmesi sırasında neme ihtiyaç duymaktadır. Diyot lazerin oluşturduğu ısı ile MTA dokusundaki nem miktarının azaldığı ve sertleşme reaksiyonuna negatif etkide bulunduğu düşünülmüştür. Sonuç olarak, 15 dk'lık grupta daha düşük olsa da istatistiksel anlamlı bir fark bulunamamıştır. Diyot lazerin kullanıldığı endodontik tedavi sırasında, eksternal kök yüzeyindeki ısı artışının miktarının ölçüldüğü güncel bir çalışmada⁽²⁸²⁾, gruplardan bir tanesinde ısı artışının kök yüzeyinde 5 °C'ye kadar çıkabildiği gösterilmiştir. Aynı şekilde, braketlerin çıkartılmasında yaralanılan diyot lazerin oluşturduğu ısının, pulpa üzerine etkisinin incelendiği bir çalışmada⁽²⁸³⁾; diyot lazerin mine yüzeyinden uygulansa bile pulpada 2°C'lik bir artışa neden olduğu gösterilmiştir. Bu durum, bizim çalışmamızda da görülen, diyot lazerin termal etkisinin uygulandığı yüzeyde bağlantı kuvvetini azaltmaya varacak derecede değişikliğe neden olabileceği fikrini güçlendirmektedir.

Lazerin doğal diş dokuları haricinde çeşitli dolgu materyallerine etkisinin incelendiği çalışmalar da bulunmaktadır; Mazouri ve Walsh⁽²⁸⁴⁾ CO₂ lazerin, kompozit ve kompomerler üzerindeki etkisini incelemiştir. Çalışmalarının sonucunda, daha az rezin doldurucu içeren veya hiç içermeyen dolgu materyallerinin lazer uygulaması

sonrası daha fazla ablyasyon etkisine maruz kaldığını bildirmişlerdir. Hatipoğlu ve ark.⁽²⁸⁵⁾ kompozit, kompomer, rezin modifiye CİS ve amalgam üzerine diyet lazer uygulamış ve TEM'de incelemiştir. En fazla ablatif etkiyi sınırlı sayıda doldurucu içeren rezin modifiye CİS'de kaydetmişlerdir.

MTA ve diyet lazerin etkileşimi konusunda literatürde oldukça sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır; MTA'nın apikal örtücülüğüne diyet lazerin etkisinin incelendiği bir çalışmada herhangi bir anlamlı fark bulunamamıştır.⁽²⁸⁶⁾ Aksine, MTA ve dentin bağlantısına diyet lazerin bağlantısının incelendiği başka bir çalışmada⁽²⁸⁷⁾; diyet lazerin MTA'nın dentine bağlanma kuvvetini azalttığı gösterilmiştir. Bu çalışmalarda diyet lazerin uygulandığı yüzeyi, bizim çalışmamızın aksine dentin oluşturmaktadır. Diyet lazerin 15 dk beklenilerek MTA yüzeyine uygulanması anlamlı bir fark oluşturmasa da diğer gruplara göre düşük sonuçlar göstermiştir. Fakat MTA uygulandıktan 24 sa ve 72 sa sonra MTA sertleşmesi tamamen bittiğinde diyet lazer uygulamanın ve dolayısıyla ısının, CİS'in bağlanma kuvvetine negatif etkide bulunmadığı görülmüştür. Bu yüzden diyet lazerin MTA üzerindeki etkisinin tam olarak anlaşılabilmesi için daha fazla sayıda çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Çalışmanın sonuçlarında KHG'nin bağlanma kuvvetini azalttığı bulunmuştur. Bu yüzden 'KHG, ozon ve diyet lazer ile farklı bekleme sürelerinin ardından kavite dezenfeksiyonu uygulamak MTA ve rezin modifiye CİS bağlanma kuvvetini azaltmaz' şeklinde kurulan hipotez reddedilmiştir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı sertleşme süreleri sonunda çeşitli dezenfeksiyon yöntemlerine tabii tutulan MTA'nın CİS ile bağlantı kuvvetindeki değişiklikleri araştırdığımız *in vitro* çalışmamızda aşağıdaki sonuçlara varılmıştır;

MTA'ya çeşitli muamelelerde bulunmak için beklenen süreler arasında, CİS ile bağlanma kuvvetinde bir değişiklik görülmemiştir. ($P > 0,05$). MTA'nın sertleşmesi için 15 dk'lık bekleme süresi yeterlidir. 15 dk sonunda CİS uygulandığında, 72 sa'lik bekleme süresine kıyasla herhangi bir negatif etki elde edilmemiştir. Bu yüzden MTA uygulanan bir perforasyon kavitesine ya da direkt kuafaj tedavisinde üretici talimatlarında da belirtildiği gibi 15 dk'lık nemli pamukla bekleme süresinin ardından tek seansta sabit dolgu materyalinin uygulanabileceği söylenebilir.

Kavite dezenfeksiyon yöntemleri göz önüne alındığında KHG'nin grubunda istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Dezenfeksiyon yöntemi olarak MTA bulunan bir kaviteye KHG uygulamak CİS ile MTA bağlantısına negatif etki göstermiştir. Yapılan restorasyonun uzun dönem başarısı ağız ortamındaki kuvvetlere dayanımıyla doğru orantılıdır. Bu yüzden KHG ile kavite dezenfeksiyonunda, kavitede MTA bulunması uygulanan kaide şeklindeki CİS'in bağlanma kuvvetini azalttığı bulunduğu için, bağlanma kuvvetinin kritik öneme sahip olduğu madde kaybı fazla izolasyonu zor olan, doku kaybı dişetin altına kadar uzandığı geniş kavitelere yüksek antibakteriyel özelliklerine rağmen diğer kavite dezenfeksiyon yöntemleri göz önünde bulundurulmalıdır.

Diş hekimliğinde kavite dezenfeksiyon yöntemi olarak yararlanılan gaz ozonun yaptığımız çalışmada bağlanma kuvvetine herhangi bir negatif etkisi bulunmamıştır. Bu yüzden kavite dezenfeksiyonunda gaz ozonun antibakteriyel özelliklerinden yararlanma konusunda herhangi bir engel bulunmamaktadır.

Çalışmamızda kullanılan, MTA ve CİS bağlanma kuvvetine etkisinin incelendiği, diğer bir kavite dezenfeksiyon yöntemi diyet lazerdir. Diyet lazerin MTA bulunan kaviteye dezenfeksiyon yöntemi olarak uygulanması, CİS ile bağlanma kuvvetinde istatistiksel olarak anlamlı fark oluşturmada da, 15 dk sonra uygulanan diyet lazerin, 24 ve 72 sa sonra uygulanan diyet lazere göre ortalama olarak bağlanmayı olumsuz

etkilediği görölmüştür. Bu nedenle diyot lazer uygulamasının 24 veya 72 sa sonra yapılması daha uygun görölmektedir.



KAYNAKLAR

1. Bergenholtz G, Reit C. Textbook of endodontology. 2nd ed. Singapore; John Wiley & Sons; 2010,p:301.
2. Fuss Z, Trope M. Root perforations: classification and treatment choices based on prognostic factors. *Dent Traumatol.* 1996;12: 255-264.
3. Saghiri MA, Lotfi M, Saghiri AM, Vosoughhosseini S, Fatemi A, Shiezadeh V, et al. Effect of pH on sealing ability of white mineral trioxide aggregate as a root-end filling material. *J Endod.* 2008;34: 1226-1229.
4. Torabinejad M, Watson T, Ford TP. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *J Endod.* 1993;19: 591-595.
5. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review—part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *J Endod.* 2010;36: 16-27.
6. Camilleri J, Montesin FE, Juszczuk AS, Papaioannou S, Curtis RV, Donald FM, Ford TR. The constitution, physical properties and biocompatibility of modified accelerated cement. *Dent Mater.* 2008;24: 341-350.
7. Torabinejad M. *Mineral Trioxide Aggregate: Properties and Clinical Applications.* India; John Wiley & Sons, Inc; 2014, p:19.
8. Torabinejad M, Chivian N. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 1999;25: 197-205.
9. Asgary S, Parirokh M, Eghbal MJ, Brink F. Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2005;31: 101-103.
10. *Glossary of Endodontic Terms.* 2016.
11. Ferris DM, Baumgartner JC. Perforation repair comparing two types of mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2004;30: 422-424.
12. Ford TR, Torabinejad M, Abedi HR, Bakland LK, Kariyawasam SP. Using mineral trioxide aggregate as a pulp-capping material. *J Am Dent Assoc.* 1996;127: 1491-1494.
13. Kim S, Kratchman S. Modern endodontic surgery concepts and practice: a review. *J Endod.* 2006;32: 601-623.
14. Kettering JD, Torabinejad M. Investigation of mutagenicity of mineral trioxide aggregate and other commonly used root-end filling materials. *J Endod.* 1995;21: 537-539.

