TÜRKİYE CUMHURİYETİ

KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI SÜRELERDE SERTLEŞTİRİLMİŞ KALSİYUM SİLİKAT BAZLI KUAFAJ MATERYALLERİNİN KANLA KONTAMİNASYONUNUN MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Hasan Fatih YAVUZ

Uzmanlık Tezi

Dr. Öğr. Üyesi Güneş BULUT EYÜBOĞLU

Trabzon-2021

TÜRKİYE CUMHURİYETİ

KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI SÜRELERDE SERTLEŞTİRİLMİŞ KALSİYUM SİLİKAT BAZLI KUAFAJ MATERYALLERİNİN KANLA KONTAMİNASYONUNUN MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Hasan Fatih YAVUZ

ORCİD: 0000-0003-4404-7874

Uzmanlık Tezi

Dr. Öğr. Üyesi Güneş BULUT EYÜBOĞLU

ORCİD: 0000-0002-0033-7135

Trabzon-2021

ONAY

Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Diş Hekimliğinde Uzmanlık Programı öğrencisi Arş. Gör. Dt. Hasan Fatih Yavuz'un hazırladığı "Farklı Sürelerde Sertleştirilmiş Kalsiyum Silikat Bazlı Kuafaj Materyallerinin Kanla Kontaminasyonunun Makaslama Bağlanma Dayanımına Etkisi" başlıklı tez Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oy birliği ile Uzmalık Tezi olarak kabul edilmiştir

Tez Savunma Tarihi: 21.05.2021

Dr. Öğr. Üyesi Güneş BULUT EYÜBOĞLU (Danışman) _____

Prof. Dr. Ertan ERTAŞ _____

Dr. Öğr. Üyesi Tuğba SERİN KALAY _____

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Uzmalık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Tamer TAŞDEMİR
Dekan

Mayıs 2021
Trabzon

BEYAN

Bu tez çalışmasının KTÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışım olmadığını, tezimin BAP koordinasyon birimi tarafından THD-2019-8603 proje kodu ile desteklendiğini beyan ederim.

21.05.2021

Hasan Fatih YAVUZ

(İmza)

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca bilgisini, desteğini ve yardımını esirgemeyen değerli danışmanım Sayın Dr. Öğr. Üyesi Güneş BULUT EYÜBOĞLU'na,

Uzmanlık eğitimim boyunca emeği geçen Sayın Dr. Öğr. Üyesi Tuğba SERİN KALAY'a, Dr. Öğr. Üyesi Kıvanç Dülger'e, Prof. Dr. Tamer TAŞDEMİR'e, Doç. Dr. Davut ÇELİK'e, Prof. Dr. Tamer TÜZÜNER'e,

KTÜ Makine Mühendisliği Bölümü'ne, KTÜ Merkezi Araştırma Laboratuvarı'na ve uzmanlık tezimde kullandığım malzemelerin temininde THD-2019-8603 proje koduyla destek veren Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi'ne,

Uzmanlık eğitimim boyunca yanımda olan, özellikle zorlu tez çalışmamda yardımlarını ve desteklerini esirgemeyen başta eş kıdemim Pelin TÜRKYILMAZ olmak üzere Esmahan OKUR, Beyza ZAİM, Ayşenur YAVUZ, Elif KARAPIÇAK, Leyla DEVLETLİ, İremnur ÇAKMAK, İrem GÜRSES, Zuhal ATA, Özge MİMİR, Esra BALTACIOĞLU, Ayça KIRAN ve Hatice ERYUVA'ya,

Çalışma ortamında bana her daim yardımcı olan, çalışma ortamımı sevmemde büyük katkıları olan, birlikte birçok anı paylaştığım, sevgi ve saygılarını her zaman hissettiğim arkadaşlarım Burak YAZICI, Serhat ŞAHİN ve İlhan KILIÇ'a,

Tecrübesi ve yardımlarıyla tez çalışma sürecimi kolaylaştırmaya çalışan BAİBÜ'deki akademisyen arkadaşım Seda KAYA'ya,

Her zaman sevgi ve destekleriyle yanımda olan Canım AİLEME,

En içten saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Arş. Gör. Dt. Hasan Fatih YAVUZ

İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK SAYFASI

ONAY

BEYAN

TEŞEKKÜR

İÇİNDEKİLER.....vii

TABLOLAR DİZİNİ x

ŞEKİLLER DİZİNİ xi

RESİMLER DİZİNİ xii

KISALTMALAR ve SİMGELER DİZİNİ xv

ÖZET xvii

1. GİRİŞ ve AMAÇ 1

2. GENEL BİLGİLER 3

2.1. Vital Pulpa Tedavileri 3

2.2. Vital Pulpa Tedavilerinde Kullanılan Materyaller 4

2.2.1. Kalsiyum hidroksit (KH) 5

2.2.2. Kalsiyum silikat bazlı simanlar 7

2.3. Adezyon 11

2.3.1. Mine Dokusuna Adezyon 12

2.3.2. Dentin Adezyonu 13

2.3.3. Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması 14

2.4. Adezyon Testleri 19

2.5. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi 19

2.6. Kontaminasyon 20

3. GEREÇ ve YÖNTEM 22

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller 22

3.2. Örneklerin Hazırlanması 24

3.3. Kuafaj Materyallerine (MTA, Biodentin) Farklı Sertleşme Süreleri Sonunda Kompozit Rezin Uygulanarak Deney Örneklerinin Hazırlanması 25

3.4. Makaslama Bağlama Dayanımının Ölçülmesi 28

3.5. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemesi 29
3.6. İstatistiksel Analiz 30
4. BULGULAR 31
4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Test Sonuçları 31
4.2. Kuafaj Materyallerinin Makaslama Bağlanma Dayanımı Test Sonuçlarının Aynı Grup içinde Zamana Bağlı Olarak İncelenmesi 31
4.3. Gruplar Arası Test Sonuçlarının İncelenmesi 32
4.4. Kuafaj Materyallerinin Makaslama Bağlanma Dayanımı Test Sonuçlarının Gruplararası İncelenmesi 33
4.5. Örneklerin Stereomikroskop Görüntülerinin Değerlendirilmesi 35
4.6. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemesi 37
4.6.1. 24 Saat Sertleştirilen MTA yüzeyinin SEM Görüntüsü 37
4.6.2. 24 Saat Sertleştirilmiş MTA yüzeyinin Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü 38
4.6.3. 24 saat sertleştirilen MTA'nın Kanla Kontamine Edilmiş Yüzeyinin SEM Görüntüsü 39
4.6.4. 24 saat sertleştirilen MTA 'nın Kanla Kontamine Edilip Primer Uygulanmış Yüzeyinin SEM Görüntüsü 40
4.6.5. 48 Saat Sertleştirilen MTA Yüzeyinin SEM Görüntüsü 41
4.6.6. 48 Saat Sertleştirilen MTA Yüzeyinin Primer Uygulanmış Sem Görüntüsü.. 42
4.6.7. 48 Saat Sertleştirilen MTA Yüzeyinin Kan Uygulanmış Sem Görüntüsü 43
4.6.8. 48 Saat Sertleştirilen MTA Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilip Primer Uygulanmış Sem Görüntüsü 44
4.6.9. 72 Saat Sertleştirilen MTA'nın SEM Görüntüsü 45
4.6.10. 72 Saat Sertleştirilen MTA Yüzeyinin Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü 46
4.6.11. 72 Saat Sertleştirilen MTA Yüzeyinin Kan Uygulanmış SEM Görüntüsü.... 47
4.6.12. 72 Saat Sertleştirilen MTA Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilip Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü 48
4.6.13. 96 Saat Sertleştirilmiş MTA'nın yüzey SEM görüntüsü..... 49
4.6.14. 96 Saat Sertleştirilen MTA'nın Primer Uygulanmış Yüzey Sem Görüntüsü 50
4.6.15. 96 Saat Sertleştirilen MTA'nın Kanla Kontamine Edilmiş Yüzey SEM Görüntüsü 51
4.6.16. 96 Saat Sertleştirilen MTA'nın Kanla Kontamine Edilmiş Yüzeyine Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü 52
4.6.17. 24 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin SEM Görüntüsü 53
4.6.18. 24 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü 54

4.6.19. 24 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilmiş SEM Görüntüsü 55
4.6.20. 24 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilip Primer Uygulanmış SEM görüntüsü 56
4.6.21. 48 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin SEM Görüntüsü 57
4.6.22. 48 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü 58
4.6.23. 48 Saat Serleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla kontamine Edilmiş SEM Görüntüsü 59
4.6.24. 48 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilip Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü 60
4.6.25. 72 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin SEM Görüntüsü 61
4.6.26. 72 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü 62
4.6.27. 72 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilmiş SEM Görüntüsü 63
4.6.28. 72 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilmiş Yüzeyinin Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü 64
4.6.29. 96 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin SEM Görüntüsü 65
4.6.30. 96 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü 66
4.6.31. 96 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilmiş SEM Görüntüsü 67
4.6.32. 96 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilip Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü 68
5. TARTIŞMA ve SONUÇ 69
6. SONUÇ VE ÖNERİLER 84
7. KAYNAKLAR 86
EKLER 104
EK 1. Etik Kurul Onay Belgesi 105
ÖZGEÇMİŞ 106

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo No **Sayfa**

Tablo 1. MTA'nın Kimyasal İçeriği 8
Tablo 2. Biodentin'in Kimyasal içeriği.....10
Tablo 3. Kullanılan materyaller, içerikleri, üretim numaraları ve uygulama aşamaları 23
Tablo 4. İki yönlü Anova gruplar arası etkileşim tablosu 31
Tablo 5. Ortalama Makaslama Bağlanma Dayanım Değerleri (MPa) ve Grup İçi Karşılaştırmaları 32
Tablo 6. Ortalama Makaslama Bağlanma Dayanım Değerleri (MPa) ve Gruplararası Değerlendirme 33

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No **Sayfa**

Şekil 1. Kuafaj Materyali/Kontamine Durumu ve Sertleşme Sürelerine Göre Makaslama Bağlanma Dayanımı Bar Grafiği 35
Şekil 2. MTA'nın farklı sertleşme sürelerinde gözlenen kırılma tiplerinin dağılımı 36
Şekil 3. Biodentin'in farklı sertleşme sürelerinde gözlenen kırılma tiplerinin dağılımı 36

RESİMLER DİZİNİ

Resim No **Sayfa**

Resim 1. ProRoot MTA (Densply).....22
Resim 2. Biodentin (Septodont).....22
Resim 3. Clearfil Liner Bond F Adeziv (Kuraray).....
Resim 4. Filtek P60 Posterior Kompozit (3M ESPE) 22
Resim 5. Biodentin ile hazırlanan örnekler.....25
Resim 6. ProRoot MTA ile hazırlanan örnekler 25
Resim 7. Pleksiden yapılmış kompozit kalıbı
Resim 8. Kompozit Uygulanmış Örnekler 26
Resim 9- 10- 11. Kontamine MTA örnekleri, Kompozit Rezin Uygulaması, Kompozit Rezin Uygulanmış Kontamine Örnekler.....27
Resim 12. MTA ve Biodentin örneklerine kompozit uygulama aşaması.....27
Resim 13. Universal çekme-basma cihazı Resim 14. Vidalı aparat ve düz-ince uçlu bıçak.....28
Resim 15 - 16. Kırma işleminden önce örneğin önden ve yandan görünüşü 28
Resim 17. Stereo ışık mikroskobu (×25 büyütme).....29
Resim 18. 24 Saat Sertleştirilen MTA yüzeyinin SEM Görüntüsü.....37
Resim 19. 24 Saat Sertleştirilen MTA'nın Primer uygulanmış yüzeyinin SEM Görüntüsü 38
Resim 20. 24 saat sertleştirilen MTA'nın Kanla Kontamine Edilmiş Yüzeyinin SEM Görüntüsü.....39
Resim 21. 24 saat sertleştirilen MTA 'nın Kanla Kontamine Edilip Primer Uygulanmış Yüzeyinin SEM Görüntüsü 40
Resim 22. 48 Saat Sertleştirilen MTA Yüzeyinin SEM Görüntüsü.....41
Resim 23. 48 Saat Sertleştirilen MTA Yüzeyinin Primer Uygulanmış Sem Görüntüsü.....42
Resim 24. 48 Saat Sertleştirilen MTA Yüzeyinin Kan Uygulanmış Sem Görüntüsü.....43
Resim 25. 48 Saat Sertleştirilen MTA Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilip Primer Uygulanmış Sem Görüntüsü.....44
Resim 26. 72 Saat Sertleştirilen MTA'nın SEM Görüntüsü.....45

Resim 27. 72 Saat Sertleştirilen MTA Yüzeyinin Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü Görüntüsü.....46
Resim 28. 72 Saat Sertleştirilen MTA Yüzeyinin Kan Uygulanmış SEM Görüntüsü.....47
Resim 29. 72 Saat Sertleştirilen MTA Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilip Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü 48
Resim 30. 96 Saat Sertleştirilmiş MTA'nın yüzey SEM görüntüsü 49
R**esim 31.** 96 Saat Sertleştirilen MTA'nın Primer Uygulanmış Yüzey Sem Görüntüsü.....50
Resim 32. 96 Saat Sertleştirilen MTA'nın Kanla Kontamine Edilmiş Yüzey SEM Görüntüsü.....51
Resim 33. 96 Saat Sertleştirilen MTA'nın Kanla Kontamine Edilmiş Yüzeyine Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü 52
Resim 34. 24 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin SEM Görüntüsü 53
Resim 35. 24 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü 54
Resim 36. 24 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilmiş SEM Görüntüsü.....55
Resim 37. 24 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilip Primer Uygulanmış SEM görüntüsü 56
Resim 38. 48 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin SEM Görüntüsü 57
Resim 39. 48 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü 58
Resim 40. 48 Saat Serleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla kontamine Edilmiş SEM Görüntüsü.....59
Resim 41. 48 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilip Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü 60
Resim 42. 72 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin SEM Görüntüsü 61
Resim 43. 72 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü Görüntüsü.....62
Resim 44. 72 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilmiş SEM Görüntüsü.....63
Resim 45. 72 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilmiş Yüzeyinin Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü.....64
Resim 46. 96 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin SEM Görüntüsü 65

Resim 47. 96 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü 66
Resim 48. 96 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilmiş SEM Görüntüsü.....67
Resim 49. 96 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilip Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü 68

KISALTMALAR ve SİMGELER DİZİNİ

Kısaltmalar

Bis-GMA	Bisfenol A Glisidil Metakrilat
Ca	Kalsiyum
CO_2	Karbondioksit
GMTA	Gri MTA
HEMA	2-Hidroksietil Metakrilat
IRM	Geçici Restoratif Materyal
KTÜ	Karadeniz Teknik Üniversitesi
MTA	ProRoot MTA
MMP	Matriks Metalloproteinaz
Mpa	Megapaskal
MTA	Mineral Trioksit Agregat
PEGDMA	Polietilen Glikol Dimetakrilat
PS	Portland Siman
SBS	Shear Bond Strength
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
TEGDMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat
TGFβ1	Transforme Edici Faktör β1
UDMA	Üretan Dimetakrilat
WMTA	Beyaz MTA
ZOE	Çinkooksit Öjenol
10-MDP	10-Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat

Simgeler

%	Yüzde
∓	Artı Eksi
<	Küçüktür
>	Büyüktür
°C	Santigrat Derece
cm	Santimetre
mm	Milimetre
μm	Mikrometre
Nm	Nanometre
s	Saat
sn	Saniye
dak	Dakika
MPa	Megapaskal
N	Newton

1. ÖZET

Farklı Sürelerde Sertleştirilmiş Kalsiyum Silikat Bazlı Kuafaj Materyallerinin Kanla Kontaminasyonunun Makaslama Bağlanma Dayanımına Etkisinin İncelenmesi

Bu tez çalışmasının amacı piyasada yaygın olarak kullanılan kuafaj materyalleri olan MTA ve Biodentin'in farklı sertleşme süreleri (24, 48, 72 ve 96 saat) sonrasında kanla kontaminasyonunun bir self etch adeziv rezinle makaslama bağlanma dayanımı (MBD)'na etkisinin incelenmesidir.

Bu çalışma için 192 adet akrilik bloğa 5 mm çapında, 2 mm yüksekliğinde yuvalar hazırlandı. Blokların yarısı üretici talimatlarına göre hazırlanan ProRoot MTA, diğer yarısı ise Biodentin ile dolduruldu. MTA ve Biodentin grupları 4 farklı sertleşme süresine göre (24, 48, 72 ve 96 saat) 4 gruba ayrılarak 37°C'de ve %100 nemli ortamda sertleştirildi. Her bir kuafaj materyalinin farklı sertleşme süreleriyle oluşturulan gruplar kontaminasyonlu ve kontaminasyonsuz olarak 2 alt gruba (n:12) ayrıldı. Kontamine olmayan gruplarda, herbir sertleşme süresinden sonra örnek yüzeylerine bir self etch adeziv rezin (Clearfil Liner Bond, Kuraray Inc.) ve bir rezin bazlı kompozit (Filtek P60, 3M ESPE) üretici talimatlarına göre uygulanarak ışıkla polimerize edildi.