15. Islam I, Chng HK, Yap AUJ. Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and Portland cement. *J Endod.* 2006;32: 193-197.
16. Chen C-L, Huang T-H, Ding S-J, Shie M-Y, Kao C-T. Comparison of calcium and silicate cement and mineral trioxide aggregate biologic effects and bone markers expression in MG63 cells. *J Endod.* 2009;35: 682-685.
17. Hong ST, Bae KS, Baek SH. Effects of root canal irrigants on the push-out strength and hydration behavior of accelerated mineral trioxide aggregate in its early setting phase. *J Endod.* 2010; 36:1995–1999.
18. Dammaschke T, Gerth HU, Züchner H, Schäfer E. Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland cements. *Dent Mater.* 2005;21: 731-738.
19. Huang T-H, Shie M-Y, Kao C-T, Ding S-J. The effect of setting accelerator on properties of mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2008;34: 590-593.
20. Torabinejad M, Smith PW, Kettering JD, Ford TRP. Comparative investigation of marginal adaptation of mineral trioxide aggregate and other commonly used root-end filling materials. *J Endod.* 1995;21: 295-299.
21. Lee YL, Lee BS, Lin FH, Lin AY, Lan WH, Lin CP. Effects of physiological environments on the hydration behavior of mineral trioxide aggregate. *Biomaterials.* 2004;25: 787-793.
22. Namazikhah M, Nekoofar MH, Sheykhrezae M, Salariyeh S, Hayes SJ, Bryant ST, et al. The effect of pH on surface hardness and microstructure of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2008;41: 108-116.
23. Gomes-Filho JE, de Faria MD, Bernabé PFE, Nery MJ, Otoboni-Filho JA, Dezan-Júnior E, de Moraes Costa MM, Cannon M. Mineral trioxide aggregate but not light-cure mineral trioxide aggregate stimulated mineralization. *J Endod.* 2008;34: 62-65.
24. Sluyk S, Moon P, Hartwell G. Evaluation of setting properties and retention characteristics of mineral trioxide aggregate when used as a furcation perforation repair material. *J Endod.* 1998;24: 768-771.
25. Fridland M, Rosado R. MTA solubility: a long term study. *J Endod.* 2005;31: 376-379.
26. Bortoluzzi EA, Broon NJ, Duarte MAH, de Oliveira Demarchi ACC, Bramante CM. The use of a setting accelerator and its effect on pH and calcium ion release

- of mineral trioxide aggregate and white Portland cement. *J Endod.* 2006;32: 1194-1197.
27. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review—part III: clinical applications, drawbacks, and mechanism of action. *J Endod.* 2010;36: 400-413.
 28. Holland R, Souza Vd, Nery MJ, Faraco Júnior IM, Bernabé PFE, Otoboni Filho JA, et al. Reaction of rat connective tissue to implanted dentin tubes filled with a white mineral trioxide aggregate. *Braz Dent J.* 2002;13: 23-26.
 29. Matt GD, Thorpe JR, Strother JM, McClanahan SB. Comparative study of white and gray mineral trioxide aggregate (MTA) simulating a one-or two-step apical barrier technique. *J Endod.* 2004;30: 876-879.
 30. Storm B, Eichmiller FC, Tordik PA, Goodell GG. Setting expansion of gray and white mineral trioxide aggregate and Portland cement. *J Endod.* 2008;34: 80-82.
 31. Hamad HA, Tordik PA, McClanahan SB. Furcation perforation repair comparing gray and white MTA: a dye extraction study. *J Endod.* 2006;32: 337-340.
 32. Chogle S, Mickel A, Chan D, Huffaker K, Jones J. Intracanal assessment of mineral trioxide aggregate setting and sealing properties. *Gen Dent.* 2007;55: 306-311.
 33. Kayahan M, Nekoofar MH, Kazandağ M, Canpolat C, Malkondu O, Kaptan F, et al. Effect of acid etching procedure on the sealing ability of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2009;42: 1004-1014.
 34. Mestres G, Abdolhosseini M, Bowles W, Huang S-H, Aparicio C, Gorr S-U, et al. Antimicrobial properties and dentin bonding strength of magnesium phosphate cements. *Acta Biomater.* 2013;9: 8384-8393.
 35. Walker MP, Diliberto A, Lee C. Effect of setting conditions on mineral trioxide aggregate flexural strength. *J Endod.* 2006;32: 334-336.
 36. Vizgirda PJ, Liewehr FR, Patton WR, McPherson JC, Buxton T. A comparison of laterally condensed gutta-percha, thermoplasticized gutta-percha, and mineral trioxide aggregate as root canal filling materials. *J Endod.* 2004;30: 103-106.
 37. Gancedo-Caravia L, Garcia-Barbero E. Influence of humidity and setting time on the push-out strength of mineral trioxide aggregate obturations. *J Endod.* 2006;32: 894-896.

38. Aggarwal V, Singla M, Miglani S, Kohli S. Comparative evaluation of push-out bond strength of ProRoot MTA, Biodentine, and MTA Plus in furcation perforation repair. *J Conserv Dent*. 2013;16: 462-465.
39. Yan P, Peng B, Fan B, Fan M, Bian Z. The effects of sodium hypochlorite (5.25%), Chlorhexidine (2%), and Glyde File Prep on the bond strength of MTA-dentin. *J Endod*. 2006;32: 58-60.
40. Tunç EŞ, Bayrak Ş, Eğilmez T. The evaluation of bond strength of a composite and a compomer to white mineral trioxide aggregate with two different bonding systems. *J Endod*. 2008;34: 603-605.
41. Vargas JW, Liewehr FR, Joyce AP, Runner RR. A comparison of the in vitro retentive strength of glass-ionomer cement, zinc-phosphate cement, and mineral trioxide aggregate for the retention of prefabricated posts in bovine incisors. *J Endod*. 2004;30:775-777.
42. Lotfi M, Vosoughhosseini S, Saghiri M, Zand V, Yavari HR, Kimyai S, et al. Effect of alkaline pH on sealing ability of white mineral trioxide aggregate. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011;16:1014-1016.
43. Komabayashi T, Spångberg LS. Comparative analysis of the particle size and shape of commercially available mineral trioxide aggregates and Portland cement: a study with a flow particle image analyzer. *J Endod*. 2008;34:94-98.
44. Gandolfi MG, Siboni F, Primus CM, Prati C. Ion release, porosity, solubility, and bioactivity of MTA Plus tricalcium silicate. *J Endod*. 2014;40:1632-1637.
45. Saghiri MA, Asgar K, Lotfi M, Karamifar K, Neelakantan P, Ricci JL. Application of mercury intrusion porosimetry for studying the porosity of mineral trioxide aggregate at two different pH. *Acta Odontol Scan*. 2012;70: 78-82.
46. Hachmeister DR, Schindler WG, Walker WA, Thomas DD. The sealing ability and retention characteristics of mineral trioxide aggregate in a model of apexification. *J Endod*. 2002;28: 386-390.
47. Nekoofar M, Adusei G, Sheykhrezae M, Hayes S, Bryant S, Dummer P. The effect of condensation pressure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*. 2007;40: 453-461.
48. Wilkinson KL, Beeson TJ, Kirkpatrick TC. Fracture resistance of simulated immature teeth filled with resilon, gutta-percha, or composite. *J Endod*. 2007;33:480-483.

49. Levenstein H. Obturating teeth with wide open apices using mineral trioxide aggregate: a case report. *SADJ*. 2002;57: 270-273.
50. Dentistry I. – Resin based filling materials International Organization for Standardisation, Switzerland.
51. Aminoshariae A, Hartwell GR, Moon PC. Placement of mineral trioxide aggregate using two different techniques. *J Endod*. 2003;29: 679-682.
52. Lawley GR, Schindler WG, Walker WA, Kolodrubetz D. Evaluation of ultrasonically placed MTA and fracture resistance with intracanal composite resin in a model of apexification. *J Endod*. 2004;30: 167-172.
53. Fuks A, Peretz B. *Pediatric Endodontics: Current Concepts in Pulp Therapy for Primary and Young Permanent Teeth*. Switzerland; Springer International Publishing;2016, p:65
54. Tani-Ishii N, Hamada N, Watanabe K, Tujimoto Y, Teranaka T, Umemoto T. Expression of bone extracellular matrix proteins on osteoblast cells in the presence of mineral trioxide. *J Endod*. 2007;33: 836-839.
55. Asgary S, Moosavi S, Yadegari Z, Shahriari S. Cytotoxic effect of MTA and CEM cement in human gingival fibroblast cells. Scanning electronic microscope evaluation. *N Y State Dent J*. 2012;78: 51-54.
56. Pelliccioni G, Ciapetti G, Cenni E, Granchi D, Nanni M, Pagani S, et al. Evaluation of osteoblast-like cell response to Proroot™ MTA (mineral trioxide aggregate) cement. *J Mater Sci Mater Med*. 2004;15: 167-173.
57. Oviir T, Pagoria D, Ibarra G, Geurtsen W. Effects of gray and white mineral trioxide aggregate on the proliferation of oral keratinocytes and cementoblasts. *J Endod*. 2006;32: 210-213.
58. Zhu Q, Haglund R, Safavi KE, Spangberg LS. Adhesion of human osteoblasts on root-end filling materials. *J Endod*. 2000;26: 404-406.
59. Moghaddame-Jafari S, Mantellini MG, Botero TM, McDonald NJ, Nör JE. Effect of ProRoot MTA on pulp cell apoptosis and proliferation *in vitro*. *J Endod*. 2005;31: 387-391.
60. Thomson TS, Berry JE, Somerman MJ, Kirkwood KL. Cementoblasts maintain expression of osteocalcin in the presence of mineral trioxide aggregate. *J Endod*.2003;29: 407-412.
61. Min K-S, Park H-J, Lee S-K, Park S-H, Hong C-U, Kim H-W, et al. Effect of mineral trioxide aggregate on dentin bridge formation and expression of dentin

- sialoprotein and heme oxygenase-1 in human dental pulp. *J Endod.* 2008;34: 666-670.
62. Sarkar N, Caicedo R, Ritwik P, Moiseyeva R, Kawashima I. Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2005;31: 97-100.
 63. Takita T, Hayashi M, Takeichi O, Ogiso B, Suzuki N, Otsuka K, .Effect of mineral trioxide aggregate on proliferation of cultured human dental pulp cells. *Int Endod J.* 2006;39: 415-422.
 64. Torabinejad M, Hong C, Ford TP, Kettering J. Antibacterial effects of some root end filling materials. *J Endod.* 1995;21: 403-406.
 65. Al-Hezaimi K, Al-Shalan TA, Naghshbandi J, Oglesby S, Simon JH, Rotstein I. Antibacterial effect of two mineral trioxide aggregate (MTA) preparations against *Enterococcus faecalis* and *Streptococcus sanguis* *in vitro*. *J Endod.* 2006;32: 1053-1056.
 66. Estrela C, Bammann LL, Estrela C, Silva RS, Pécora JD. Antimicrobial and chemical study of MTA, Portland cement, calcium hydroxide paste, Sealapex and Dycal. *Braz Dent J.* 2000;11: 3-9.
 67. Al-Hezaimi K, Naghshbandi J, Oglesby S, Simon JH, Rotstein I. Comparison of antifungal activity of white-colored and gray-colored mineral trioxide aggregate (MTA) at similar concentrations against *Candida albicans*. *J Endods.* 2006;32: 365-367.
 68. Al-Nazhan S, Al-Judai A. Evaluation of antifungal activity of mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2003;29: 826-837.
 69. Bhavana V, Chaitanya KP, Gandhi P, Patil J, Dola B, Reddy RB. Evaluation of antibacterial and antifungal activity of new calcium-based cement (Biodentine) compared to MTA and glass ionomer cement. *J Conserv Dent.* 2015;18: 44-46.
 70. Kuratate M, Yoshiba K, Shigetani Y, Yoshiba N, Ohshima H, Okiji T. Immunohistochemical analysis of nestin, osteopontin, and proliferating cells in the reparative process of exposed dental pulp capped with mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2008;34: 970-974.
 71. Ling J, Xu Q, Wei X. Microscopic management of teeth with open apices using mineral trioxide aggregate. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2008;20: 49-51.

72. Boutsoukis C, Noula G, Lambrianidis T. Ex vivo study of the efficiency of two techniques for the removal of mineral trioxide aggregate used as a root canal filling material. *J Endod.* 2008;34: 1239-1242.
73. Wilson AD, Kent B. The glass ionomer cement, a new filling material. *J Chem Technol Biotechnol.*1971;21: 313-313.
74. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative dentistry-University of Washington.* 2003;28: 215-235.
75. Kovarik RE, Haubenreich JE, Gore D. Glass ionomer cements: a review of composition, chemistry, and biocompatibility as a dental and medical implant material. *J Long Term Eff Med Implants.* 2005;15: 655-671.
76. McLean, J W Clinical applications of glass-ionomer cements. *Operative dentistry.* 1992;5: 184-190.
77. Francisconi LF, Scaffa PMC, Barros VRdSP, Coutinho M, Francisconi PAS. Glass ionomer cements and their role in the restoration of non-carious cervical lesions. *J Appl Oral Sci.* 2009;17: 364-369.
78. Albers HV, Tooth-colored restoratives : principles and techniques. 9th ed. London; BC Decker Inc.2002; p:44-46
79. Erickson RL, Glasspoole EA. Bonding to Tooth Structure: A Comparison of Glass Ionomer Restorative Composites and Resin Systems. *J Esthet Restor Dent.* 1994;6: 227-244.
80. Sidhu S, Schmalz G. The biocompatibility of glass-ionomer cement materials. A status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent.* 2001;14: 387-396.
81. Lund RG, da Silva AF, Demarco FF, Del-Pino FAB, Piva E, Michelon D. Band cementation materials: solubility and fluoride release. *Oral health & preventive dentistry.* 2008;6: 323-329.
82. Brook I, Hatton P. Glass-ionomers: bioactive implant materials. *Biomaterials.* 1998;19: 565-571.
83. Giacomelli É, Mota EG, Oshima HMS, Belle R, Hirakata LM. Development of glass ionomer cement modified with seashell powder as a scaffold material for bone formation. *Revista Odonto Ciência.* 2011;26:40-44.
84. Matsuya S, Maeda T, Ohta M. IR and NMR analyses of hardening and maturation of glass-ionomer cement. *J Dent Res.* 1996;75:1920-1927.