Kontamine olan gruplarda ise farklı sertleşme sürelerinden sonra örnek yüzeyleri 20 saniye kanla kontamine edildikten sonra suyla yıkandı ve pamuk peletle kurulandıktan sonra adeziv rezin ve kompozit uygulaması yapıldı. Materyallerin makaslama bağlanma dayanımı değerleri üniversal bir test makinesi kullanılarak ölçüldü. Veriler 2 yönlü ANOVA test analizine tabi tutuldu. Her bir grup için bir örnekten SEM görüntüleri alınarak yüzey değişimleri incelendi. Bu çalışmanın bulgularına göre, kontamine olmamış MTA ve Biodentin gruplarında her bir materyalin zamana bağlı olarak 24, 48, 72 ve 96 saatlik sertleşme süreleri arasındaki bağlanma dayanım değerleri arasında anlamlı bir fark görülmedi ($p>0.05$). 72 ve 96 saatlik kontamine olmayan gruplarda ProRoot MTA, Biodentin'e göre istatistiksel olarak daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı gösterdi ($p<0.05$). Kan kontaminasyonu, ProRoot MTA ve Biodentine'in makaslama bağlanma değerlerinde kontamine olmayan gruplarına göre önemli oranda azalmaya neden oldu ($p<0.05$). 96 saatlik kontamine gruplarda ProRoot MTA, Biodentin'e göre istatistiksel olarak daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı gösterdi ($p<0.05$). Bunun yanında MTA'nın sertleşme süresinin uzamasıyla birlikte (72 ve 96 saatler) kanla kontamine olan gruplarda MBD değerleri klinik olarak kabul edilebilir bağlanma dayanımı değerlerine yakındı.

Bu çalışmada kan kontaminasyonunun kuafaj materyallerinin makaslama bağlanma dayanımını azalttığı tespit edilmiştir. Bu nedenle restoratif tedavilerin yapılmadan önce, kuafaj materyallerinin sertleşme sürelerinin uzun tutulması ve kanla kontaminasyonunu mümkün olduğu kadar önleyici klinik tedbirlerin alınması önerilir.

Anahtar Kelimeler: Biodentin, Kalsiyum Silikat Bazlı Kuafaj Materyalleri, Kan Kontaminasyonu, MTA, Pulpa Kuafajı

ABSTRACT

Investigation on the Effect of Blood Contamination of Calcium Silicate-Based Pulp Capping Materials Hardened at Different Times on Shear Bond Strength

The aim of this thesis study is to examine the effect of blood contamination of MTA and Biodentine, which are widely used in the market, on shear bond strength (SBS) with a self-etch adhesive resin, after different hardening times (24, 48, 72 and 96 hours).

For this study, slots with a diameter of 5 mm and a height of 2 mm were prepared in 192 acrylic blocks. Half of the slots were filled with ProRoot MTA and the other half were filled with Biodentine which was prepared according to the manufacturer's instructions. MTA and Biodentine groups were divided into 4 groups according to 4 different hardening times (24, 48, 72 and 96 hours) and stored at 37°C and 100% humidity. The groups formed with different hardening times of each pulp capping material were divided into 2 subgroups (n:12) with and without contamination. In uncontaminated groups, after each hardening time, a self-etch adhesive resin (Clearfil Liner Bond, Kuraray Inc.) and a resin-based composite (Filtek P60, 3M ESPE) were applied on the samples according to the manufacturer's instructions and polymerised with light. In the contaminated groups, after each harderning time, the sample surfaces were contaminated with blood for 20 seconds, and then washed with water. After they were dried with cotton pellets, adhesive resin and resin composite were applied on them. The shear bond strength values of the materials were measured by using a universal testing machine. The data were subjected to a 2-way ANOVA test analysis. SEM images were taken from one sample for each group and surface changes were examined. According to the findings of this study, in the uncontaminated MTA and Biodentine groups, there was no significant difference in the bond strength values of each material among 24, 48, 72 and 96 hours hardening times ($p>0.05$). ProRoot MTA showed statistically higher shear bond strength than Biodentine in the 72 and 96 hour uncontaminated groups ($p<0.05$). Blood contamination caused a significant decrease in the shear bonding values of ProRoot MTA and Biodentine compared to the uncontaminated groups ($p<0.05$). In the 96 hour contaminated groups, ProRoot MTA showed statistically higher shear bond strength than Biodentine ($p<0.05$). In addition, with the prolonged hardening times of MTA (72 and 96 hours), SBS values were close to clinically acceptable bond strength values in blood-contaminated groups.

In this study, it was determined that blood contamination reduces the shear bond strength of pulp capping materials. Therefore, it is recommended to keep the hardening times of the capping materials long and to take clinical measures to prevent blood contamination as much as possible before restorative treatments are performed.

Keywords: Biodentine, Blood Contamination, Calcium Silicate Based Capping Materials, MTA, Pulp Capping

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Vital pulpa tedavileri (kuafaj), pulpanın canlılığının korunmasını amaçlayan tedavilerdir (1, 2). Çünkü canlı pulpa dokusu dişin beslenmesini, savunmasını ve dayanıklılığını sağlar. Bu nedenle pulpanın canlı kalması, dişin ağızda çok daha uzun süre fonksiyon görmesi, fonasyon ve estetiğe katkı sağlaması açısından büyük önem taşır. Pulpanın canlılığını tehdit eden en önemli unsurlar derin çürük, mekanik veya travmatik nedenlerle pulpa dokusunun açığa çıkmasıdır. Böyle durumlarda yapılan tedavilere vital pulpa tedavileri denir. Vital pulpa tedavilerinde amaç açığa çıkan pulpa dokusunun direkt olarak bir kuafaj materyali ile örtülmesi işlemidir. Amaç, uygulanan materyal ile açığa çıkan pulpa dokusu üzerinde tersiyer dentin oluşumunun sağlanarak pulpanın vital ve fonksiyonel olarak korunabilmesi ve canlılığının sürdürebilmesini sağlamaktır (2, 3). Bu amaçla günümüzde en sık olarak kullanılan pulpa kuafaj materyalleri kalsiyum silikat bazlı (KSB) kuafaj materyalleri olan Mineral Trioksit Agregat (MTA) ve Biodentin'dir (3, 4). Bu materyaller ile açığa çıkan pulpa dokusu kapatıldıktan sonra sertleşmelerinin tamamlanması için üzerlerine geçici restorasyonlar yapılarak kuafaj materyalinin sertleşmesi beklenir. Belli sertleşme sürelerinden sonra geçici dolgu kaldırılarak daimi restorasyon aşamasına geçilir. Geçici restorasyon sökülür, kuafaj materyali olarak kullanılan KSB kuafaj materyali zarar görmeden kavite düzenlenir ve adeziv sistem uygulaması yapılarak daimi restorasyon yapımına geçilir. Bu kuafaj materyallerin farklı sertleşme sürelerinin rezin adezivlerle bağlanma dayanımını etkilediğine dair farklı literatür bilgileri mevcuttur (5, 6, 7). Bunun yanında pulpa kuafaj materyalinin üzerindeki geçici dolgu uzaklaştırılırken kaviteye çevre dokulardan ağız sıvıları, özellikle hemen komşu dişeti dokusundan kan sızıntısı muhtemeldir. Normal klinik koşullarda, kontaminasyona neden olan kan, su spreyiyle uzaklaştırılarak adeziv restorasyon aşamasına geçilir. Günümüze kadar KSB kuafaj materyallerinin çeşitli adezivlere bağlanma dayanımını araştıran çalışmalar yapılmış olsa da bu materyallerin kanla kontaminasyonunun makaslama bağlanma dayanımını nasıl etkilediğiyle ilgili bir çalışmaya henüz literatürde rastlamadık. Bu nedenle bu çalışmada piyasada en yaygın olarak kullanılan kuafaj materyalleri olan MTA ve Biodentin'in farklı sertleşme süreleri sonunda kanla kontaminasyonunun rezinlerle makaslama bağlanma dayanımının incelenmesi amaçlanmıştır. Böylece kanla kontaminasyon sonrası bağlanma dayanımının

en yüksek olduğu sertleşme süresi ve sertleşme süresine göre materyal seçimi ile ilgili bulgular ile yapılan kuafaj tedavilerinin daha başarılı olması muhtemeldir.

Kuafaj tedavilerinin başarılı olması, dişlerin canlılığının sürdürülmesiyle ağızda fonksiyon ve estetiğin devamlılığının sağlanmasına katkıda bulunur. Aynı zamanda derin çürüklerin pulpayı enfekte etmesini önleyerek kanal tedavileri ve diş çekimi gibi invaziv tedavi gereksinimlerini azaltır (2, 4). Böylece tedavi maliyetlerinin azaltılması ve ileri tedavi gereksinimlerinin azalması gibi ekonomik kazanımların artırılması planlanmaktadır**.**

Bu tez çalışmasının amacı; çeşitli nedenlerle açığa çıkan sağlıklı pulpa dokusunun kalsiyum silikat bazlı (KSB) kuafaj materyali ile örtülmesi işleminde kullanılan Mineral Trioksit Aggregat (MTA) ve Biodentin'in, farklı sertleşme sürelerinin ve kompozit rezin ile daimi restorasyonu öncesinde kanla kontaminasyonunun, üzerine yapılacak olan restorasyonun bağlanma dayanımına etkisinin incelenmesidir.

Bu doğrultuda çalışmamızın hedefi şunlardır;

1. KSB kuafaj materyallerinin (MTA ve Biodentin) farklı sürelerde (24, 48, 72, 96 saat) sertleştirilmesinin makaslama bağlanma dayanımı üzerine etkisinin incelenmesi
2. KSB kuafaj materyallerinin (MTA ve Biodentin) kompozit rezin uygulaması öncesinde kanla kontamine olmasının bu materyallerin iki aşamalı self etch adeziv sistemle yapılan kompozit rezine makaslama bağlanma dayanımına etkisinin incelenmesi

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Vital Pulpa Tedavileri

Dental pulpa; dentin ve mine ile çevrelenmiş, dişin iç kısmında bulunan, pulpa hücreleri, odontoblastlar, savunma hücreleri, nöronlar, endotelyal hücreler, ekstrasellüler matriks gibi birçok canlı hücreyi içerisinde barındıran dinamik bir yapıdır. Bu hücreler ve yapılar pulpa canlılığını koruyabildiği sürece görevlerini yerine getirebilmektedir. Bu nedenle; geri dönüşümlü pulpa hasarına neden olan diş çürüklerinde, diş sert dokularında çeşitli nedenlere bağlı olarak oluşan madde kayıplarında, kök gelişimi tamamlanmamış açık apekse sahip dişlerde vital pulpa tedavileri büyük önem taşımaktadır (1).

Vital pulpa tedavisinde amaç; pulpa dokusunu onarıcı dentin yapımı için uyarmak, pulpanın iyileşmesini teşvik etmek, pulpa canlılığını koruyarak dişin ağızda sağlıklı bir şekilde fonksiyonunu sürdürmesini sağlamaktır (2). Herhangi bir nedenle ağız ortamına açılan veya açılmak üzere olan sağlıklı diş pulpasının biyouyumlu bir kuafaj materyali ile direkt veya indirekt şekilde örtülerek ve bu sayede korunması için yapılan tedaviler vital pulpa tedavileri olarak adlandırılmaktadır (3, 4).

Vital pulpa tedavileri 4 grup altında toplanabilir.

1- İndirekt pulpa kuafajı
2- Direkt pulpa kuafajı
3- Parsiyel pulpatomi
4- Servikal pulpatomi

İndirekt pulpa kuafajı; çürük lezyonunun pulpa sınırlarına yakın olacak seviyede derin olduğu ancak klinik ve radyografik olarak dişte herhangi bir semptomun oluşmadığı durumlarda pulpayı korumaya yönelik yapılan tedavi yöntemidir (5). Bu yöntemde çürüğün pulpaya en yakın olan etkilenmiş dentin tabakası uzaklaştırılmadan bırakılır, pulpaya gelebilecek fiziksel bir zararı yani perforasyonu önlemek amacıyla bırakılan etkilenmiş dentin tabakasının üzeri biyouyumlu bir materyalle örtülüp restorasyon yapılır. Bölgede kaldığı düşünülen mikroorganizmaların bir süre sonra dışarıdan beslenemediği için inaktif olduğu belirtilmektedir (7, 9).

Direkt pulpa kuafajı; genellikle kavite preperasyonu aşamasında derin çürüğü uzaklaştırırken veya yeni oluşmuş bir travma nedeniyle sağlıklı ve canlı pulpanın telafi edilebilir bir oranda açıldığı durumlarda uygulanan bir yöntemdir. Sağlıklı pulpanın

canlılığını korumayı ve pulpa üzerinde mineralize doku oluşturmayı amaçlar. Tedavinin uygulanabilmesi için, dişin asemptomatik olması ve pulpanın kontaminasyondan korunmuş olma gerekliliği bilinmektedir. Direkt pulpa kuafaj tedavisinin başarısı; ekspoz olmuş pulpa boyutu, pulpanın kanama niceliği ve niteliği, hastanın yaşı, pulpanın bakteri kontaminasyonuna uğramaması, perforasyonun lokalizasyonu gibi birçok etkene bağlı olmaktadır. Bazı araştırmacılar, direkt pulpa kuafajında kullanılan biyomateryallerin de fark yarattığı ve bu biyomateryallerin en önemli özelliğinin sert doku oluşumunu indüklemesi olduğunu belirtmektedir (1, 11, 13).

Lokal anestezi yapıldıktan sonra diş izole edilir ve kavitedeki çürük temizlenmeye başlanır. Açığa çıkmış olan pulpa yüzeyine herhangi bir işlem yapılmaz ve kanama steril salin emdirilmiş pamuk pelet, sodyum hipoklorit veya hidrojen peroksit gibi kanama durudurucu ajanlarla durdurulur (10, 11). Kanama durdurulduktan sonra kullanılacak olan kaplama ajanı hazırlanır ve açığa çıkmış olan pulpa yüzeyine uygulanır. Kaplama ajanı sertleştikten sonra kavite daimi olarak restore edilir (12). Direkt pulpa kaplamasının başarısını etkileyen önemli faktörlerden biri kanamanın kontrol altına alınmasıdır (10). Eğer pulpada fazla kanama mevcut ise bu durum pulpal inflamasyonun belirtisi olabilmektedir. Ayrıca yine kanamanın kontrol altına alınamadığı durumda açığa çıkmış olan pulpayı çevreleyen dentin de nemli olacağı için kaplama ajanının tam bir örtücülük sağlaması mümkün olamamaktadır (13). Perforasyon alanının biyouyumlu bir materyalle kapatılarak sızdırmaz bir restorasyon yapılması da tedavinin başarısı için önemlidir (14). Friendlander ve ark.(15) tarafından yapılan bir çalışmada direkt pulpa kaplamasının reversible pulpitis vakalarında oldukça başarılı sonuçlar verdiği, ayrıca genç yaştaki hastalarda prognozunun çok daha iyi olduğu görülmüştür.

2.2. Vital Pulpa Tedavilerinde Kullanılan Materyaller

Kuafajda kullanılan pulpa kaplama materyallerinden beklenen asıl performans canlı pulpanın sağlığını sürdürerek pulpa etrafında dentin köprüsü oluşturmaktır. İdeal pulpa kaplama materyalinden beklenen özellikler aşağıdaki gibi sıralanabilir (27).

- Biyouyumlu olmalıdır.
- Diş dokularına adezyonu iyi olmalıdır.
- Bakteriyel sızıntıyı önlemelidir.
- Doku sıvılarında çözünmemelidir.

- Pulpada sert doku oluşumunu indüklemelidir.
- Boyutsal olarak stabil olmalıdır.
- Toksik etkisi bulunmamalıdır.
- Biyoaktif özellik göstermelidir.
- Radyoopak olmalıdır.

Geçmişten günümüze kuafaj tedavilerinde kullanılmak amacıyla bir çok materyal üretilmiştir. Günümüzde popüler olarak kullanılan materyaller ise şunlardır;

2.2.1. Kalsiyum Hidroksit (KH)

Diş hekimliğinde ilk kez 1920'lerde Hermann tarafından kullanılmıştır. Herman'ın 1930'daki çalışmalarından sonra kalsiyum hidroksit vital pulpa tedavilerinde en yaygın kullanılan materyallerden biri olmuştur ve altın standart olarak kabul edilmiştir (1). KH, günümüzde de vital pulpa tedavilerinde tercih edilen bir materyaldir. Beyaz, kristal yapıda, çözündüğü zaman kalsiyum ve hidroksil iyonlarına ayrılan, yüksek alkalen (pH: 11) bir birleşiktir (28). Yüksek alkalen özelliğe sahip kalsiyum hidroksit alkalen fosfataz etkisiyle sert dokuları uyarırken, pulpa dokusuyla temas ettiğinde hidroksil iyonları nedeniyle kesin ve sınırlı bir nekrobiyotik alan oluşturur ve dentinden biyoaktif proteinlerin serbestleşmesi ile tamir sürecini teşvik eder (29)**.** Materyalin antibakteriyel özelliğini; bakterilerin hücre duvarlarını hidrolize uğratmak, endotokinlerini nötralize etmek ve karbondioksit absorbsiyonuna bağlı olarak anaerobik organizmaları azaltmak yoluyla gerçekleştirdiği bildirilmiştir (30).