85. Basso GR, Della Bona Á, Gobbi DL, Cecchetti D. Fluoride release from restorative materials. *Braz Dent J.* 2011;22: 355-358.
86. Wassell R, McCabe J, Walls A. Subsurface deformation associated with hardness measurements of composites. *Dent Mater.* 1992;8:218-223.
87. Small I, Watson T, Chadwick AV, Sidhu S. Water sorption in resin-modified glass-ionomer cements: an in vitro comparison with other materials. *Biomaterials.* 1998;19: 545-550.
88. Kunzelmann KH, Bürkle V, Bauer C. Two -body and thr
ionomer cements. *Int J Paediatr Dent.* 2003;13: 434-440.
89. KIM D, Abo-Mosallam H, Lee H-Y, Lee J-H, Kim H-W, Lee H-H. Biological and mechanical properties of an experimental glass-ionomer cement modified by partial replacement of CaO with MgO or ZnO. *J Appl Oral Sci.* 2015;23: 369-375.
90. Nomoto R, Komoriyama M, McCabe JF, Hirano S. Effect of mixing method on the porosity of encapsulated glass ionomer cement. *Dent Mater.* 2004;20: 972-978.
91. Nakajo K, Imazato S, Takahashi Y, Kiba W, Ebisu S, Takahashi N. Fluoride released from glass-ionomer cement is responsible to inhibit the acid production of caries-related oral streptococci. *Dent Mater.* 2009;25: 703-708.
92. Gandolfi M, Chersoni S, Acquaviva G, Piana G, Prati C, Mongiorgi R. Fluoride release and absorption at different pH from glass-ionomer cements. *Dent Mater.* 2006;22: 441-449.
93. Zhao IS, Mei ML, Zhou ZL, Burrow MF, Lo EC-M, Chu C-H. Shear Bond Strength and Remineralisation Effect of a Casein Phosphopeptide-Amorphous Calcium Phosphate-Modified Glass Ionomer Cement on Artificial “Caries-Affected” Dentine. *Int J Mol Sci.* 2017;18:17-23.
94. Hatton P, Hurrell-Gillingham K, Brook I. Biocompatibility of glass-ionomer bone cements. *J Dent.* 2006;34:598-601.
95. Kassem M, Mosekilde L, Eriksen EF. Effects of fluoride on human bone cells in vitro: differences in responsiveness between stromal osteoblast precursors and mature osteoblasts. *Eur J Endocrinol.* 1994;130: 381-386.
96. Marie PJ, De Vernejoul MC, Lomri A. Stimulation of bone formation in osteoporosis patients treated with fluoride associated with increased DNA synthesis by osteoblastic cells in vitro. *J Bone Miner Res.* 1992;7: 103-113.

97. Zhang Y, Burrow M, Palamara J, Thomas C. Bonding to glass ionomer cements using resin-based adhesives. *Operative dentistry*. 2011;36: 618-625.
98. Panahandeh N, Torabzadeh H, Ghassemi A, Mahdian M, Bagheban AA, Moayyedi S. Effect of bonding application time on bond strength of composite resin to glass ionomer cement. *J Dent*. 2015;12: 859-867.
99. McLean J. The use of glass-ionomer cements in bonding composite resins to dentine. *Br Dent J*. 1985;158: 410-414.
100. Yesilyurt C, Yildirim T, Taşdemir T, Kusgoz A. Shear bond strength of conventional glass ionomer cements bound to mineral trioxide aggregate. *J Endod*. 2009;35: 1381-1383.
101. Hotz P. The bonding of glass-ionomer cements to metal and tooth substrates. *Br Dent J*. 1977;142: 41-47.
102. Lima S, Venção A, Kuga M, Magro M, Guiotti A, Segalla J, et al. Effect of Carbamide Peroxide on the Push-out Bond Strength of Different Composition Glass-Ionomer Cement to Root Canal Dentin when used as Cervical Barrier. *J Contemp Dent Pract*. 2015;16: 944-949.
103. Omrani LR, Sabouri P, Abbasi M, Ahmadi E, Ghavam M. Shear Bond Strength of Two Types of Glass Ionomer to Bleached Dentin: Effect of Delayed Bonding and Antioxidant Agent. *Open Dent J*. 2016;10: 720-727.
104. Mousavinasab M, Namazikhah M, Sarabi N, Jajarm HH, Bidar M, Ghavamnasiri M. Histopathology study on pulp response to glass ionomers in human teeth. *J Calif Dent Assoc*. 2008;36: 51-55.
105. Sidhu S, Watson T. Interfacial characteristics of resin-modified glass-ionomer materials: a study on fluid permeability using confocal fluorescence microscopy. *J Dent Res*. 1998;77: 1749-1759.
106. Fontana U, Teixeira H, Costa C. Biocompatibility of a resin-modified glass-ionomer cement applied as pulp capping in human teeth. *Am J Dent*. 2000;13: 28-34.
107. Eskandarizadeh A, Parizi MT, Goroohi H, Badrian H, Asadi A, Khalighinejad N. Histological assessment of pulpal responses to resin modified glass ionomer cements in human teeth. *J Dent Res*. 2015;12: 144-149.
108. Sidhu S. Marginal contraction gap formation of light-cured glass ionomers. *Am J Dent*. 1994;7:115-118.

109. Mathis R, Ferracane J. Properties of a glass-ionomer/resin-composite hybrid material. *Dent Mater.* 1989;5: 355-358.
110. Jackson RD, Morgan M. The new posterior resins and: a simplified placement technique. *J Am Dent Assoc.* 2000;131: 375-83.
111. Meiers J, Kresin J. Cavity disinfectants and dentin bonding. *Operative dentistry.* 1996;21: 153-159.
112. Bin-Shuwaish MS. Effects and effectiveness of cavity disinfectants in operative dentistry: a literature review. *J Contemp Dent Pract.* 2016;17: 867-879.
113. Sharma V, Rampal P, Kumar S. Shear bond strength of composite resin to dentin after application of cavity disinfectants–SEM study. *Contemp Clin Dent.* 2011;2: 155-159.
114. Türkün M, Türkün Ç, Kalender A. Effect of cavity disinfectants on the sealing. *Quintessence Int.* 2004;35. 469-476
115. Gwinnett AJ. Effect of cavity disinfection on bond strength to dentin. *J Esthet Restor Dent.* 1992;4: 11-13.
116. Karanika -Kouma A, D
A. Antibacterial properties of dentin bonding systems, polyacid -modified
composite resins and composite resins. *J Oral Rehabil.* 2001;28: 157-160.
117. Goldman L, Gray JA, Goldman J, Goldman B, Meyer R. Effect of laser beam impacts on teeth. *J Am Dent Assoc.* 1965;70: 601-606.
118. Patri G, Sahu A. Role of Herbal Agents-Tea Tree Oil and Aloe vera as Cavity Disinfectant Adjuncts in Minimally Invasive Dentistry-An In vivo Comparative Study. *J Clin Diagn Res.* 2017;11: 5-9.
119. Sharma V, Nainan MT, Shivanna V. The effect of cavity disinfectants on the sealing ability of dentin bonding system: An in vitro study. *J Conserv Dent.* 2009;12: 109-113.
120. Wang Y, Spencer P. Hybridization efficiency of the adhesive/dentin interface with wet bonding. *J Dent Res.* 2003;82: 141-145.
121. Puig MS, Almerich JS. Use of chlorhexidine varnishes in preventing and treating periodontal disease. A review of the literature. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2008;13: 257-260.
122. Kanisavarán ZM. Chlorhexidine gluconate in endodontics: an update review. *Int Dent J.* 2008;58: 247-257.