En dikkat çekici özelliği, vital ve devital dokulara karşı farklı özellik sergilemesidir. Kalsiyum hidroksit, canlı doku üzerine uygulandığında, karbondioksite (CO_2) olan afinitesi nedeniyle, ortamda bulunan CO_2 ile tepkimeye girerek kalsiyum karbonat oluşturmakta ve kostik etki göstererek sınırlı bir nekrotik alan meydana getirmektedir. Kalsiyum hidroksitin canlı dokuya temasıyla salınan Ca^{+2} ve OH^- iyonları, reperatif dentin yapımını ve dentin köprüsü oluşumunu uyarmaktadır. Devital dokularda ise CO_2 miktarı sabittir. Kalsiyum hidroksit, devital dokulara temas ettiğinde nekrotik alan oluşturmaz, dokular CO_2 ve amonyağa kadar parçalanır (1).

Kalsiyum hidroksitin genel yararlarını sıralayacak olursak; antienflamatuar etkisi ile hastayı postoperatif hassasiyeti azaltmak, tersiyer ve tamir dentin oluşumunu uyarmak,

dentin tübüllerinde skleroza neden olmak, antimikrobiyal tabaka oluşturarak ve odontoblastoid hücreleri uyararak dentin köprüsü oluşumunu sağlamak olduğu bilinmektedir. Ayrıca kalsiyum hidroksit hemostatiktir ve kalsiyum iyonları doku tarafından iyi tolere edilirken, vital doku karsısında kesin ve sınırlı bir nekroz olusturmaktadır (31).

KH'nin olumlu özelliklerinin yanında bazı dezavantajları da bulunmaktadır. KH, yüksek oranda çözünürlük göstermektedir. Materyalin adezyon özelliği yoktur ve güçlü bir kapatıcılık sağlamaz. KH komşuluğunda oluşan tamir dentininde tünel defektleri olduğu da bildirilmiş çalışmalar vardır (14, 28). KH ile yapılan vital pulpa tedavilerinde başarısızlıkların; KH etkisiyle oluşan dentin köprüsünün sıklıkla pöröz olması ve KH'nin dentin yüzeyine bağlanamamasına bağlı olarak uzun vadede mikrosızıntıya neden olup pulpayı yeterince koruyamamasından kaynaklandığı bildirilmiştir (32, 33).

2.2.1.1. Kalsiyum Hidroksitin Etki Mekanizması

Uygulanan KH maddesine bağlı olarak, dentin köprüsünün oluşumu esnasında, iki farklı tip reaksiyon izlenmektedir. Su veya serum fizyolojik ile karıştırılan kalsiyum hidroksitin pH'ı 12.5'tir ve diş pulpası da dahil olmak üzere temas ettiği tüm yumuşak dokularda nekroza sebebiyet vermektedir. Önemli bir nokta, kalsiyum hidroksitin uygulanacağı dokuda kanamanın kontrol altına alınmış olmasıdır. Böylece diş pulpası kuafaj maddesi ile doğrudan temas edecektir.

Schröder ve Granath, pulpa dokusunun yüzeyinde üç katlı bir nekroz tabakası tanımlamışlardır. Kalsiyum hidroksite en yakın tabaka, *obliterasyon zonu*dur. Bu tabaka kalsiyum hidroksit parçaları, kan pıhtısı, hemoraji ve kan pigmentleri içermektedir (34,35,36). Bu tabaka, uygulama esnasındaki basınç ve hidroksil iyonlarının yüksek konsantrasyonuna bağlı, kimyasal yaralanmadan dolayı izlenmektedir. Bu zon, uygulamadan bir saat sonra gözlenebilir (38). İkinci tabaka ise *koagülasyon nekroz zonu*dur. Obliterasyon zonunda, hidroksil iyonlarının kısmen nötralize olması nedeniyle kimyasal etki daha zayıflamış ve koagülasyon nekrozu ile tromboz oluşmuştur (34, 36). Bu zon, yaklasık olarak 0.3-0.7 mm kalınlığındadır (39). Koagülasyon nekroz zonunun en derin seviyesi ile vital pulpa dokusu arasındaki sınır çizgisi ise, *demarkasyon hattı* olarak adlandırılmaktadır (40).

Bu kesin ve sınırlı nekroz, pulpada hafif iritasyona neden olarak, pulpa hücrelerini savunma ve tamir reaksiyonlarına yöneltmektedir. Pulpa yüzeyinde kendisine yabancı

olmayan ve rahatsız etmeyen bir örtü ile kalsiyum hidroksitin pulpa üzerindeki etkisi kaybolmaktadır. Bu sınır odontoblastların farklılaşması ve dentin depolaması için uygun bir matristir. Yangı hücreleri, yaklaşık olarak altı saatten sonra yara bölgesine gitmektedir ve tedavi başarılı olduğunda, çok az sayıda yangı hücresi, demarkasyon çizgisinin altında izlenmektedir (34, 36, 39).

2.2.2. Kalsiyum silikat bazlı simanlar; Başlangıçta endodontik tamir ve kök ucu dolgu materyalleri olarak üretilmişlerdir. Geçen zamanda biyouyumlu özellikleriyle direkt ve indirekt pulpa kuafaj materyali olarak da kullanılmaya başlanmıştır.

Biyouyumlu ve pulpada sert doku oluşumunu indüklemesi nedeniyle günümüzde pulpa tedavilerinde en sık tercih edilen materyaller olarak tanımlanmaktadır. Pulpa hücrelerini uyaran ve dentin ile kabul edilebilir dayanıklılıkta bir bağlanma oluşturabilen bu materyaller, kalsiyum hidroksite oranla postoperatif başarısının ve mekanik dayanıklılığının daha yüksek olması nedenleri ile günümüzde pulpa kaplama ajanı olarak uygulanması tercih edilmektedir (4, 45, 47).

Dört başlık altında toplanabilir;

- Mineral Trioksit Agregat
- Biodentin
- Therecal
- Kalsiyum ile zenginleştirilmiş simanlar

2.2.2.1. Mineral Trioksit Agregat (MTA)

MTA, diş hekimliği alanında kullanılan ilk kalsiyum silikat içerikli simandır (43). 1993 yılında Loma Linda Üniversitesi'nde Torabinejad ve ark. tarafından geliştirilmiş ve 1998 yılında Amerikan Gıda ve İlaç Yönetimi tarafından onaylanarak ProRoot MTA adı altında biyoseramik endodontik materyal olarak dental pazara sunulmuştur (44). Kalsiyum silika bazlı bir materyal olan MTA, ilk olarak gri renkli olarak üretilmiş ancak ön diş tedavilerinde renkleşme komplikasyonu nedeni ile içeriğindeki aluminoferrit çıkarılmış ve renkleşme yapmayan beyaz MTA oluşturulmuştur. Her iki tür MTA'da da trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, trikalsiyum aluminat, trikalsiyum oksit, silikat oksit, kalsiyum sülfat dihidrat (Gypsum) ana bileşenleri bulunmaktadır ve bu bileşime radyoopasite sağlanması amacı ile bizmut oksit eklenmektedir (51, 53).

Tablo 1. MTA'nın Kimyasal İçeriği [Asgary et al. (2005)]

Kimyasal içerik	GMTA (wt%)	WMTA (wt%)
Kalsiyum oksit	40.45	44.23
Silikon dioksit	17.00	21.20
Bizmut trioksit	15.90	16.13
Aliminyum oksit	4.26	1.92
Magnezyum oksit	3.10	1.35
Sülfür trioksit	0.51	0.53
Klorin	0.43	0.43
Demir oksit	4.39	0.40
Fosfor Pentaoksit	0.18	0.21
Titanyum dioksit	0.06	0.11
Karbonik asit	13.72	14.49

Kalsiyum silikat bazlı materyallerde reaksiyon, dikalsiyum ya da trikalsiyum silikatın su ile karıştırılması ile başlamaktadır ve MTA'nın hidrasyonu sonucu yan ürün olarak açığa çıkan kalsiyum hidroksit ile benzer özellikler göstermektedir. MTA'nın kalsiyum hidroksite göre daha homojen ve nitelikli dentin köprüsü, daha az enflamasyon ve nekroz meydana getirdiği belirtilmektedir (46, 47, 48).

MTA'nın süt dişlerinde pulpotomi ajanı olarak kullanıldığı klinik, radyografik ve histolojik çalışmada, MTA'nın formokrezole oranla daha iyi sonuçlar verdiği bildirilmiştir (50). Chueh ve Chiang, çürük varlığında bakterilerin ortamdan uzaklaştırılması sonrası inflame ama vital olan pulpanın pulpotomi tedavisinde MTA kullanılmasının pulpayı sağlıklı ve fonksiyonel duruma getirdiğini; sağlıklı dental pulpa kök hücrelerinde MTA'nın mitojenle aktive olan protein kinaz yolunu kullanarak odontoblastik farklılaşmayı sağladığını bildirmişlerdir (51).

Wang ve ark. MTA'nın inflame olan pulpada odontojenik/osteojenik aktiviteyi nüklear faktör kappa B (NF-kB) yolunu kullanarak aktive ettiğini ve irreversible pulpitisin başlangıç aşamalarında pulpa dokusunu tamir edebildiğini belirtmişlerdir (52).

PRF (platelet rich fibrin) ile yapılan rejeneratif endodontik tedavide MTA kullanımının başarısının 3 yıl süre ile araştırıldığı klinik bir çalışmada; apeks gelişimi tamamlanmamış periapikal lezyonlu dişlerde MTA uygulanmasının klinik ve radyografik olarak başarılı sonuçlar verdiği belirtilmiştir (53).

MTA'nın Avantajları

- Kalsiyum hidroksite göre daha kısa sürede, daha fazla dentin köprüsü oluşumu sağlar ve daha az iltihabi reaksiyona neden olur.
- Pulpa kanamasının tamamen durdurulması gerekmez çünkü nem varlığında sertleşir.
- Sertleşme sonrası yüksek çiğneme basıncını karşılayabilir.
- Tam olarak sertleşme gerçekleştiğinde toksisitesi önemsizdir.
- Biyouyumludur.
- Bir miktar mikrosızıntıya neden olmasına rağmen örtüleme yeteneği çinko oksit ojenol siman, IRM (Çinko Oksit Ojenollü Ara Restoratif Malzeme) ve amalgama göre daha üstündür (68, 69, 72).

MTA'nın Dezavantajları

- Sertleşmesi için uzun süre gerekir.
- Gri formu dişlerde renklenmelere yol açar.
- Antimikrobiyal etkisi kalsiyum hidroksitten daha düşüktür.
- Manipülasuonu zordur.
- Pahalıdır.
- Depolama esnasında hava ile temasının olmaması gerekir (68, 74, 76).

Kuafaj tedavisinde KH'e alternatif olarak kullanılan MTA'nın başarılı sonuçlar sonuçlar vermesine rağmen sahip olduğu dezavantajlar bu alanda farklı bir materyal arayışını devam ettirmiştir. MTA; biyouyumlu olması, homojen bir dentin köprüsü oluşturması ve sızdırmaz olmasıyla pulpanın büyük oranda iyileşmesini sağlarken sertleşme süresinin uzun olması ve ekonomik olmayışından dolayı günümüzde klinik kullanımı kısıtlı hale gelmiştir (42, 43).

2.2.2.2. Biodentin

Trikalsiyum silikat içerikli ve su bazlı bir materyaldir. 2009 yılında 'dentin ve kök yerine geçen materyal' olarak üretici firma tarafından diş hekimliğine tanıtılmıştır (61). Kalsiyum silikat bazlı materyallerden olan Biodentin (Septodont, Fransa); tozunda trikalsiyum silikat, kalsiyum karbonat, kalsiyum oksit ve zirkonyum oksit; likitinde ise

modifiye polikarboksilat ve kalsiyum klorit bileşenlerini içermektedir. Kalsiyum karbonat sertleşme süresini kısaltırken, polikarboksilat manipülasyonunu kolaylaştırmaktadır. Biodentin'in temel avantajları yaklaşık 12 dakika olan başlangıç sertleşme süresi ve güçlendirilmiş fiziksel özellikleridir. Başlangıç hızlandırıcı ve yumuşatıcı eklenerek hazırlanan modifiye edilmiş toz içeriği ve karıştırma aletinde kullanılacak önceden dozu ayarlanmış kapsül formulasyonu ile Biodentin fiziksel özellikleri oldukça iyi bir materyaldir (82, 86).

Tablo 2. Biodentin'in Kimyasal içeriği

TOZ	LİKİT
Trikalsiyum silikat (Temel içerik)	Kalsiyum klorid (Hızlandırıcı)
Dikalsiyum Silikat (İkinci temel içerik)	Suda çözünen polimer (Su azaltıcı ajan)
Kalsiyum karbonat (Doldurucu)	
Demir oksit(Renk ajanı)	
Zirkonyum oksit (Radyoopasite verici)	

Biodentin'in biyouyumluluğunun, mekanik ve örtüleme özelliğinin iyi olmasıyla kuafaj, amputasyon, kök perforasyonu tamiri, apeksifikasyon tedavisinde ve retrograd kök dolgusu olarak kullanılmaktadır (64). Biodentin dentinde mineralizasyon nodülleri oluşturarak odontoblast benzeri hücreleri uyarır ve dentine benzer matriks oluşumu sağlar (65). Kalsiyum ve silikon iyonları salgılayarak mineralizasyonu stimüle eder ve dentin-sement ara yüzünde mineral infiltrasyon bölgesi yaratarak daha iyi bir örtüleme sağlar ve mikrosızıntıyı azaltır (66). Dentin köprüsü oluşumu ve pulpada düşük inflamasyon oluşturma özellikleri MTA ile benzer olarak belirtilmektedir (84, 144).

Biodentin'in toz ve likiti karıştırıldığında, MTA'ya benzer şekilde kalsiyum silikat partikülleri su ile reaksiyona girerek CaO oluşturur. CaO, su varlığında $CaO+ H_2O$ reaksiyonuyla $Ca(OH)_2$ oluşturur. Böylece Ca^{+2}, OH^- ve silikat iyonları açığa çıkar. Zamanla hidrasyona uğrayınca jel forma dönen kalsiyum silikat, polimerize olarak ağsı bir yapı oluşturur. Oluşan bu ağ yapı, reaksiyona girmemiş trikalsiyum silikat parçalarını çevreler ve suyla daha fazla reaksiyona girmelerini engeller.

Biodentinin sertleşme reaksiyonu aşağıdaki şekilde özetlenebilir: $2(3CaO.SiO_2)+6H_2O \rightarrow 3CaO.2SiO_2.3H_2O + 3Ca(OH)_2$

Biodentin'in avantajları

- Monomer içermeyen mineral içeriği
- Yüksek biyouyumluluğa sahip olması
- Kısa hazırlanma süresi
- Kolay manüple edilmesi
- Dentine benzeyen mekanik özelliklerinin olması
- İyi örtüleme özelliği
- Antibakteriyel özelliği biodentinin avantajları arasındadır (69).

Çok amaçlı kullanımı olan Biodentin'in MTA'dan daha geniş klinik endikasyonları olduğu bildirilmiştir (40, 97, 99). Üretici talimatlarına göre materyalin çalışma zamanının 6 dakika olduğu, sertleşmesini ise 10-12 dakika içinde tamamlandığı bildirilmiştir. MTA'ya kıyasla daha kısa sürede sertleşmesi, 3-4 saatlik başlangıç sertleşme süresine sahip olan MTA ile yapılması mümkün olmayan restoratif işlemlerde kullanılabilmesini sağlamıştır (43).

Biodentin Kullanım Endikasyonları

MTA'nın kullanıldığı pulpa kuafajı, pulpotomi, kök perforasyonlarının tamiri, bifurkasyon lezyonları, internal kök rezorpsiyonları, eksternal kök rezorpsiyonları, apeksifikasyon, endodontik cerrahide kökucu tıkama materyali olarak kullanımı dışında, güncel olarak koronal restorasyonlarda, derin servikal ve radiküler lezyonlarda kullanılmaktadır. Ayrıca çiğneme kuvvetlerine yoğun olarak maruz kalan arka diş restorasyonlarında geçici dolgu materyali, derin arka diş kompozit restorasyonlarında kaide materyali olarak kullanılabilmektedir (69, 70, 72).

2.3. Adezyon

Güncel restoratif diş tedavileri, diş dokularına minimal invaziv konseptle yapılmaktadır. Dolayısıyla yapılacak restorasyonların tutuculuğunu artırmak artık geleneksel kavitelerle değil, daha konservatif kavitelerle birlikte adeziv sistemler ile sağlanmaktadır. Bu nedenle adeziv sistemler diş hekimliğinde büyük önem teşkil etmektedir. "Adezyon" iki materyalin birbirine temas etmesi durumunda yüzeyler arasında oluşan tutunmayı ifade eder (73). İki yüzeyin birleşme, bağlanma ya da hem birleşme hem bağlanma içeren kuvvetlerle bir arada olmasıdır (74). Adezyonu oluşturan maddeye

‘’adeziv’’, adezivin uygulandığı maddeye ise ‘’aderent’’ adı verilir. Adezyonun oluşabilmesi için adeziv ve aderent arasında tam bir temas olması gerekir (75).