123. Quintas V, Prada-López I, Donos N, Suárez-Quintanilla D, Tomás I. Antiplaque effect of essential oils and 0.2% chlorhexidine on an in situ model of oral biofilm growth: a randomised clinical trial. *PloS one*. 2015;10:117-177.
124. Filoche S, Soma K, Sissons C. Antimicrobial effects of essential oils in combination with chlorhexidine digluconate. *Mol Oral Microbiol*. 2005;20: 221-225.
125. Greenstein G, Berman C, Jaffin R. Chlorhexidine: an adjunct to periodontal therapy. *J Periodontol*. 1986;57:370-377.
126. Athanassiadis B, Abbott P, Walsh LJ. The use of calcium hydroxide, antibiotics and biocides as antimicrobial medicaments in endodontics. *Aust Dent J*. 2007;52: 64-82.
127. Russell A, Path F. Chlorhexidine: antibacterial action and bacterial resistance. *Infection*. 1986;14: 212-215.
128. Scheie AA, Eggen KH, Rölla G. glucosyltransferase activity in human in vivo formed enamel pellicle and in whole saliva. *Eur J Oral Sci*. 1987;95: 212-215.
129. Marsh P, Keevil C, McDermid A, Williamson M, Ellwood D. Inhibition by the antimicrobial agent chlorhexidine of acid production and sugar transport in oral streptococcal bacteria. *Arch Oral Biol*. 1983;28: 233-240.
130. Gomes B, Souza S, Ferraz C, Teixeira F, Zaia A, Valdrighi L, et al. Effectiveness of 2% chlorhexidine gel and calcium hydroxide against *Enterococcus faecalis* in bovine root dentine in vitro. *Int Endod J*. 2003;36: 267-275.
131. Emilson C. Susceptibility of various microorganisms to chlorhexidine. *Eur J Oral Sci*. 1977;85:255-265.
132. Heling I, Steinberg D, Kenig S, Gavrilovich I, Sela M, Friedman M. Efficacy of a sustained -release device preventing secondary infection of dentinal tubules. *Int Endod J*. 1992;25: 20-24.
133. Basson N, Tait C. Effectiveness of three root canal medicaments to eliminate *Actinomyces israelii* from infected dentinal tubules in vitro. *SADJ*. 2001;56: 499-501.
134. Gomes B, Ferraz C, ME V, Berber V, Teixeira F, Souza -Filho F. In v antimicrobial activity of several concentrations of sodium hypochlorite and

- chlorhexidine gluconate in the elimination of *Enterococcus faecalis*. *Int Endod J*. 2001;34: 424-428.
135. Waltimo T, Ørstavik D, Siren E, Haapasalo M. In vitro susceptibility of *Candida albicans* to four disinfectants and their combinations. *Int Endod J*. 1999;32: 421-429.
 136. Lima KC, Fava LR, Siqueira JF. Susceptibilities of *Enterococcus faecalis* biofilms to some antimicrobial medications. *J Endod*. 2001;27: 616-619.
 137. Rosenthal S, Spångberg L, Safavi K. Chlorhexidine substantivity in root canal dentin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2004;98: 488-492.
 138. Komorowski R, Grad H, Wu XY, Friedman S. Antimicrobial substantivity of chlorhexidine-treated bovine root dentin. *J Endod*. 2000;26: 315-317.
 139. Pilo R, Cardash H, Oz-Ari B, Ben-Amar A. Effect of preliminary treatment of the dentin surface on the shear bond strength of resin composite to dentin. *Operative dentistry*. 2001;26: 569-575.
 140. Gürkan S, Bolay Ş. Effect of disinfectant application methods on the bond strength of composite to dentin. *J Oral Rehabil*. 1999;26: 836-840.
 141. Hebling J, Pashley DH, Tjäderhane L, Tay F. Chlorhexidine arrests subclinical degradation of dentin hybrid layers in vivo. *J Dent Res* 2005;84: 741-746.
 142. Say EC, Koray F, Tarim B, Soyman M, Gülmez T. In vitro effect of cavity disinfectants on the bond strength of dentin bonding systems. *Quintessence Int*. 2004;35: 56-60.
 143. Pashley DH, Tay F, Yiu C, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho R, et al. Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *J Dent Res*. 2004;83: 216-221.
 144. Mazzoni A, Tjäderhane L, Checchi V, Di Lenarda R, Salo T, Tay F, et al. Role of dentin MMPs in caries progression and bond stability. *J Dent Res*. 2015;94: 241-251.
 145. Hasani YS, Paryab M, Saffarpour A, Kharazifard MJ, Shahrabi M. The Effect of Disinfection with Chlorhexidine on the Shear Bond Strength of Equia Resin-Modified Glass Ionomer Cement to Dentin in Permanent Teeth after Two Thermocycling Protocols. *J Dent*. 2017;18: 265-271.
 146. Gomes B, Sato E, Ferraz C, Teixeira F, Zaia A, Souza -Filho F. Eval
time required for recontamination of coronally sealed canals medicated with calcium hydroxide and chlorhexidine. *Int Endod J*. 2003;36: 604-609.

147. Ferguson DB, Marley JT, Hartwell GR. The effect of chlorhexidine gluconate as an endodontic irrigant on the apical seal: long-term results. *J Endod.* 2003;29: 91-94.
148. Engel GT, Goodell GG, McClanahan SB. Sealer penetration and apical microleakage in smear-free dentin after a final rinse with either 70% isopropyl alcohol or Peridex. *J Endod.* 2005;31: 620-623.
149. Sanchez IR, Nusbaum KE, Swaim SF, Hale AS, Henderson RA, Mcguire J. Chlorhexidine Diacetate and Povidone Iodine Cytotoxicity to Embryonic Fibroblasts and Staphylococcus aureus. *Veterinary Surgery.* 1988;17: 182-185.
150. Agarwal S, Piesco N, Peterson D, Charon J, Suzuki J, Godowski K, et al. Effects of sanguinarium, chlorhexidine and tetracycline on neutrophil viability and functions in vitro. *J Periodontal Res.* 1997;32: 335-44.
151. Ribeiro DA, Scolastici C, de Lima PLA, Marques MEA, Salvadori DMF. Genotoxicity of antimicrobial endodontic compounds by single cell gel (comet) assay in Chinese hamster ovary (CHO) cells. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2005;99: 637-640.
152. Wennberg A. Biological evaluation of root canal antiseptics using in vitro and in vivo methods. *Eur J Oral Sci.* 1980;88: 46-52.
153. Das S. Application of ozone therapy in dentistry. *IJDA.* 2011;3: 538-542.
154. Azarpazhooh A, Limeback H. The application of ozone in dentistry: a systematic review of literature. *J Dent.* 2008;36: 104-116.
155. O'Donnell C, Tiwari BK, Cullen P, Rice RG. *Ozone in food processing: John Wiley & Sons; 2012.p:20.*
156. Saini, R. Ozone therapy in dentistry: A strategic review. *J Nat Sci Biol Med.* 2011;2: 151-153.
157. Bocci V . *Ozone: A new medical drug. Netherlands; Springer; 2005. p:5-8*
158. Solomon S. Stratospheric ozone depletion: A review of concepts and history. *Rev Geophys.* 1999;37: 275-316.
159. Nogales CG, Ferrari PH, Kantorovich EO, Lage-Marques J. Ozone therapy in medicine and dentistry. *J Contemp Dent Pract.* 2008;9(4): 75-84.
160. Eregowda NI, Poornima P. Ozone in dentistry. *Indian J Dent Advan.* 2015;7: 36-41.

161. Mehlman MA, Borek C. Toxicity and biochemical mechanism of ozone, *Environ Res.* 1987; 42: 36-53.
162. Greene AK, Güzel *Journal of Biomedical Science* A.C. Chemistry of ozone. *Ozone in food processing.* 2012;6: 19-32.
163. Bocci V. Ozone as Janus: this controversial gas can be either toxic or medically useful. *Mediators of inflammation.* 2004;13: 3-11.
164. Nagayoshi M, Fukuizumi T, Kitamura C, Yano J, Terashita M, Nishihara T. Efficacy of ozone on survival and permeability of oral microorganisms. *Molecular Oral Microbiology.* 2004;19:240-246.
165. Polydorou O, Pelz K, Hahn P. Antibacterial effect of an ozone device and its comparison with two dentin *staining* *Eur J Oral Sci.* 2006;114: 349-353.
166. Sujatha B, Kumar M, Pratap G, Vardhan R. Ozone therapy—A paradigm shift in dentistry. *Health Sci.* 2013;2: 1-10.
167. Elvis A, Ekta J. Ozone therapy: A clinical review. *J Nat Sci Biol Med.* 2011;2(1): 66-70.
168. Bocci V, Borrelli E, Travagli V, Zanardi I. The ozone paradox: ozone is a strong oxidant as well as a medical drug. *Med Res Rev.* 2009; 29, 646-682.
169. Vankaniv RA. Ozone in Dentistry. *E-j. dent.* 2012;4: 52-54
170. Estrela C, Estrela C, Decurcio D, Hollanda A, Silva J. Antimicrobial efficacy of ozonated water, gaseous ozone, sodium hypochlorite and chlorhexidine in infected human root canals. *Int Endod J.* 2007;40: 85-93.
171. Baysan A, Lynch E. Effect of ozone on the oral microbiota and clinical severity of primary root caries. *Am J Dent.* 2004;17: 56-60.
172. Baysan A, Lynch E. The use of ozone in dentistry and medicine. *Primary Dental Care.* 2005;12: 47-52
173. Stübinger S, Sader R, Filippi A. The use of ozone in dentistry and maxillofacial surgery: a review. *Quintessence Int.* 2006;37: 353-359
174. Hems R, Gulabivala K, Ng YL, Ready D, Spratt D. An in vitro evaluation of the ability of ozone to kill a strain of *Enterococcus faecalis*. *Int Endod J.* 2005;38: 22-29.
175. Knight G, McIntyre J, Craig G, Zilm P. The inability of *Streptococcus mutans* and *Lactobacillus acidophilus* to form a biofilm in vitro on dentine pretreated with ozone. *Aust Dent J.* 2008;53: 349-353.