İyi bir adezyon sağlanması gereken bazı koşullar vardır. Bunlar; yüzeylerin temizliği, ıslanabilirlik, değim açısı ve serbest yüzey enerjisi gibi faktörlerdir. Bu gereksinimlerin doğru biçimde sağlanması, adeziv ile aderentin arasındaki bağlanma kuvvetini arttıracaktır (76). Adezivin yüzey gerilim değeri, yapışma yüzeyinin serbest yüzey enerjisine eşit veya daha az olmalıdır. Diş yüzeyinde plak, diş taşı, tükürük, kan, enzimatik bileşikler ve yiyecek artıkları gibi eklentilerin bulunması, kurutma işleminde kullanılan havadaki nem ve yağ taneciklerinin varlığı, serbest yüzey enerjisini düşürür ve adezyonu olumsuz yönde etkiler (77).

Diş yüzeyindeki adezyon mekanizması şöyledir; mine ve dentinin pürüzlendirilmesiyle mine ve dentin yüzeyindeki kalsiyum fosfat yapılar ve hidroksi apatit kristalleri yüzeyde çözünür. Yüzeylerde mikropörüziteler oluşur ve yüzey enerjisi artar. Yüzeye uygulanan adeziv rezin bu mikropöröz alanlara infiltre olur ve polimerizasyon sonrasında hibridizasyon oluşur. Kollojen ve rezin yapılarının iç içe geçtiği tabaka, 1985 yılında Nakabayashi tarafından “hibrid tabakası” olarak tanımlamıştır. Hibrid tabakası, mine ve dentin asitlendikten sonra rezin monomerlerinin bu sert dokulara infiltre olması sonucu mikromekanik bağlanmayla oluşan tabakadır (78).

2.3.1. Mine Dokusuna Adezyon

İnsan vücudunun en sert dokusu minedir. %86-95 oranında inorganik yapı, % 1 organik yapı ve % 3 sudan oluşur. Buonocore’nin 1955 yılında mineye asit uygulamasıyla adeziv diş hekimliği kavramı ortaya çıkmıştır(79, 80). Buonocore, akrilik rezinin pit ve fissürlere retansiyonunu arttırmak için, mineyi %85 fosforik asitle pürüzlendirmeyi önermiştir (81). Fosforik asit, mine yüzeyine uygulandığı zaman, hidroksiapatit selektif olarak çözünür ve minede, makro ve mikro pöroziteler oluşur. Rezin monomerler, oluşan pörozitelere infiltre olur ve polimerize edilerek, rezinin pörozitelerin içinde kenetlenmesi sağlanır. Bu mekanizma, “prizma benzeri” rezin tagların oluşumundan ve mineye mikromekanik bağlanmadan sorumludur (82). Ayrıca, rezin tagların pürüzlendirilmemiş minede görülmediği bildirilmiştir (83).

Asit ile pürüzlendirme sonucu mine yüzeyi düzensiz bir yüzeye dönüşür ve serbest yüzey enerjisi artar. Akıcı rezin materyal asitlenen yüzeye uygulandığında kapiller etkiyle arayüzde rezin penetrasyonuna neden olur. Monomer içindeki materyal polimerizasyonu,

mine yüzeyinde bağlantıyı sağlar. Mine yüzeyindeki rezin mikrotagların formasyonu rezinin mineye bağlanmasını sağlar (73, 79).

Silverstone ve ark. %30-40 konsantrasyonundaki asitin, minenin pürüzlendirilmesi için en uygun konsantrasyon değeri olduğunu saptamıştır. Bu konsantrasyon için önerilen asitleme süresi 60 saniyedir. Ancak taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile yapılan çalışmalar 15 saniye asitlemenin tutuculuk için yeterli olduğunu belirtmiştir (73, 84).

2.3.2. Dentin Adezyonu

Dentin dokusu yapısal özellikleri ve kimyasal bileşimi ile oldukça karmaşık bir yapı gösterir. Minenin inorganik hidroksiapatit içeriği hacimce %92 oranında iken dentinde bu oran %45'tir. Dentin tabakasının mineralize olmaması bağlanma dayanımını düşürür. Dentin mineye göre daha fazla organik içeriğe sahip olup inorganik ve organik bileşenleri doku derinliklerinde farklıdır. Dentin, mineye göre daha esnek bir yapıya sahiptir. Gelen kuvvetler karşısında mineden daha farklı davranış gösterir. Minedeki kollajen yapı hacimce % 6 iken dentinde %30-40 arasındadır (85).

Mineye göre dentinde adezyon sağlamak daha zordur. Bunun nedenleri arasında, dentinin organik içeriğinin mineye oranla daha fazla olması ve tübüler yapı göstermesidir (83). Tübüllerin içindeki sıvının varlığı, dentinin nemli bir yapı göstermesine yol açmaktadır. Dentin tübüllerinin sayısı mine-dentin sınırından pulpaya doğru gittikçe artar. Daha az tübül içeren yüzeyel dentinde rezin, tübüllerin arasına daha iyi infiltre olur ve bağlanma kuvvetinden en çok sorumlu olan dentin bölgesi olarak kabul edilir (83). Dentin yüzeyinde bağlanmayı etkileyen bir diğer sorun ise; kavite preparasyonunun ardından oluşan smear tabakasıdır. Smear tabakası; kavitenin hazırlanması sırasında, dentin dokusu üzerinde 1-7 μm kalınlığında oluşan, içeriğinde hidroksiapatit kristalleri, denatüre kollajen artıkları, kan, mikroorganizmalar ve tükürük bulunan organik yapıdır (86). Smear tabakası dentin yüzeyine zayıf olarak bağlanmış olduğundan dolayı, bu tabakaya bağlanma girişimleri başarılı olamamaktadır (86). Bundan dolayı, smear tabakasını tamamen ortadan kaldırarak veya modifiye ederek dentine adezyon sağlamaya çalışılmıştır. Smear tabakasına asit uygulamasıyla açığa çıkan dentin yüzeyine sıvı akışı artar. Bu durum bağlantıyı olumsuz etkileyebilir. Rezin tag oluşumu gözlense bile hidrofilik rezinin bu sıvı ortamda bağlanması zorlaşır (74).

2.3.3. Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması

Diş hekimliği alanında günümüze kadar birçok adeziv sistem geliştirilmiştir ve aşağıdaki gibi farklı özelliklerine göre sınıflandırılmışlardır:

1. **Tarihsel gelişimlerine göre :** 1-7 jenerasyon
2. **Uygulama yöntemlerine göre :**

   a. Smear tabakasının üzerine uygulanan adeziv sistemler

   b. Smear tabakasını modifiye eden adeziv sistemler

   c. Smear tabakasını ortadan kaldıran adeziv sistemler

   d. Smear tabakasını çözen adeziv sistemler (87)

3. **Klinik uygulama yöntemine veya adeziv ile mine ve dentin arasındaki ilişkiye göre :**

   a. **Etch&rinse adezivler**

      - Üç Aşamalı (4. Jenerasyon)
      - İki Aşamalı (5. Jenerasyon)

   b. **Self-etch adezivler**

      - İki Aşamalı (6. Jenerasyon)
      - Tek Aşamalı (7. Jenerasyon)

   c. **Üniversal adezivler** (88)

4. **Uygulama aşama sayısına göre:**

   a. Tek aşamalı adezivler

   b. İki aşamalı adezivler

   c. Üç aşamalı adezivler (88)

Günümüzde klinik uygulamada çoğunlukla adeziv sistemlerin klinik uygulama yöntemine göre olan sınıflandırması kullanılmaktadır (83).

2.3.3.1. Etch-and-Rinse Adezivler (Total Etch Adezivler)

Etch-and-rinse (ER) adeziv sistemleri, mineyi ve dentini %30-40'lık fosforik asitle pürüzlendirme, primer ve adeziv uygulamasını içermektedir (89). Asit uygulamasıyla, smear tabakasının ortadan kaldırılıp, mine ve dentine bağlanma amaçlanmıştır (83).

Total etch sistemler klinik olarak; iki aşamalı (asit/primer+bond) ve üç aşamalı (asit/primer/bond ayrı ayrı aşamalarda) yöntemlerle uygulanır. Üç aşamalı yöntem, altın standart olarak değerlendirilir ve mineye bağlantıda daha etkilidir (41, 42, 43). Ancak her iki yöntem de klinik olarak kabul edilebilir bir başarı göstermiştir (89).

Etch-Rinse adeziv sistemler, klinik uygulama basamaklarına göre; asitin, primerin ve adezivin ayrı olarak uygulandığı üç aşamalı teknik ve asitin ayrı, primer ve adezivin ise bir şişede tek bir çözelti şeklinde uygulandığı iki aşamalı teknik olarak sınıflandırılmaktadır (92). Total etch sistemlerin ilk aşaması olan asit uygulamasında, fosforik asit diş yüzeyine uygulanır ve yıkanır. Asitin uzaklaştırılmasıyla smear tabakası uzaklaşır, peritübüler-intertübüler dentin 3-5 µm derinliğine kadar dekalsifiye olur ve dentin kanallarının açılması sonucu kollajenler açığa çıkar, yüzeyde bağlanma kapasitesini arttıran mikropöroziteler oluşur. Bu mikroretantif alanlar rezin polimerizasyonu sonucu mikromekanik bağlantının gerçekleşeceği yerdir (91, 93). Asitle pürüzlendirme sonucu kollajenleri destekleyen hidroksiapatit kristalleri azalır ve inorganik destek kaybolur. Dentin geçirgenliği artar. Dentin geçirgenliğinin artması sonucu dentin yüzeyinin ıslanabilirliği artar (94). Islanabilirliğin artması bağlantıyı olumlu etkiler ancak diş yüzeyi aşırı kurutulduğunda kollajenler kollabe olur, bu durum rezinin yüzeye penetrasyonunu engeller. Asit uygulamasıyla oluşan dekalsifikasyon derecesini asitin; pH'sı, konsantrasyonu, viskozitesi ve uygulama zamanı etkiler (79).

a) Üç aşamalı etch-and-rinse adeziv sistemler

İlk aşama mine ve dentin yüzeyine asit uygulamasını içerir. Asit uygulanır ve suyla yıkanarak yüzeyden uzaklaştırılır. Bu şekilde smear tabakası ortadan kaldırılmış olur (83). Mine yüzeyini asitle pürüzlendirmenin nedenleri, minenin yüzey enerjisini ve yüzey alanını arttırmaktır (92).

Mineye asit uygulandığında, hidroksiapatit kristalleri çözünür ve minede yaklaşık olarak 5-50 µm derinliğinde mikropöroziteler meydana gelir (92). Adeziv rezin, pürüzlendirilmiş mine yüzeyindeki mikropörozitelere infiltre olur ve polimerize edildiğinde mikromekanik bağlanma gerçekleşir (95). Dentin yüzeyine asit uygulandığında

ise; dentin yapısındaki hidroksiapatit demineralize olur ve kollajen fibrilleri açığa çıkar (96). Minede iyi bir bağlanma elde etmek için asit uygulama aşamasından sonra yeterli kurutma sağlanmalıdır. Ancak dentinde iyi bir bağlanma için dentinin hafif nemli olması önemlidir. Demineralize dentin aşırı kurutulduğu zaman, kollajen fibriller kollabe olur (97). Bu durumun, adezivin dentine yeteri kadar infiltre olmasını engelleyeceği ve bağlanma dayanımının zayıflayacağı bildirilmiştir (98). Bu nedenle, demineralize dentinin nem kontrolünü sağlamak ve kollajen fibrillerin yapısını korumak teknik hassasiyet gerektirmektedir (98).

İkinci aşama ise; demineralize dentin yüzeyine primer uygulamasıdır. Asit aşamasından sonra, dentin yüzeyinden hidroksiapatit kristalleri uzaklaştığı için, dentinin yüksek organik içeriği ortaya çıkar (92). Bundan dolayı, dentinin kritik yüzey gerilim değeri ve ıslanabilirlik özelliği azalır ve bağlanmaya olumsuz etkisi olur.

Demineralize dentinin kritik yüzey gerilim değerini arttırmak için primer uygulaması önerilmiştir (98). Primer; aseton, etanol veya su gibi organik çözücüler içinde çözünmüş, 2-hidroksietil metakrilat (HEMA) gibi hidrofilik özelliklere sahip monomerler içermektedir (83). HEMA, ıslanabilirliği arttırmada ve az da olsa büzülen kollajen ağının tekrardan genişlemesinde görev alır (83). Aynı zamanda, HEMA hidrofilik ve hidrofobik olmak üzere iki fonksiyonel grup içermektedir. Hidrofilik grup dentin yüzeyine bağlanma özelliği gösterirken, hidrofobik grup kompozit rezine tutunma özelliği göstermektedir (89). Primer yapısındaki çözücüler ise, kollajen ağındaki su ile yer değiştirerek rezin monomerin kollojene infiltrasyonunu kolaylaştırır (99).

Üçüncü aşama ise; asitle pürüzlendirilmiş mine ve dentin yüzeyine adeziv rezin uygulamasıdır. Adeziv sistemler, Bis-GMA, TEG-DMA, UDMA gibi hidrofobik monomerlerden oluşmaktadır ve bu monomer yapıların zayıf infiltrasyon özelliği bulunmaktadır (92). İnfiltrasyon özelliğini arttırmak için, bileşimine HEMA gibi hidrofilik monomerler ilave edilmektedir. Hidrofilik gruplar, diş sert dokularına ıslanabilirliği arttırırken; hidrofobik gruplar, restoratif materyal ile etkileşime ve kopolimerizasyonuna izin verir (100). İnfiltrasyon işleminden sonra, bu monomerler görünür ışıkla polimerize edilir ve mikromekanik bağlanmayı sağlayan rezin tag oluşumu gerçekleşir. Asitle pürüzlendirilmiş dentine primer uygulanması ve adezivin kollajen fibrillerine infiltre olması sonucu hibrit tabakası olarak adlandırılan bir yapı ortaya çıkmaktadır (83).

b) İki aşamalı etch-and-rinse adeziv sistemler

Bu tekniğin ilk aşaması, üç aşamalı sistemde olduğu gibi mine ve dentin yüzeyinin asit ile pürüzlendirilme işlemi, ikinci aşaması ise, hidrofilik özellikteki primerin ve hidrofobik özellikteki adeziv ajanın birleştirilmesi ile oluşan "one bottle" olarak adlandırılan adeziv sistemin uygulanmasıdır (101). Bağlanma mekanizması üç aşamalı ER sistemler ile benzer özelliktedir. Bu sistemde de nemli bağlanma gereklidir. Teknik hassasiyeti azaltmak için, işlem sayısının azaltılması amaçlanmış olsa da, ikinci aşamanın birkaç kez uygulanmasının önerilmesi sürenin uzamasına neden olmaktadır (95). Asitle pürüzlendirilmiş dentin yüzeyine primer ve adeziv ajanın bir arada uygulanması, dentinin iyi örtülenmesini ve hibridizasyon etkinliğini azaltabilmektedir. Bununla birlikte, iki aşamalı ER adeziv sisteminin, üç aşamalı tekniğe göre bağlanma dayanımının daha zayıf olduğu bildirilmiştir (102).

2.3.3.2. Self etch adeziv sistemler

Etch-and-rinse tekniğinin, derin dentinin asitle pürüzlendirilme ve demineralize dentine rezin infiltrasyon problemlerinin üstesinden gelmek, ayrıca adezivin klinik uygulama prosedürünü basitleştirmek ve klinik zamanı azaltabilmek için self etch sistemleri geliştirilmiştir (103). Total etch sistemler gibi smear tabakasını tamamen ortadan kaldırmaz, smear tabakasını çözerek etki sağlarlar (80). Self etch adeziv sistemler, fosforik asit ajanından nispeten yüksek bir pH'ya sahip asidik fonksiyonel monomerlerin sulu bir çözeltisidir. Bu nedenle, self etch adezivler asiditelerine göre; güçlü (pH $\leq$1), orta (pH$\approx$1.5), hafif (pH $\geq$2) ve zayıf (pH$\geq$2,5) etkili olarak sınıflandırılmıştır (84, 93).

Güçlü self etch adezivlerin pH'ları genelikle 1 civarındadır. Bunun sonucunda dentinde 3.5 µm derinliğinde demineralizasyon oluşturarak smear tabakasını çözerler (90, 94, 105). Güçlü etkili self etch adeziv sistemlerin bileşiminde demineralizasyonu başlatabilmek için yüksek oranda su bulunmaktadır. Su dentin yüzeyinden tamamen uzaklaştırılamadığından dolayı polimerizasyon sırasında bağlanmayı olumsuz etkileyebilmektedir (105).