176. Rueggeberg F. Substrate for adhesion testing to tooth structure—Review of the literature: A report of the ASC MD156 Task Group on Test methods for the adhesion of restorative materials Accredited standards committee MD156 for dental materials and devices. *Dent Mater.* 1991;7: 2-10.
177. Schmidlin PR, Zimmermann J, Bindl A. Effect of ozone on enamel and dentin bond strength. *J Adhes Dent.* 2005;7: 29-32
178. Dukić W, Lulić Dukić O, Milardović S. The influence of Healozone on microleakage and fissure penetration of different sealing materials. *Coll Antropol.* 2009;33: 157-162.
179. Holmes J, Lynch E. Equipment available to deliver ozone in dentistry. 1 15 How ozone acts and exerts therapeutic effects. 2004;81; 81-92
180. Peng Q, Juzeniene A, Chen J, Svaasand LO, Warloe T, Giercksky KE, Moan J. Lasers in medicine. *Reports on Progress in Physics*, 2008; 71;, 56-70.
181. George R. Laser in dentistry-Review. *Int J Dent Clin.* 2009;1: 10-13
182. Marczak J, Koss A, Targowski P, Góra M, Strzelec M, Sarzyński A, et al. Characterization of laser cleaning of artworks. *Sensors.* 2008;8: 6507-6548.
183. Freitas PM, Simoes A. *Lasers in dentistry: guide for clinical practice.* USA; John Wiley & Sons; 2015. p:3-101
184. Lee B-S, Lin P-Y, Chen M-H, Hsieh T-T, Lin C-P, Lai J-Y, et al. Tensile bond strength of Er, Cr: YSGG laser-irradiated human dentin and analysis of dentin–resin interface. *Dent Mater.* 2007;23: 570-578.
185. Weichman JA, Johnson FM, Nitta LK. Laser use in endodontics: Part II. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1972;34: 828-830.
186. Sulewski JG. Historical survey of laser dentistry. *Dent Clin North Am.* 2000;44: 717-752.
187. Mohammadi Z. Laser applications in endodontics: an update review. *Int Dent J.* 2009;59: 35-46.
188. Verma SK, Maheshwari S, Singh RK, Chaudhari PK. Laser in dentistry: An innovative tool in modern dental practice. *Natl J Maxillofac Surg.* 2012;3: 124-132.
189. Zezell DM, Ana PA, Pereira TM, Correa PR, Velloso Jr W. Heat generation and transfer on biological tissues due to high-intensity laser irradiation. *Developments in heat transfer: InTech*; 2011;4: 227-247

190. Olivi G, Moor RD, DiVito E. Lasers in Endodontics: Scientific Background and Clinical Applications. Switzerland; Springer International Publishing; 2016, p:83-95
191. Li ZZ, Code JE, Van de Merwe WP. Er: YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. *Lasers Surg Med.*1992;12: 625-630.
192. Wakabayashi H, Hamba M, Matsumoto K, Tachibana H. Effect of irradiation by semiconductor laser on responses evoked in trigeminal caudal neurons by tooth pulp stimulation. *Lasers Surg Med.* 1993;13:605-610.
193. Diaci J, Gaspirc B. Comparison of Er: YAG and Er, Cr: YSGG lasers used in dentistry. *J laser health Acad.* 2012;1:1-13.
194. Martínez-Insua A, da Silva Dominguez L, Rivera FG, Santana-Penín UA. Differences in bonding to acid-etched or Er: YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *J Prosthet Dent.* 2000;84: 280-288.
195. Apel C, Meister J, Schmitt N, Gräber HG, Gutknecht N. Calcium solubility of dental enamel following sub-ablative Er: YAG laser treatment in vitro. *Lasers Surg Med.* 2002;30: 337-341.
196. He H, Yu J, Song Y, Lu S, Liu H, Liu L. Thermal and morphological effects of the pulsed Nd: YAG laser on root canal surfaces. *Photomed Laser Surg.* 2009;27: 235-240.
197. Wen X, Liu L, Nie X, Zhang L, Deng M, Chen Y. Effect of pulse Nd: YAG laser on bond strength and microleakage of resin to human dentine. *Photomed Laser Surg.* 2010;28: 741-746.
198. Yamada MK, Uo M, Ohkawa S, Akasaka T, Watari F. Three-dimensional topographic scanning electron microscope and Raman spectroscopic analyses of the irradiation effect on teeth by Nd: YAG, Er: YAG, and CO2 lasers. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2004;71: 7-15.
199. Zezell DM, Boari HGD, Ana PA, Eduardo CdP, Powell GL. Nd: YAG laser in caries prevention: a clinical trial. *Lasers Surg Med.* 2009;41: 31-35.
200. Hibst R. Lasers for caries removal and cavity preparation: State of the art and future directions. *J Oral Laser Appl.* 2002;2: 203-212
201. Visuri SR, Walsh JT, Wigdor HA. Erbium laser ablation of dental hard tissue: effect of water cooling. *Lasers Surg Med.* 1996;18: 294-300.

202. Walsh L. The current status of laser applications in dentistry. *Aust Dent J.* 2003;48: 146-155.
203. Sakakibara Y, Ishimaru K, Asano S, Takamizu M, Goto S. Morphological change of tooth surface irradiated by Er: YAG laser. In *Advanced Laser Dentistry* 1995;4: 168-190.
204. Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Operative Dentistry-* 2003;28: 647-660.
205. Cardoso MV, Coutinho E, Ermis RB, Poitevin A, Van Landuyt K, De Munck J, et al. Influence of Er, Cr: YSGG laser treatment on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. *J Adhes Dent.* 2008;10: 25-34.
206. Visuri S, Gilbert J, Wright D, Wigdor H, Walsh Jr J. Shear strength of composite bonded to Er: YAG laser-prepared dentin. *J Dent Res.* 1996;75: 599-605.
207. Sattabanasuk V, Burrow M, Shimada Y, Tagami J. Resin adhesion to caries Affected dentin 2006 after different rem
162-169.
208. Kataumi M, Nakajima M, Yamada T, Tagami J. Tensile bond strength and SEM evaluation of Er: YAG laser irradiated dentin using dentin adhesive. *Dent Mater.* 1998;17: 125-138.
209. Ceballos L, Toledano M, Osorio R, Tay F, Marshall G. Bonding to Er-YAG-laser-treated dentin. *J Dent Res.* 2002;81: 119-122.
210. Samad-Zadeh A, Harsono M, Belikov A, Shatilova KV, Skripnik A, Stark P, et al. The influence of laser-textured dentinal surface on bond strength. *Dent Mater.* 2011;27: 1038-1044.
211. De Munck J, Van Meerbeek B, Yudhira R, Lambrechts P, Vanherle G. Micro -tensile bond
bur ~~cut~~mel and dentin. *Eur J Oral Sci.* 2002;110: 322-329.
212. Sağır S, Usumez A, Ademci E, Usumez S. Effect of enamel laser irradiation at different pulse settings on shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2013;83: 973-980.
213. Armengol V, Jean A, Marion D. Temperature rise during Er: YAG and Nd: YAP laser ablation of dentin. *J Endod.* 2000;26: 138-141.