Orta etkili self etch adeziv sistemlerin demineralizasyon derinliği 1 µm'dir. Bu yüzeysel demineralizasyon bölgesel olarak görülür, geride kalan hidroksiapatitleri korur. Ayrıca yeterli mikromekanik tutuculuk sağlayacak kadar yüzey porözitesi oluşturur. Oluşturduğu hibrit tabakasının kalınlığı, total etch ve kuvvetli self etchlere göre daha azdır, ancak etkili bir bağlanma aktivitesi vardır. Submikron tabakadaki hidroksiapatitler

kimyasal bağlanmayı sağlar. 4-MET gibi karboksilik asit içeren monomerler, phenyl-P gibi fosfat içerikli monomerler ve 10-MDP'nin; kalan hidroksiapatitlerdeki kalsiyuma kimyasal bağlanma potansiyeli vardır. Bu kimyasal bağlanma, adeziv arayüzünün stabilitesini arttırır ve restorasyonun ömrünü uzatır (89, 93).

Hafif etkili self etch adeziv sistemlerle ise dentin oldukça yüzeyel demineralize edilerek kimyasal etkileşim için kollajen fibrillerin etrafında hidroksiapatitin kalmasına izin verilmektedir. Bu olay bağlanmanın erken dönemde bozulmasını önlese de monomer infiltrasyon derinliğinin 1 µm'den az olması ve yetersiz rezin penetrasyonu ilerleyen dönemlerde nanosızıntıya sebep olabilmektedir (99, 108).

Zayıf etkili self etch adeziv sistemler, hem mine hem de dentin dokusu ile yüzeyel bir etkileşim gerçekleşmektedir. Dentinde kollajen fibriller açığa çıkmazken, hibrit tabaka kalınlığının yaklaşık 0,2 µm olduğu bildirilmektedir (92). Genellikle smear tıkaçları dentin tübülünden tamamen uzaklaştırılamaz (83). Zayıf asidik pH özelliklerinden dolayı özellikle mineye bağlanması zayıftır (107).

İki aşamalı self etch adeziv sistemleri'nde birinci aşama, asit ve primer (self etch primer) içeren solüsyonun uygulanmasını içerir. İkinci aşama ise; hidrofobik rezin içeren adeziv ajanın uygulanması ve polimerize edilmesidir (92). Self etch primer, mine ve dentini aynı anda asitle pürüzlendiren ve infiltre olabilen, daha sonra adeziv rezin ile fotopolimerize edilebilen, çeşitli vinil monomerleri (asidik, hidrofilik ve hidrofobik monomerler) içeren sulu asidik çözeltilerdir (83).

Tek aşamalı self etch adeziv sistemi; self etch primerin ve adeziv ajanın işlevlerini birleştiren adeziv sistemidir. Tek aşamalı SE adezivler, "iki bileşenli" ve "tek bileşenli" olarak alt bölümlere ayrılabilir. Aktif bileşenlerin ayrılması suretiyle oluşan (su ile fonksiyonel monomeri ayırmak gibi) iki bileşenli self etch adezivlerin daha uzun bir raf ömrüne sahip olduğu söylenmektedir (83), ancak her iki bileşenin birlikte yeterli bir şekilde karıştırılması gereklidir. Tek bileşenli tek aşamalı SE adezivler, pürüzlendirme, primer ve adeziv rezin uygulama aşamalarını birleştiren "tek şişe" veya "all in one" adezivler olarak kabul edilebilir ve karıştırma gerektirmez (108). Bu tip self etch adeziv sisteminde, asidik fonksiyonel, hidrofilik ve hidrofobik monomerler, doldurucular, su ve çeşitli çözücüler (aseton, etanol, buttanol), rezin bileşen, foto-başlatıcıları ve inhibitörleri tek bir çözeltide birleştirilmiştir. Tek aşamalı SE adezivler hidrofilik özellik gösterir ve su afinitesi nedeniyle, adezivin polimerizasyondan sonra bile, adeziv tabaka boyunca suyun

substrattan hareket etmesine izin veren yarı geçirgen zarlar gibi davrandığı rapor edilmiştir (83, 108). Aynı zamanda, adeziv tabaka ile kompozit restorasyon arasındaki geçişte, özellikle kompozitin polimerizasyonu geciktiğinde, küçük damlacıklar oluşabilmekte ve bağlanma olumsuz etkilenebilmektedir (110).

2.4. Adezyon Testleri

Restoratif materyalin diş sert dokularına adezyonu restorasyonun başarısının temelidir. Uygun olmayan adeziv bağlanma durumunda diğer tüm koşullar ideal olsa dahi yapılan restorasyon kısa sürede başarısız olacaktır. Dentin adeziv sistemlerin klinik olarak kabul edilebilir makaslama bağlanma değeri 17-20 MPa' dır (112, 114, 115).

Laboratuvar şartları altında adezyon analizleri için yapılan bir çok test metodu vardır. İn-vitro olarak; materyalin çekme-koparma-gerilim (tensile), bükülme (torsion) veya makaslama bağlanma (shear) streslerine karşı olan direnci değerlendirilir. Ayrıca mikrosızıntı ölçümleri, kontraksiyon boşluk boyut ölçümleri belirlenir. Adeziv sistemlerinin, mine ve dentine adezyonunu değerlendirmek için, nispeten kolay uygulanabilir olması nedeni ile geleneksel makaslama bağlanma ve gerilim bağlanma dayanımı testleri uzun süre tercih edilmiştir (113).

2.5. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Diş ile restoratif materyalin bağlantı ara yüzeyine paralel yönde ve sabit artışla kuvvet uygulanması esasına dayalı bir testtir. Testi yapılacak materyal örneklerini hazırlama işleminin daha kolay olması ve klinik ortamdaki yük dağılımını daha iyi taklit etmesi nedeniyle çok sık kullanılan bir test yöntemidir (113).

Makaslama testi, bağlanmış olan yüzeylere paralel olarak ve bağlantıda kopma meydana gelene kadar, sabit bir hızda kuvvet uygulanan test yöntemidir. İki yüzey arasındaki bağlantıyı kırmak için, bıçak sırtı şeklinde bir uç kullanılır ve ISO TR 11405 standardına göre kesici uç hızının 0,45 ile 1,05 mm/dk arasında olması gerektiği belirtilmiştir (114).

Bağlanma dayanımı değeri, kırılma sırasında elde edilen en yüksek kuvvet değerinin, bağlantı yüzey alanına bölünmesiyle hesaplanır (115). Bu yöntemin dezavantajı, bağlanma yüzeylerinde homojen olmayan stres dağılımı oluşma ihtimalinden dolayı, koheziv kırıkların meydana gelmesi ve sonuçların yanlış yorumlanmasına yol açabilmesidir (116). Bağlanma kuvvetlerinin uygulandığı örneklerde materyallerin kütlesel

dirençleri, ortaya çıkacak olan kırık tipini etkiler. Test sonrası bağlantının başarısızlığında görülen kırılma tipleri aşağıdaki gibidir (89, 128);

- Adeziv kırılma; farklı iki materyal arasında oluşan kırık tipidir.
- Koheziv kırılma; materyalin kendi içinde oluşan kırık tipidir.
- Miks (karma) kırılma; koheziv ve adeziv kırılmanın birlikte görüldüğü kırık tipidir.

Makaslama bağlanma dayanımı testinde kuvvetin örneğe ilettiği andan kopmanın gerçekleştiği ana kadar bağlantı alanında çok ciddi gerilim ve tork kuvvetleri oluşmaktadır (113). Test örneklerinin bağlantı ara yüzeylerinde gerçekleşen ve homojen olmayan stres dağılımları ve böylece makaslama testlerinde elde edilen yüksek standart hata oranı bu testin en önemli dezavantajıdır (118).

2.6. Kontaminasyon

KSB kuafaj materyallerinin uygulandığı vital pulpa tedavisi, perforasyon onarımı ve kök ucu dolgusu gibi klinik durumlarda, bu simanlar kaçınılmaz olarak kanla kontamine olur. Birçok çalışma, kan kontaminasyonunun bu materyalerin dentine bağlanma dayanımı gibi birçok özelliğini olumsuz etkileyebileceğini doğrulamıştır (84, 86). Albümin gibi kandaki hücreler ve proteinler, dentin tübüllerini kolayca tıkayabilir ve kuafaj materyali ile dentin duvarları arasında boşluklar oluşturabilir. Bu tıkanma, kuafaj materyali-dentin arayüzünde apatit oluşumunu ve "mineral sızma bölgesi" oluşumunu olumsuz etkileyebilir ve sonuç olarak bu KSB kuafaj materyallerinin push out bağlanma dayanımını olumsuz etkileyebilir (115, 116, 117, 128).

Kuafaj materyalinin sertleştikten sonra, klinik koşullarda üst restorasyonunun yapımından önce ağız sıvılarına ve diş etinden gelen kan kontaminasyonuna maruz kalması sıklıkla muhtemeldir. Ayrıca kontamine olmayan bir kuafaj materyali, kan kontaminasyonuna maruz kalan kuafaj materyaline kıyasla farklı bir yüzey mikro yapısına sahiptir (122). Bu nedenle kan kontaminasyonu, kuafaj materyalinin adeziv rezinlerle olan bağlanma dayanımını etkileyebilir. Bunun yanında sertleşme süreci başladıktan sonraki süreçlerde kanla kontaminasyonun kuafaj materyalinin üzerine yapılacak olan restoratif materyallere bağlanma dayanımıyla ilgili bir çalışma bizim bildiğimiz kadarıyla literatürde mevcut değildir.

Bu nedenle bu tez çalışmasında; çeşitli nedenlerle açığa çıkan pulpa dokusunun, kuafaj tedavisinde yaygın olarak kullanılan kalsiyum silikat esaslı kuafaj materyaller olan

ProRoot MTA ve Biodentin'in farklı sertleşme süreleri (24, 48, 72, 96 saat) sonrasında kanla kontaminasyonun bir self etch adeziv rezin kullanılarak makaslama bağlanma dayanımına etkisinin in-vitro olarak incelenmesi amaçlanmıştır.

Bu tez çalışmasındaki sıfır hipotezlerimiz şu şekildedir:

1. ProRoot MTA ve Biodentin'in farklı sertleşme sürelerinde (24, 48, 72, 96 saat) makaslama bağlanma dayanımları arasında farklılık yoktur.

2. Farklı sertleşme süreleri (24, 48, 72, 96 saat) sonrasında ProRoot MTA ve Biodentin'in kanla kontaminasyonu bir self etch adezivin makaslama bağlanma dayanımını etkilememiştir.

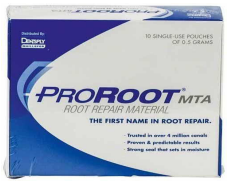
3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu tez çalışması, Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklendi (Proje no: 8603). Etik onayı 24237859-748 numarası ile KTÜ Tıp Fakültesi Bilimsel Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı'ndan alındı. Deney örneklerinin hazırlanması Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda yapıldı. Makaslama bağlanma dayanımı ölçümleri Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

Bu in-vitro çalışmada; iki farklı kalsiyum silikat esaslı kuafaj materyali olan ProRoot MTA ve Biodentin'in farklı sürelerde (24, 48, 72, 96 saat) sertleştirilmesi sonrası kanla kontaminasyonun makaslama bağlanma dayanımına etkisi incelendi.

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Bu çalışmada; ProRoot MTA (Densply, Tulsa dental, ABD; Resim 1), Biodentine (Septodont, Saint-Maurdes, France; Resim 2), Clearfil Liner Bond F – İki aşamalı Self Etch Adeziv (Kuraray Noritake Dental İnc, Japan; Resim 3), Filtek P60 Posterior Kompozit (3M ESPE, Dental Products; ABD, Resim 4) kullanıldı.



Resim 1. ProRoot MTA (Densply)



Resim 2. Biodentin (Septodont)



Resim 3. Clearfil Liner Bond F Adeziv (Kuraray)



Resim 4. Filtek P60 Posterior Kompozit (3M ESPE)

Tablo 3. Kullanılan materyaller, içerikleri, üretim numaraları ve uygulama aşamaları

MATERYALLER (Üretici Firma)	**ÜRETİM NUMARALARI**	**İÇERİKLERİ**	**UYGULAMA AŞAMALARI**
ProRoot Beyaz MTA (Densply, Tulsa dental, ABD)	0000249678	**Toz:** Trikalsiyum alüminat, trikalsiyum silikat, silikat oksit ve trikalsiyum oksit, demir oksit, magnezyum ve bizmut oksit **Likit:** Steril saf su,salin **Ph**=12-13	1 paket toz 1 ampul likit ile yaklaşık 1 dk karıştırılır. Uygulandıktan sonra nemli pamuk ile kapatılıp geçici dolgu yapılır. 96 saat sonra daimi dolgu yapılır.
Biodentine (Septodont, Saint-Maur-des Fosses, France)	B25453	**Toz:** Trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, kalsiyum karbonat, demir oksit, zirkonyum oksit **Likit:** Kalsiyum klorid, suda çözünen polimer, su	Kapsülü açılır ve tek kullanımlık olan likitten kapsül içine 5 damla likit sıkılır. Kapsül kapatılarak amalgamatöre yerleştirilir ve 4500 rpm (rotasyon/dak) hızla 30 saniye karıştırılır. Kapsül açılır ve Biodentin materyali uygun el aleti ile uygulanır.
Clearfil Liner Bond F (Kuraray Noritake Dental Inc., Japan)	000019	**Primer:** 10-Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat (MDP), 2-hidroksietil metakrilat (HEMA), Hidrofilik alifatik dimetakrilat, dl- kamforkinon, N,N-di-etanol-p-tolidin, Su. **Ph≈** 1.9 **Bond:** 10-Metakriloiloksidodesil fosfat (MDP), 2-hidroksietil metakrilat (HEMA), Bisfenol A digisidil metakrilat (Bis-GMA), Kolloidal silika, Hidrofobik alifatik dimetakrilat, dl-kamforokinon, N,N-dietanol p-tolidin	İki aşamalı (primer+bond) self etch adeziv sistemdir. 1. Primer diş yüzeyine uygulanır ve 20sn beklenir. Yağ içermeyen hava sıkarak solventlerin buharlaşarak ortadan kalkmaları sağlanır. 2. Bond diş yüzeyine uygulanır ve uniform bir tabaka oluşturmak için yağ içermeyen hava kuvvetli olmayacak püskürtmeyle sıkılır. 3. Adeziv 10sn boyunca 400-515 nm dalga boyunda ışık veren dental ışık cihazı ile ışık uygulanarak sertleştirilir.
Filtek P60 Posterior Kompozit (3M Espe, Dental Products, USA)	NA36198	Zirkonya / Silis içerir. BiS-GMA, UDMA ve BİS-EMA reçine içerir. İnorganik dolgu maddesi içeriği hacmen %61'dir.	2 mm'lik kütleler halinde inkremental teknik ile uygulanır ve 20 sn boyunca dental ışık cihazı ile polimerize edilir.

3.2. Örneklerin Hazırlanması

Her bir grup için 12 adet olmak üzere 16 grup için toplam 192 adet 30 mm çapında, 10 mm yüksekliğinde silindirik akrilik blok hazırlandı. Bu blokların düz olan bir yüzeyinin tam ortasına 5 mm çapında, 2 mm derinliğinde silindirik boşluklar oluşturuldu. Bu boşlukların kalsiyum silikat esaslı kuafaj materyalleri olan ProRoot MTA ve Biodentine ile tamamen doldurulması ve ardından sertleşmeleri için planlanan süreler (24, 48, 72, 96 saat) boyunca 37°C ve %100 nemli ortamda bekletilerek farklı sürelerde sertleştirilmeler planlandı.

Çalışma için oluşturulan deney grupları :

1- MTA + 24 Saat Sertleşme + Kompozit
2- MTA + 48 Saat Sertleşme + Kompozit
3- MTA + 72 Saat Sertleşme + Kompozit
4- MTA + 96 Saat Sertleşme + Kompozit

5- MTA + 24 Saat Sertleşme + Kan+ Kompozit
6- MTA + 48 Saat Sertleşme + Kan+ Kompozit
7- MTA + 72 Saat Sertleşme + Kan+ Kompozit
8- MTA + 96 Saat Sertleşme + Kan+ Kompozit

9- Biodentine + 24 Saat Sertleşme + Kompozit
10- Biodentine + 48 Saat Sertleşme + Kompozit
11- Biodentine + 72 Saat Sertleşme + Kompozit
12- Biodentine + 96 Saat Sertleşme + Kompozit

13- Biodentine + 24 Saat Sertleşme + Kan + Kompozit
14- Biodentine + 48 Saat Sertleşme + Kan + Kompozit
15- Biodentine + 72 Saat Sertleşme + Kan + Kompozit
16- Biodentine + 96 Saat Sertleşme + Kan + Kompozit

Hazırlanan 192 adet akrilik bloğun yarısı ProRoot MTA ile, diğer yarısı ise Biodentin ile dolduruldu. ProRoot MTA ile çalışılan örneklere üretici firmanın önerileri doğrultusunda 1g MTA ile 0.33g steril sudan oluşan likitin karıştırılmasıyla birlikte akrilik bloklardaki boşluklara uygulandı. MTA'nın fazlası akrilik blok seviyesi ile aynı seviyede

olacak şekilde yüzeyden uzaklaştırıldı. Daha sonra örneklerin yüzeyi nemli pamuk ile örtüldü. Örnekler 37 ˚C ve %100 nemli ortamda sertleştirilmek üzere etüve yerleştirildi.



Resim 6. ProRoot MTA ile hazırlanan örnekler



Resim 5. Biodentin ile hazırlanan örnekler

Biodentin ile çalışılan örnekler ise yine üretici firmanın önerileri doğrultusunda 1 kapsül toza 5 damla likit damlatılarak kapsül kapatıldı. Kapsül amalgamatöre yerleştirilerek 4200-4500 rotasyon/dak. hızla 30 saniye karıştırıldı. Biodentin akrilik örneklerdeki boşluklara uygulanarak fazlalık olan miktarlar akrilik blok seviyesi ile aynı seviyede olacak şekilde uzaklaştırıldı. Daha sonra örneklerin yüzeyi nemli pamuk ile örtüldü. Örnekler 37 ˚C ve %100 nemli ortamda sertleştirilmek üzere etüve yerleştirildi.

MTA ve Biodentin örnekler her grubun sertleştirilme süresine göre etüvden çıkarıldı.

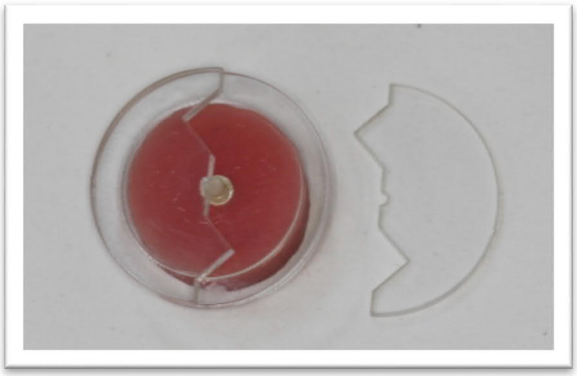
3.3. Kuafaj Materyallerine (MTA, Biodentin) Farklı Sertleşme Süreleri Sonunda Kompozit Rezin Uygulanarak Deney Örneklerinin Hazırlanması

24 saatlik MTA gruplar ;

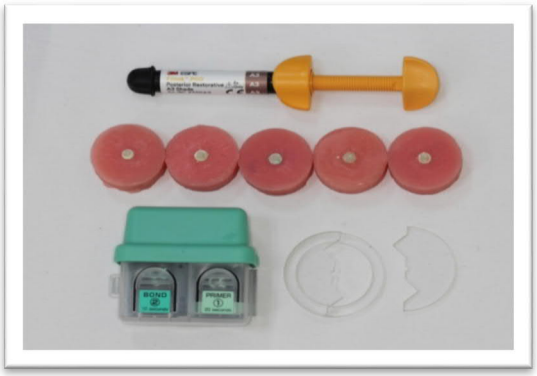
Etüvden 24 saat sonra çıkarılan 24 adet MTA örneği; MTA24 ve Kontamine MTA24 grupları için n:12 olarak gruplara ayrıldı.

1.Grup (MTA24) : Etüvde sertleşmeye bırakılan MTA örneklerinin 12 tanesi grubun sertleştirilme süresi olan 24 saat sonra etüvden çıkarıldı. Çıkarılan örneklerin üzerine örtülen nemli pamuk uzaklaştırılıp MTA yüzeyinde kalan pamuklar bistüri ile hafifçe uzaklaştırıldı. MTA örneklerine iki aşamalı bir self etch adeziv sistem olan Clearfil Liner Bond F'nin primeri üretici firmanın talimatlarına göre 20 sn uygulanıp hafif hava ile kurutulduktan sonra bond uygulandı. Uygulanan bondun fazlalığı hafif-orta kuvvette hava

uygulanarak uzaklaştırıldıktan sonra 20 sn LED ışık (3M ESPE Elipar S10 LED cihazı) uygulanarak polimerize edildi. Adezivin polimerizasyonu sonrasında MTA yüzeyine; pleksi malzemeden lazer kesim ile elde edilmiş bir kalıp kullanılarak; 3 mm kalınlıkta, her biri 1.5 mm kalınlıkta olan tabakalar halinde tabakalama yöntemiyle, her tabakanın 20 sn boyunca ışıkla polimerize edilmesiyle, kompozit (Filtek P60, 3M ESPE) uygulandı

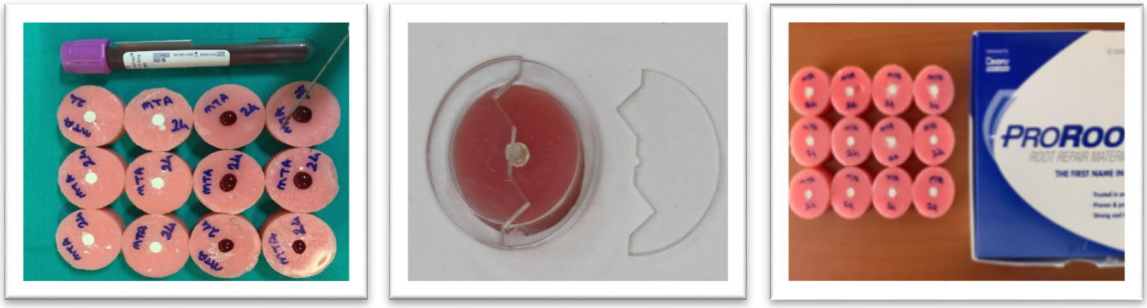


Resim 7. Pleksiden yapılmış kompozit kalıbı



Resim 8. Kompozit Uygulanmış Örnekler

2.Grup (Kontamine MTA24) : Etüvden 24 saat sonra çıkarılan MTA örneklerinin diğer 12 tanesinin yüzeyi; gönüllü, genç ve sağlıklı bir bireyden alınan taze kan ile 20 sn boyunca kontamine edildi. Sonra yüzeyler 10 sn suyla yıkandı ve ardından rulo pamuk ile kurulandı. Kurulamada standardizasyon için rulo pamuğun iki farklı kuru yüzeyi ile birer defa silme hareketi yapmak üzere toplam 2 silme hareketi ile standardize edildi. Kontaminasyon ve kurulama işlemlerinden sonra bir önceki gruba uygulanan prosedürdeki gibi aynı adeziv (Clearfil Liner bond F) ve aynı kompozit (Filtek P60, 3M ESPE) uygulama işlemleri örneklerin yüzeyine uygulandı. Kompozit uygulamalar tamamlandıktan sonra hem kontaminasyonlu örnekler hem de kontaminasyonsuz örnekler 24 saat süreyle 37 derece %100 nemli ortamda bekletilmek üzere etüve yerleştirildi.



Resim 9- 10- 11. Kontamine MTA örnekleri, Kompozit Rezin Uygulaması, Kompozit Rezin Uygulanmış Kontamine Örnekler

24 saat sonra etüvden çıkarılan tüm örneklere (kanla kontamine olan ve olmayan MTA örnekleri) makaslama bağlanma dayanım testi uygulandı.

Diğer gruplar ;

MTA24 çalışma gruplarının hazırlanmasındaki işlemleri tamamlayıp MBD testi sonuçlarını elde ettikten sonra aynı işlemler MTA'nın 48, 72, 96 saatlik grupları için de uygulanarak belirtilen sertleşme sürelerinden sonra kompozit rezin uygulandı.

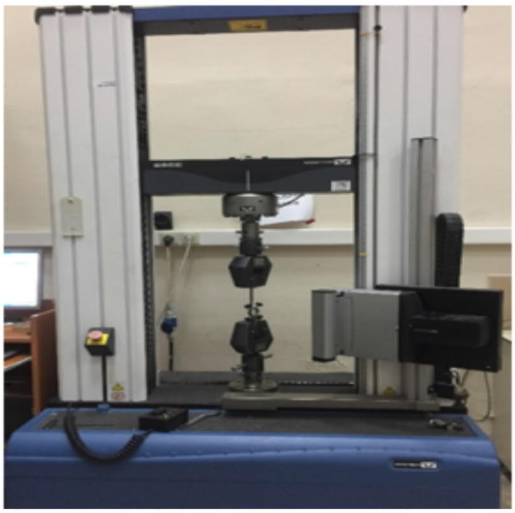
MTA'nın dört farklı sertleşme süresinde kontaminasyonlu ve kontaminasyonsuz örneklerine kompozit rezin uygulayarak yapılan işlemler Biodentin grupları için de aynı yöntemlerle dört farklı sertleşme süresinde (24, 48, 72, 96 saat) uygulandı. Hazırlanan örneklere MBD testi uygulandı.



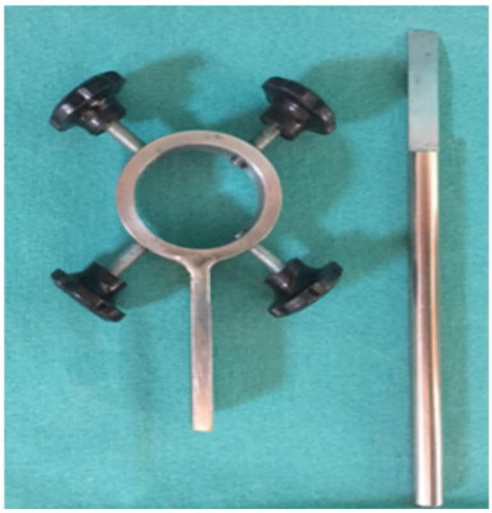
Resim 12. MTA ve Biodentin örneklerine kompozit uygulama aşaması

3.4. Makaslama Bağlama Dayanımının Ölçülmesi

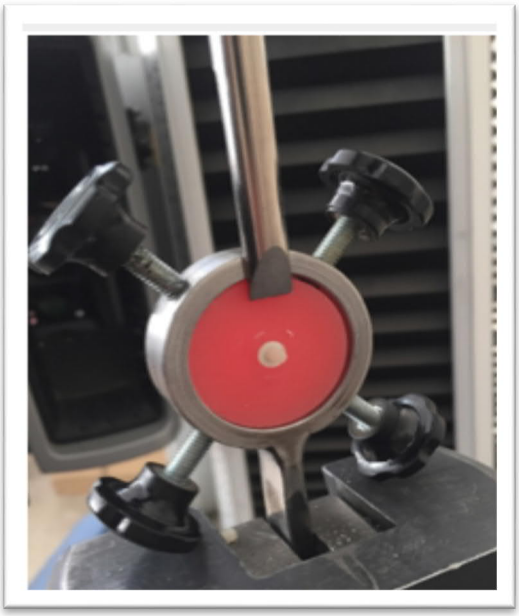
Her iki kuafaj materyali için farklı sertleşme süreleri sonunda kontamine edilmiş ve kontamine edilmemiş tüm gruplara kompozit rezin uygulandıktan sonra makaslama bağlanma dayanım testleri yapıldı.



Resim 13. Universal çekme-basma cihazı



Resim 14. Vidalı aparat ve düz-ince uçlu bıçak





Resim 15 - 16. Kırma işleminden önce örneğin önden ve yandan görünüşü

Bu testler Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü'nde bulunan araştırma laboratuarındaki universal çekme-basma test cihazı (Instron 3382, USA) ile yapıldı (Resim 13). Hazırlanan örnekleri cihaza sabitlemek için vidalı aparat; kırma işlemi için de düz ve ince uçlu bir bıçak hazırlandı (Resim 14). Test cihazına sabitlenen sivri uçlu bıçak, aparata sabitlenen örneklere 0,5mm/dak hızla akrilik yüzeylere paralel olacak şekilde yük uyguladı (Resim 15-16).

Newton cinsinden elde edilen sonuçlar Megapaskal (MPa)'a çevrildi. Testlerin sonucunda kuafaj materyallerinin yüzeyinde oluşan kopma/kırılma türleri ışık mikroskobunda ×25 büyütmeyle incelenerek değerlendirildi.



Resim 17. Işık mikroskobu (×25 büyütme)

Her iki kuafaj materyalinin farklı sürelerde sertleştirilmiş gruplarına ait elde edilen MBD değerleri, gruplar arası kıyaslama ve ilişkilendirme yapılmak amacıyla istatistiksel anializ ile değerlendirildi.

3.5. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemesi

Çalışmada kullandığımız MTA ve Biodentine yüzeylerinin kan kontaminasyonu ve primer uygulaması gibi farklı uygulamalardan nasıl etkilendiğini gözlemlemek amacıyla taramalı elektron mikroskobu (SEM) altında yüzey incelemeleri yapıldı. Bu gözlemi yaptığımız örnekler MBD testleri için hazırlanan örneklerden hazırlandı. Her bir grup için 1 adet olmak üzere toplam 16 adet örnek hazırlandı. Hazırlanan blokların ortasında 5 mm çapında 2 mm derinliğinde boşluklar oluşturuldu. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda 1g MTA ile 0.33g likit ile karıştırıldı. MTA'nın 24 saat sertleştirilecek grupları için hazırlanan akrilik bloklardaki kaviteler MTA ile dolduruldu ve üzeri nemli pamuk ile örtüldü. Daha sonra hazırlanan örnekler 37˚C %100 nemli ortamda 24 saat bekletildi. 24

saat sonra etüvden alınan MTA örneklerinin üzerindeki nemli pamuk uzaklaştırıldı. Örnekler 4 grup halinde incelenmek üzere sınıflandırıldı.

1.Grup:

MTA + 24 saat : Akrilik bloğa sadece MTA uygulandı.

2.Grup:

MTA + 24 saat + Primer: Akrilik bloğa MTA uygulanıp 24 saat 37 derece %100 nemli ortamda sertleştirildikten sonra MTA yüzeyine 20 sn primer uygulandı.

3.Grup:

MTA + 24 saat + Kan: Akrilik bloğa MTA uygulanıp 24 saat 37 derece %100 nemli ortamda sertleştirildikten sonra MTA yüzeyi 20 sn taze kanla kontamine edildi.

4.Grup:

MTA + 24 saat + Kan + Primer: Akrilik bloğa MTA uygulanıp 24 saat 37 derece %100 nemli ortamda sertleştirildikten sonra MTA yüzeyi 20 sn taze kanla kontamine edildi. Yüzeydeki kan 10 sn yıkandıktan sonra yüzey kuru rulo pamukla 2 defa silinerek kurulandı. Ardından yüzeye 20 sn primer uygulandı.

MTA24 grubu için hazırlanan örnekler diğer sertleşme süreleri ve Biodentin için de hazırlandı. Toplamda 16 grup olan örneklerin incelemeleri KTÜ Merkezi Araştırma Laboartuvarı'nda bulunan taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile yapıldı. SEM incelemesi için MTA ve Biodentin örnekleri ince bir altın tabakasıyla kaplandı. SEM incelemeleri (Zeiss EVO LS 10, İngiltere) 5 kV'de, ×200- ×10000 arasındaki büyütmelerde yapıldı. Materyallerin yüzeyleri ayrı ayrı incelendi ve değerlendirmeler yapıldı.

3.6. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analiz için SPSS for Windows 17.0 (SPSS Inc., Chicago, USA) programı kullanıldı. Verilerin normal dağılıma uygunluk analizi Shapiro Wilk testi ile gerçekleştirildi. Analizlerde tekrarlayan örnekler için 2-yönlü ANOVA testi ve Fisher's LSD test ve zamana bağlı değişimler için eşleştirilmiş örneklem testi kullanıldı. Tüm analizlerde $p<0.05$ düzeyi istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Test Sonuçları

Makaslama bağlanma dayanım değerleri istatistiksel olarak incelendiğinde (Tablo 4)'de görüldüğü üzere Zaman p: 0.029 ile anlamlı etki göstermiş ve yine zaman-materyal etkileşimi p: 0.007 ile anlamlı etki oluşturmuştur. Diğer satırlardaki Zaman-Kontaminasyon durumu etkileşimi (p: 0.341) ve Zaman-Materyal-Kontaminasyon durumu etkileşimleri (p: 0.274) istatistiksel olarak anlamlı etki oluşturmamıştır (p>0.05). Bu tabloya göre özetle zamanın tek başına ve zaman-materyal değişkenlerinin etkileşiminin MBD değerleri üzerinde anlamlı etki oluşturmuştur.

Tablo 4. İki yönlü Anova gruplar arası etkileşim tablosu

Multivariete Tests		
Etki		**Sig.**
Zaman	**Pillai's Trace**	**0.029**
Zaman *Materyal	**Pillai's Trace**	**0.007**
Zaman *Kontaminasyon durumu	**Pillai's Trace**	**0.341**
Zaman *Materyal *Kontaminasyon durum	**Pillai's Trace**	**0.274**

a. Exact statistic
b. Design: Intercept+M+K+M * K Within Subjects Design: Zaman

4.2. Kuafaj Materyallerinin Makaslama Bağlanma Dayanımı Test Sonuçlarının Aynı Grup içinde Zamana Bağlı Olarak İncelenmesi

Çalışmada kullanılan kuafaj materyallerinin farklı süreler (24, 48, 72, 96 saat) sonunda ve kontaminasyon durumlarına göre makaslama bağlanma değerlerinin ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 5'te verilmiştir.