214. Tachinami H, Katsuami I. Removal of root canal filling materials using Er: YAG laser irradiation. *Dent Mater.* 2010;29: 246-252.
215. Wen X, Zhang L, Liu R, Deng M, Wang Y, Liu L, et al. Effects of pulsed Nd: YAG laser on tensile bond strength and caries resistance of human enamel. *Operative dentistry.* 2014;39: 273-282.
216. Acar O, Tuncer D, Yuzugullu B, Celik C. The effect of dentin desensitizers and Nd: YAG laser pre-treatment on microtensile bond strength of self-adhesive resin cement to dentin. *J Adv Prosthodont.* 2014;6: 88-95.
217. Feldon PJ, Murray PE, Burch JG, Meister M, Freedman MA. Diode laser debonding of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;138: 458-462.
218. Wang X, Sun Y, Kimura Y, Kinoshita J-I, Ishizaki NT, Matsumoto K. Effects of diode laser irradiation on smear layer removal from root canal walls and apical leakage after obturation. *Photomed Laser Surg.* 2005;23: 575-581.
219. Maenosono RM, Bim Junior O, DUARTE MAH, Palma-Dibb RG, Wang L, Ishikiriama SK. Diode laser irradiation increases microtensile bond strength of dentin. *Braz. Oral Res.* 2015;29: 01-5.
220. Garcia LDFR, Naves LZ, Correr-Sobrinho L, Consani S, Pires-De-Souza FDCP. Bond strength of a self-adhesive resinous cement to root dentin irradiated with a 980-nm diode laser. *Acta Odontol Scand.* 2010;68: 171-179.
221. Alfredo E, Silva S, Ozório J, Sousa ~~Neto~~ ^{Junior} A, Silva ~~Neto~~ ^{Sousa} Y. B dentine irradiated with 980 nm diode laser. *Int Endod J.* 2008;41:733-740.
222. Güneş Ş, Bahsi E, İnce B, Çolak H, Dalli M, Yavuz İ, et al. Comparative evaluation of the effects of ozone, diode laser, and traditional cavity disinfectants on microleakage. *Ozone: Sci & Eng.* 2014;36: 206-211.
223. Parker S. *Lasers in restorative dentistry* 2015. p:47-48.
224. Beer F, Buchmair A, Wernisch J, Georgopoulos A, Moritz A. Comparison of two diode lasers on bactericidity in root canals—an in vitro study. *Lasers Med Sci.* 2012;27: 361-364.
225. Tuncdemir AR, Yildirim C, Ozcan E, Polat S. The effect of a diode laser and traditional irrigants on the bond strength of self-adhesive cement. *J Adv Prosthodont.* 2013;5: 457-463.

226. Arslan H, Ayrancı LB, Karatas E, Topçuoğlu HS, Yavuz MS, Kesim B. Effect of agitation of EDTA with 808-nanometer diode laser on removal of smear layer. *J Endod.* 2013;39: 1589-1592.
227. Kimura Y, Wilder ~~Sridhar~~ Yonaga K, Ma hypersensitivity by lasers: a review. *J Clin Periodontol.* 2000;27: 715-721.
228. Ladalardo TCCGP, Pinheiro A, Campos RAdC, Brugnera Júnior A, Zanin F, Albernaz PLM, et al. Laser therapy in the treatment of dentine hypersensitivity. *Braz. Oral Res.* 2004;15: 144-150.
229. Uttamani J, Shaikh I, Kulkarni V. Use of Lasers in Nonsurgical Periodontal Therapy. *Int J Exp Dent Sci.* 2013;2: 29-32.
230. Gholami GA, Fekrazad R, Esmaili-Nejad A, Kalhori KA. An evaluation of the occluding effects of Er; Cr: YSGG, Nd: YAG, CO₂ and diode lasers on dentinal tubules: a scanning electron microscope in vitro study. *Photomed Laser Surg.* 2011;29: 115-121.
231. Coluzzi DJ. An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dent Clin North Am.* 2000;44:753-765.
232. Kiomarsi N, Salim S, Sarraf P, Javad-Kharazifard M, Chiniforush N. Evaluation of the Diode laser (810nm, 980nm) on dentin tubule diameter following internal bleaching. *J Clin Exp Dent.* 2016;8: 241-245.
233. Dostalova T, Jelinkova H, Housova D, Sulc J, Nemecek M, Miyagi M. Diode laser-activated bleaching. *Braz Dent J.* 2004;15: 3-8.
234. Ghadimi S, Chiniforush N, Bouraima SA, Johari M. Clinical approach of laser application in different aspects of pediatric dentistry. *J Lasers Med Sci.* 2012;3:84-92.
235. Gomes SR, Shakir QJ, Thaker PV, Tavadia JK. Pyogenic granuloma of the gingiva: A misnomer?—A case report and review of literature. *J Indian Soc Periodontol.* 2013;17: 514-519.
236. Packham DE. Handbook of adhesion. John Wiley & Sons; 2006, p:15.
237. ASTM D. 907-05. Standard Terminology of Adhesives. Annu Book ASTM Stand. 2005.
238. Mittal KL, Bahners T. Laser surface modification and adhesion. USA; John Wiley & Sons; 2014, p:180-183.
239. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dent Mater.* 2010;26: 38-49.

240. Vermelho, P. M., Reis, A. F., Ambrosano, G. M. B., & Giannini, M. (2017). Adhesion of multimode adhesives to enamel and dentin after one year of water storage. *Clin Oral Investig*, 2017;21: 1707-1715.
241. Stangel I, Ellis TH, Sacher E. Adhesion to tooth structure mediated by contemporary bonding systems. *Dental Clinics*. 2007;51: 677-694.
242. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas W. Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res*. 1997;76: 1298-1307.
243. Perdigao J. Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dental Clinics*. 2002;46: 277-301.
244. Sirisha K, Rambabu T, Ravishankar Y, Ravikumar P. Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. *J Conserv Dent*. 2014;17:420-426.
245. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater*. 2010;26(2): 100-121.
246. Øilo G. Adhesion of dental materials to dentin debonding tests. *Dentine and dentine reactions in the oral cavity* Oxford: IRL Press Ltd. 1987: 219-224.
247. Burke F, Hussain A, Nolan L, Fleming G. Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. 2008;16: 158-165.
248. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*. 11th ed. USA; Elsevier Health Sciences; 2013, p:79.
249. Cantekin K, Serap A. Evaluation of shear bond strength of two resin-based composites and glass ionomer cement to pure tricalcium silicate-based cement (Biodentine®). *J Appl Oral Sci*. 2014;22:302-306.
250. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, et al. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push Eout Jb Oral Strength measurem
2004;112: 353-361.
251. San Chong B. *Harty's endodontics in clinical practice*. 10th ed. China; Elsevier Health Sciences; 2016, p:185.
252. Torabinejad DM. *Mineral Trioxide Aggregate Properties and Clinical Applications*. India; John Wiley & Sons, Inc; 2014, p:95.
253. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of “micro” bond strength test methods. *Dent Mater*. 2010;26:50-52.