Tablo 5. Ortalama Makaslama Bağlanma Dayanım Değerleri (MPa) ve Grup İçi Karşılaştırmaları

Materyal / Sertleşme Süresi	**24 SAAT**	**48 SAAT**	**72 SAAT**	**96 SAAT**
MTA	20.46 ± 3.97 ^{A}	22.50 ± 4.52 ^{A}	23.75 ± 5.81 ^{A}	22.65 ± 4.11 ^{A}
KONTAMİNE MTA	10.43 ± 2.42 ^{A} *p‹0.05 (kontMTA48 ile) *p‹0.05 (kontMTA72 ile) *p‹0.05 (kontMTA96 ile)	14.92 ± 5.20 ^{B}	16.80 ± 2.52 ^{B}	17.14 ± 3.38 ^{B}
BİODENTİN	18.61 ± 5.51 ^{A}	20.32 ± 3.04 ^{A}	18.01 ± 3.46 ^{A}	18.55 ± 3.40 ^{A}
KONTAMİNE BİODENTİN	13.25 ± 3.74 ^{A}	11.72 ± 3.25 ^{A}	13.40 ± 6.06 ^{A}	12.26 ± 1.97 ^{A}

- Bonferroni'nin testine göre, ilk sutunda ifade edilen her kalsiyum silikat esaslı kuafaj materyalinin, farklı sürelerdeki (aynı satırda) bağlanma dayanımındaki anlamlı farklılık üst yazı harfi halinde yazılmıştır. Farklı harfler satırlardaki istatistiksel farklılıkları göstermektedir ($p<0.05$).

4.3. Gruplar Arası Test Sonuçlarının İncelenmesi

Makaslama bağlanma dayanım değerleri istatistiksel olarak incelendiğinde;

Kontamine olmayan MTA grubu için farklı sertleşme süreleri sonrasında (24, 48, 72, 96 saat) yapılan testlere göre MBD açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$). Kontamine MTA grubunda; farklı sertleşme süreleri arasındaki makaslama bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak bazı farklılıklar görülmüştür:

***Kontamine MTA24 grubu*;** Kont.48, 72, 96 saat gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı oranda daha düşük bağlanma dayanımı gösterdi ($p<0.05$).

Kontamine olmayan Biodentin grubu için farklı sertleşme süreleri sonrasında (24, 48, 72, 96 saat) yapılan testlere göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$).

Kontamine Biodentin grubu için farklı sertleşme süreleri sonrasında (24, 48, 72, 96 saat) yapılan testlere göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$).

4.4. Kuafaj Materyallerinin Makaslama Bağlanma Dayanımı Test Sonuçlarının Gruplararası İncelenmesi

Kontamine olan ve kontamine olmayan MTA ve Biodentin gruplarının makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin aynı sertleşme süresinde birbirleriyle karşılaştırılmaları Tablo 6'da verilmiştir.

Tablo 6. Ortalama Makaslama Bağlanma Dayanım Değerleri (MPa) ve Gruplararası Değerlendirme

TABLO 6 : Makaslama Bağlanma Dayanımı Test Skorları

	24 Saat	48 Saat	72 Saat	96 Saat
MTA	**20.46** *p‹0.01 (kont.MTA24 ile)	**22.50** *p‹0.01 (kont.MTA 48 ile)	**23.75** *p‹0.05 (MTA kont 72 ile) **p‹0.05 (Biodentin72 ile)	**22.65** *p‹0.01 (kont.MTA96 ile) **p‹0.05 (Biodentin96 ile)
MTA Kontamine	**10.43**	**14.92**	**16.80**	**17.14** **p‹0.01 (kont.Biodentin96 ile)
BİODENTİN	**18.61** * p=0.002; p‹0.01 (kont.biodentin24 ile)	**20.32** *p‹0.01 (kont.biodentin48 ile)	**18.01** *p‹0.05 (kont.biodentin72 ile)	**18.55** *p‹0.01 (kont.biodentin96 ile)
BİODENTİN Kontamine	**13.25**	**11.72**	**13.40**	**12.26**

*** : Aynı materyalin kontamine edilmiş ve kontamine edilmemiş grupların aynı sertleşme süresindeki (aynı sutunda) anlamlı farklarını ifade eder.**

**** : Farklı iki materyalin (MTA-Biodentin) aynı sertleşme süresindeki anlamlı farklılığı ifade eder.**

MTA ve Biodentin gruplarının makaslama bağlanma dayanımı, aynı sertleşme süresine göre birbirleri arasında kıyaslandığında;

24 saatlik sertleşme süresinin sonunda MTA24 grubunun ortalama MBD (20.46 MPa) ile Biodentin24 grubunun ortalama MBD (18.61 MPa) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$).

48 saatlik sertleşme süresinin sonunda MTA48 grubunun ortalama MBD (22.50 MPa) ile Biodentin48 grubunun ortalama MBD (20.32 MPa) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$).

72 saatlik sertleşme süresinin sonunda MTA72 grubunun MBD (23.75 MPa) Biodentin72 grubuna (18.01 MPa) göre istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur ($p<0.05$).

96 saatlik sertleşme süresinin sonunda MTA grubunun ortalama MBD (22.65 MPa) ile Biodentin grubunun ortalama MBD değeri (18.55 MPa) arasında istatistiksel olarak anlamlı oranda yüksek bulunmuştur ($p<0.05$).

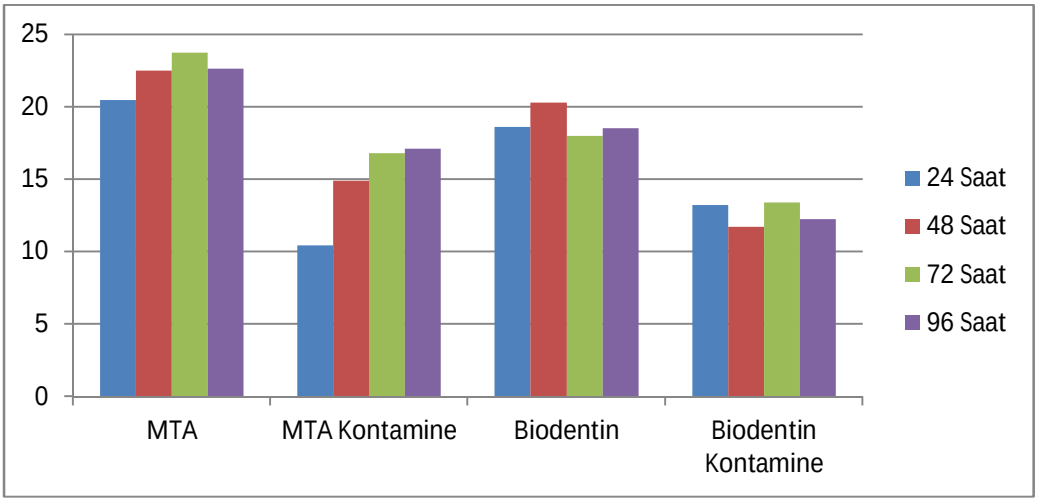
Kontamine edilen MTA ve Biodentin grupları kaşılaştırıldığında;

24 saatlik sertleşme süresinin sonunda Kont.MTA24 grubunun ortalama MBD (10.43 MPa) ile Kont.Biodentin24 grubunun ortalama MBD (13.25 MPa) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$).

48 saatlik sertleşme süresinin sonunda Kont.MTA48 grubunun MBD (14.92 MPa) ile Kont.Biodentin grubunun MBD (11.72 MPa) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$).

72 saatlik sertleşme süresinin sonunda Kont.MTA grubunun MBD (16.80 MPa) Kont.Biodentin grubuna (13.40 MPa) göre istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$).

96 saatlik sertleşme süresinin sonunda Kont.MTA grubunun ortalama MBD değeri (17.14 MPa) Kont.Biodentin grubunun ortalama MBD değeri (12.26 MPa)'ne göre istatistiksel olarak anlamlı oranda yüksek bulunmuştur ($p<0.05$).



Şekil 1. Kuafaj Materyali/Kontamine Durumu ve Sertleşme Sürelerine Göre Makaslama Bağlanma Dayanımı Bar Grafiği

4.5. Örneklerin Stereomikroskop Görüntülerinin Değerlendirilmesi

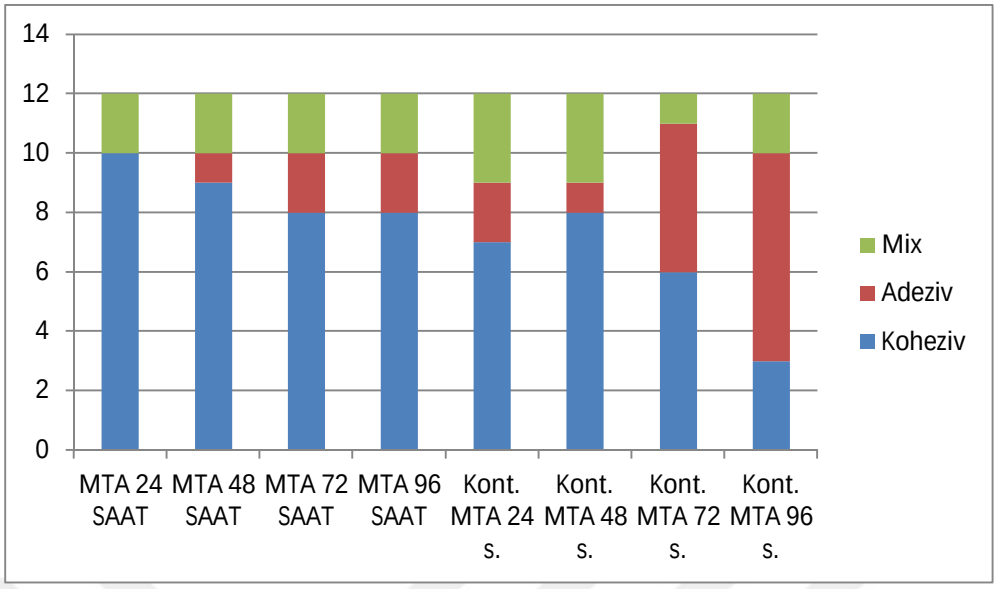
Örneklerin bağlantı yüzeyleri Stereomikroskopta ×25 magnifikasyonda değerlendirilerek kırılma tipleri belirlendi. Kırılma tipinin değerlendirilmesi şu şekilde yapıldı:

- Pulpa kaplama materyali/ kompozit arasında meydana gelen adeziv kırılma (A)

- Pulpa kaplama materyali içinde meydana gelen koheziv kırılma (K)

- Adeziv ve koheziv kopmanın birlikte görüldüğü mix kırılma (M)

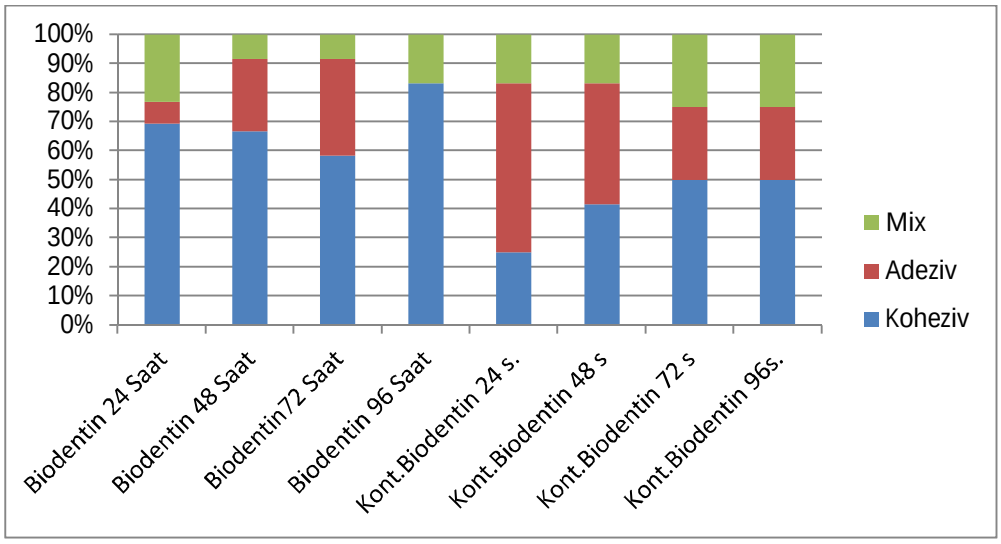
Şekil 2' de ***Kontamine olmayan MTA gruplarında*** kırılmaların ağırlıklı olarak koheziv türde olduğu ancak sertleşme süresi arttıkça adeziv kırılma türlerinde artış görüldü. ***Kontamine MTA gruplarında*** adeziv kırılma türüne en fazla rastlanan grup 96 saat sertleştirilen grup oldu.



Şekil 2. MTA'nın farklı sertleşme sürelerinde gözlenen kırılma tiplerinin dağılımı

Şekil 3'te Biodentin örnekleri için sertleşme saatlerine ve kontaminasyon durumlarına göre MBD testi ile oluşan kırılma/kopma çeşitleri görülebilmektedir. ***Kontamine olmayan Biodentin gruplarında*** ağırlıklı olarak koheziv kırılma gözlendi. Gözlenen koheziv kırılma en çok 24 saat sertleştirilen grupta, en az ise 96 saat sertleştirilen grupta görüldü.

Kontamine Biodentin gruplarında ise adeziv kırılma daha fazlaydı. Adeziv kırılma türüne en çok Kont.Biodentin24 grubunda rastlandı.

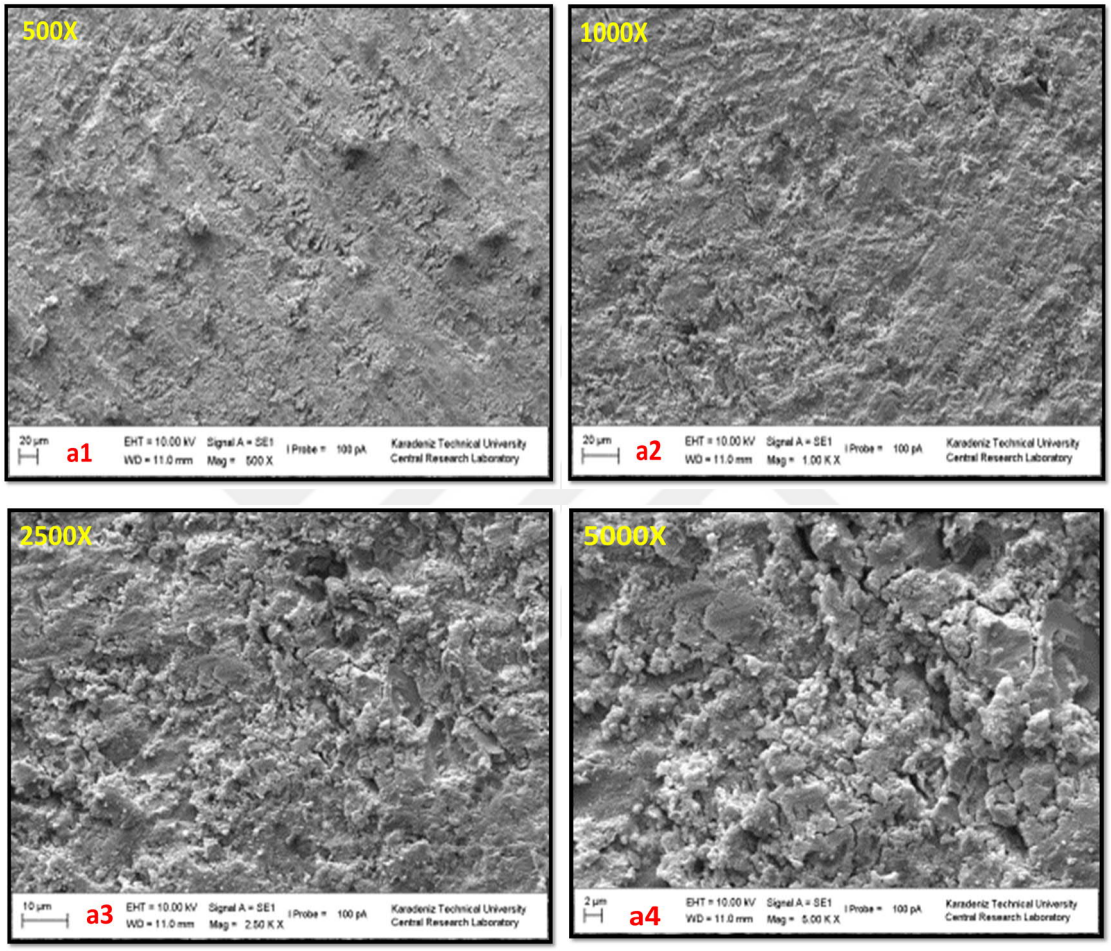


Şekil 3. Biodentin'in farklı sertleşme sürelerinde gözlenen kırılma tiplerinin dağılımı

4.6. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemesi

4.6.1. 24 Saat Sertleştirilen MTA yüzeyinin SEM Görüntüsü

24 saat sertleştirilen MTA (MTA24) yüzeyi incelendiğinde yüzey düzensizliklerine rastlanmadığı görüldü.