254. Hara A, Pimenta L, Rodrigues A. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater.* 2001;17: 165-169
255. International Organization for Standardization. ISO TR 11405. Dental Materials-Guidance On Testing Of Adhesion To Tooth Structure.1994.
256. Perdigao J, Denehy G, Swift JE. Effects of chlorhexidine on dentin surfaces and shear bond strengths. *Am J Dent.* 1994;7: 81-84.
257. Brackett WW, Tay FR, Brackett MG, Dib A, Sword RJ, Pashley DH. The effect of chlorhexidine on dentin hybrid layers in vivo. *Operative dentistry.* 2007;32: 107-111.
258. Suma NK, Shashibhushan KK, Reddy VS. Effect of Dentin Disinfection with 2% Chlorhexidine Gluconate and 0.3% Iodine on Dentin Bond Strength: An in vitro Study. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2017;10: 223-228.
259. Ersin NK, Candan U, Aykut A, Eronat C, Belli S. No adverse effect to bonding following caries disinfection with chlorhexidine. *J Dent Child.* 2009;76: 20-27.
260. Tulunoglu O, Ayhan H, Olmez A, Bodur H. The effect of cavity disinfectants on microleakage in dentin bonding systems. *J Clin Pediatr Dent.* 1998;22: 299-305.
261. Gajjela RS, Satish RK, Sajjan GS, Varma KM, Rambabu T, Lakshmi BV. Comparative evaluation of chlorhexidine, grape seed extract, riboflavin/chitosan modification on microtensile bond strength of composite resin to dentin after polymerase chain reaction thermocycling: An in vitro study. *J Conserv Dent. JCD.* 2017;20:120-124.
262. Ximenes, M., Cardoso, M., Astorga, F., Arnold, R., Pimenta, L. A., & Viera, R. D. S. Antimicrobial activity of ozone and NaF-chlorhexidine on early childhood caries. *Braz Oral Res.* 2017;5: 31-41
263. Cadenaro M, Delise C, Antoniolfi F, Navarra OC, Lenarda RD, Breschi L. Enamel and dentin bond strength following gaseous ozone application. *J Adhes Dent.* 2009;11: 287-292.
264. Arslan S, Yazici AR, Gorucu J, Ertan A, Pala K, Antonson YUA, et al. Effects of Different Cavity Disinfectants on Shear BondStrength of a Silorane-based Resin Composite. *J Contemp Dent Pract.* 2011;12: 279-86.
265. Husset D. Bond strengths of composite or enamel/dentin treated with ozone. *The First Pan European Festival of Oral Sciences.* 2002;12: 195-195.

266. Kıvanç BH, Arısu HD, Özcan S, Görgül G, Alaçam T. The effect of the application of gaseous ozone and ND: YAG laser on glass ionomer cement-fibre post bond strength. *Aust Endod J.* 2012;38: 118-123.
267. Al Shamsi AH, Cunningham JL, Lamey P-J, Lynch E. The effects of ozone gas application on shear bond strength of orthodontic brackets to enamel. *Am J Dent.* 2008;21: 35-38.
268. Kapdan A, Öztaş N. Effects of chlorhexidine and gaseous ozone on microleakage and on the bond strength of dentin bonding agents with compomer restoration on primary teeth. *J Dent Sci.* 2015;10: 46-54.
269. Bitter K, Noetzel J, Volk C, Neumann K, Kielbassa AM. Bond strength of fiber posts after the application of erbium: yttrium-aluminum-garnet laser treatment and gaseous ozone to the root canal. *J Endod.* 2008;34: 306-309.
270. Bojar W, Czarnecka B, Prylinski M, Walory J. Shear bond strength of epoxy resin-based endodontic sealers to bovine dentin after ozone application. *Acta Bioeng Biomech.* 2009;11:41-45.
271. Yasuda K, Okazaki Y, Abe Y, Tsuga K. Effective UV/Ozone irradiation method for decontamination of hydroxyapatite surfaces. *Heliyon.* 2017;3:372-388.
272. Glantz PO. On wettability and adhesiveness. *Odontol Revy* 1969; 20: 5–124
273. Grootveld M, Silwood CJ, Lynch E. High resolution ¹H NMR investigations of the oxidative consumption of salivary biomolecules by ozone: relevance to the therapeutic applications of this agent in clinical dentistry. *Biofactors.* 2006;27: 5-18.
274. Rodrigues P, Souza J, Soares C, Lopes L, Estrela C. Effect of ozone application on the resin-dentin microtensile bond strength. *Operative dentistry.* 2011;36: 537-544.
275. Dalkilic EE, Arısu HD, Kivanc BH, Uctasli MB, Omurlu H. Effect of different disinfectant methods on the initial microtensile bond strength of a self-etch adhesive to dentin. *Lasers Med Sci.* 2012;27: 819-825.
276. Celiberti P, Pazera P, Lussi A. The impact of ozone treatment on enamel physical properties. *Am J Dent.* 2006;19: 67-72.
277. Magni E, Ferrari M, Papacchini F, Hickel R, Ilie N. Influence of ozone on the composite-to-composite bond. *Clin Oral Investig.* 2011;15: 249-256.

278. DiVito E, Peters OA, Olivi G. Effectiveness of the erbium: YAG laser and new design radial and stripped tips in removing the smear layer after root canal instrumentation. *Lasers Med Sci.* 2012;27: 273-280.
279. Lee BS, Lin YW, Chia JS, Hsieh TT, Chen MH, Lin CP, et al. Bactericidal effects of diode laser on *Streptococcus mutans* after irradiation through different thickness of dentin. *Lasers Surg Med.* 2006;38: 62-69.
280. Kobayashi CA, Fujishima A, Miyazaki T, Kimura Y, Matsumoto K, Osada T, et al. Effect of Nd: YAG Laser Irradiation on Shear Bond Strength of Glass-Ionomer Luting Cement to Dentin Surface. *Int J Prost.* 2003;16 : 493-498.
281. Sousa -Neto M, Silv
vivo study of the adhesion of an epoxy -based sealer
submitted to irradiation with Er: YAG and Nd: YAG lasers. *Int Endod J.* 2005;38:866-870.
282. Beer F, Farmakis ETR, Kopic J, Kurzmann C, Moritz A. Temperature Development on the External Root Surface During Laser-Assisted Endodontic Treatment Applying a Microchopped Mode of a 980 nm Diode Laser. *Photomed Laser Surg.* 2017;35: 206-212.
283. Stein S, Wenzler J, Hellak A, Schauseil M, Korbmacher-Steiner H, Braun A. Intrapulpal Temperature Increases Caused by 445-nm Diode Laser-Assisted Debonding of Self-Ligating Ceramic Brackets During Simulated Pulpal Fluid Circulation. *Photomed Laser Surg.* 2018: 43-56
284. Z Mazouri LW. Damage to dental composite restorations following exposure to CO2 laser radiation. *J Clin Laser Med Surg.* 1995;13:73-76.
285. Hatipoglu M, Barutcigil C. Effects of erbium -and chrom iu
scandium gallium garnet and diode lasers on the surfaces of restorative dental materials: A scanning electron microscope study. *Niger J Clin Pract.* 2015;18: 213-220.
286. Souza EBd, Amorim CVGd, Marques JLL. Effect of diode laser irradiation on the apical sealing of MTA retrofillings. *Braz Oral Res.* 2006;20: 231-234.
287. Saghiri MA, Garcia-Godoy F, Lotfi M, Ahmadi H, Asatourian A. Effects of Diode Laser and MTAD™ on the Push-Out Bond Strength of Mineral Trioxide Aggregate–Dentin Interface. *Photomed Laser Surg.* 2012;30: 587-591.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Deniz Yanık

Ünvanı: Araştırma Görevlisi (Dt.)

Doğum Tarihi ve Yeri: 08/09/1991 İstanbul

Öğrenim Durumu:

İlkokul: Halil Bedii Yönetken İlk Öğretim Okulu 1998-2005
Lise: Eyüp Anadolu Lisesi 2005-2009
Üniversite: İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 2009-2014
Uzmanlık: Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 2014-2018
Endodonti Bölümü

Yabancı Dil: İngilizce

Adres: Cumhuriyet Mah. Nazım Hikmet Bulv. Beypark Evleri, B blok, Kat 11,
Daire 46, Esenyurt/ İSTANBUL

Telefon: 0537-299-58-45

Mail adresi: deniz.yanik@yahoo.com

İletişim Adresi: Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Endodonti Anabilim Dalı

Konyaaltı/ANTALYA