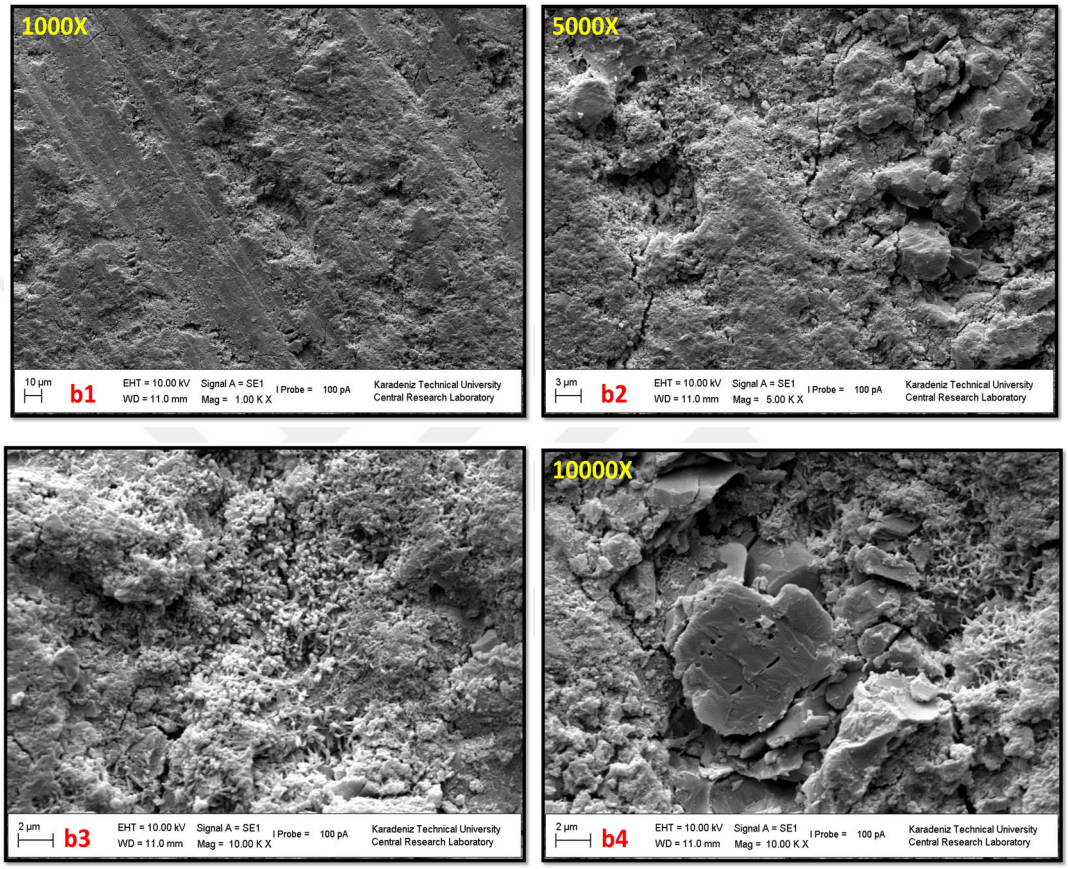


Resim 18. 24 Saat Sertleştirilen MTA yüzeyinin SEM Görüntüsü

(a1, a2: x500, x1000 - a3, a4: x2000, x5000)

4.6.2. 24 Saat Sertleştirilmiş MTA yüzeyinin Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü

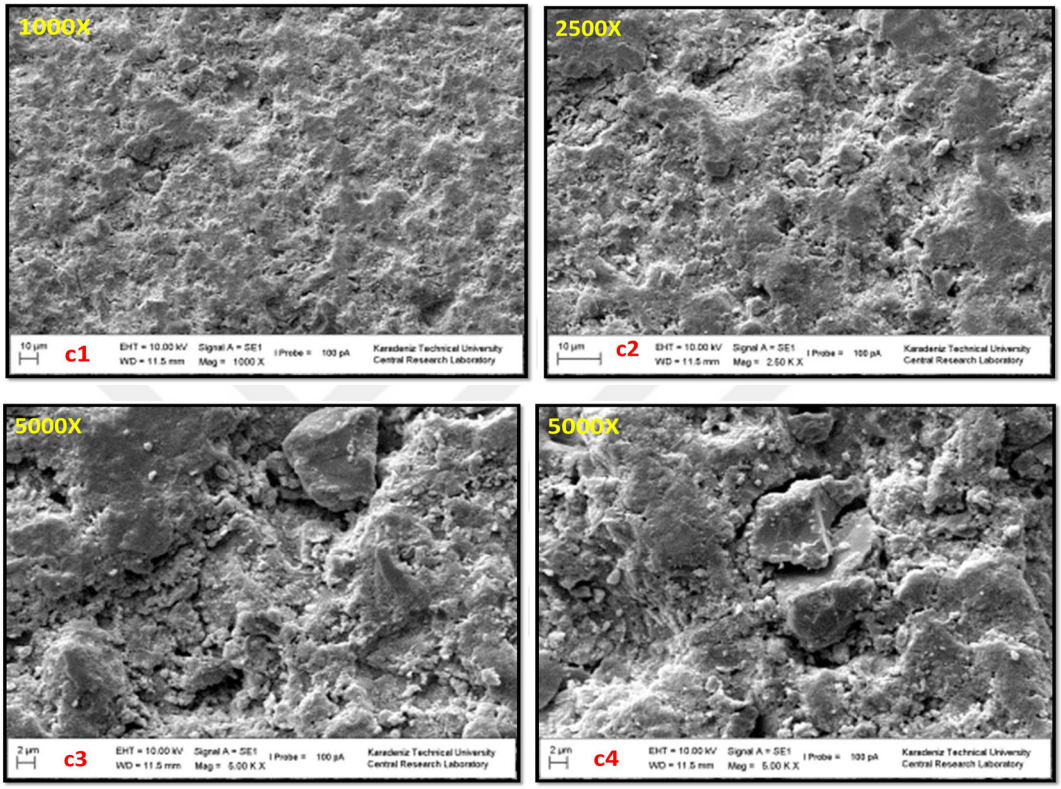
MTA24 örneğinin yüzeyine üretici firmanın önerdiği yöntemle primer uygulandığında yüzeyde bazı değişik yapıların oluştuğu gözlendi. Primer uygulaması sonrasında yüzeyde retiküler yapılar görüldü.



Resim 19. 24 Saat Sertleştirilen MTA'nın Primer uygulanmış yüzeyinin SEM Görüntüsü (b1, b2: x500, x750 – b3, b4: x1500, x5000)

4.6.3. 24 saat sertleştirilen MTA'nın Kanla Kontamine Edilmiş Yüzeyinin SEM Görüntüsü

Bu örneğin yüzeyinde MTA24 örneğinde görülen benzer yapılar gözlendi. Primer uygulanmış örnekte gözlenen retiküler yapılar gözlenmedi.

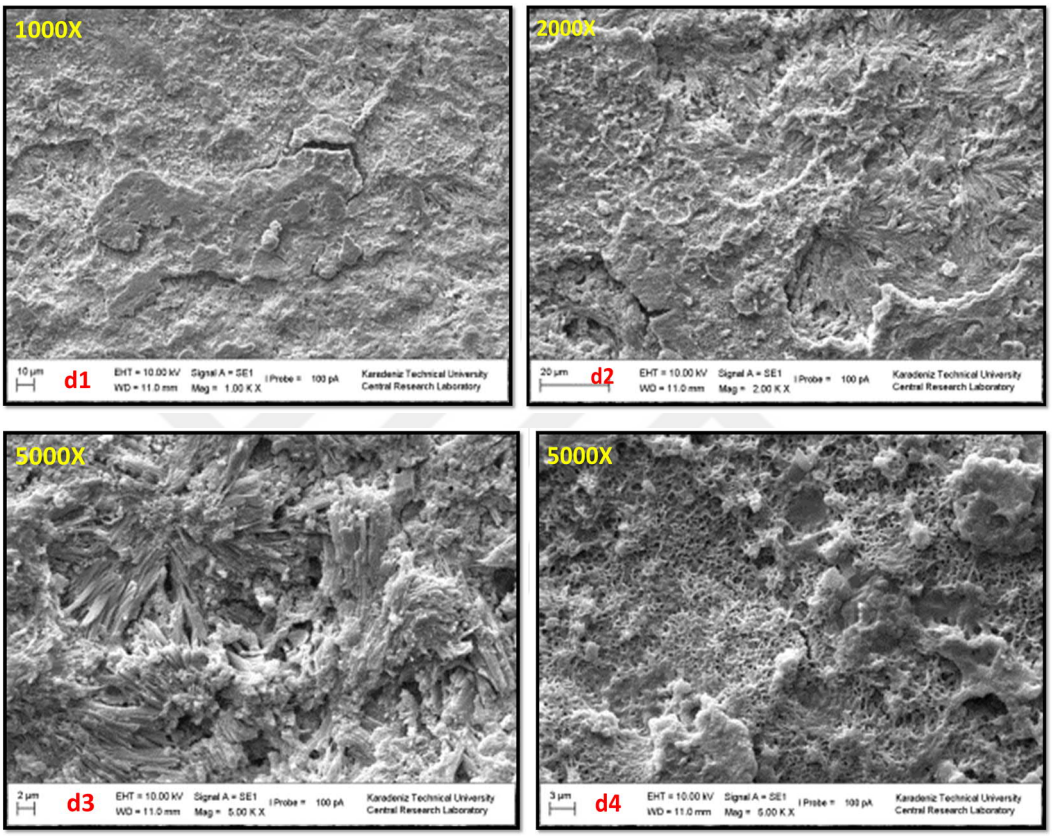


Resim 20. 24 saat sertleştirilen MTA'nın Kanla Kontamine Edilmiş Yüzeyinin SEM Görüntüsü

(c1, c2: x1000, x2500 – c3, c4: x5000, x5000)

4.6.4. 24 saat sertleştirilen MTA ‘nın Kanla Kontamine Edilip Primer Uygulanmış Yüzeyinin SEM Görüntüsü

MTA24 örneği, kanla kontamine edilip yüzeye primer uygulandıktan sonraki SEM incelemesinde sadece primer uygulanmış örnekte gözlenen retiküler yapıların yer yer gözlendiği görüldü.

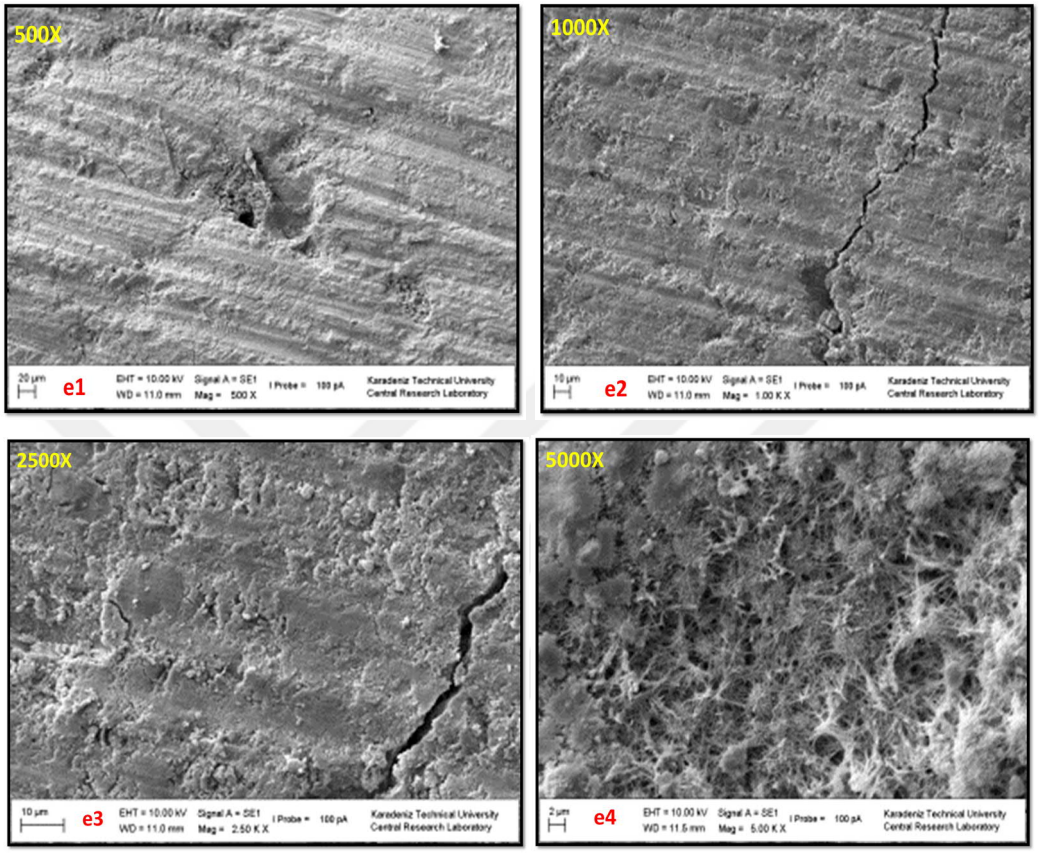


Resim 21. 24 saat sertleştirilen MTA ‘nın Kanla Kontamine Edilip Primer Uygulanmış Yüzeyinin SEM Görüntüsü

(d1, d2: x1000, x2000 – d3, d4: x5000, x5000)

4.6.5. 48 Saat Sertleştirilen MTA Yüzeyinin SEM Görüntüsü

MTA48 grubunun yüzeyi SEM'de incelendiğinde tek hat şeklinde bir çatlak, yüzeydeki ağsı yapılar gözlendi.

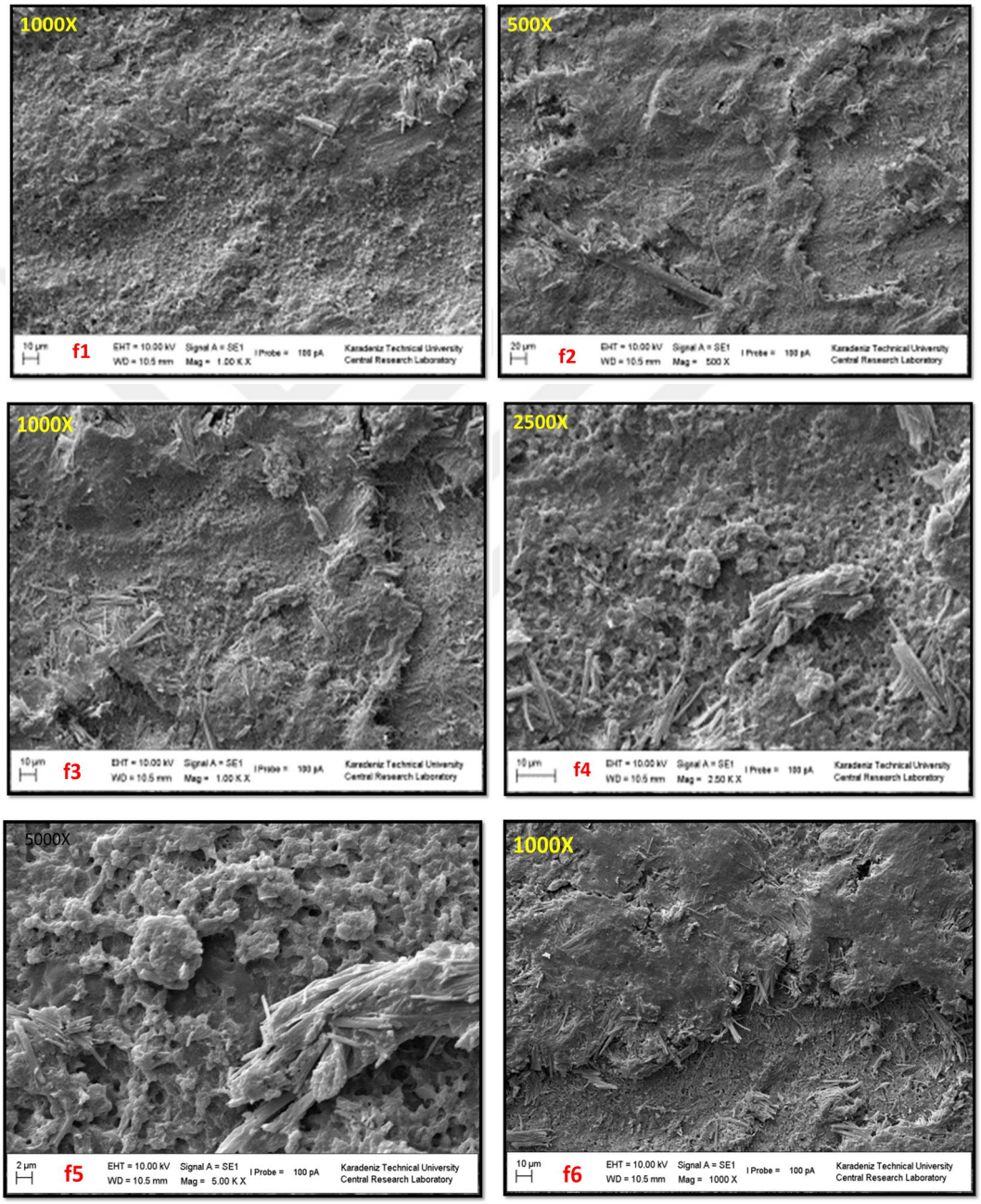


Resim 22. 48 Saat Sertleştirilen MTA Yüzeyinin SEM Görüntüsü

(e1, e2: x500, x1000 – e3, e4: x2500, x5000)

4.6.6. 48 Saat Sertleştirilen MTA Yüzeyinin Primer Uygulanmış Sem Görüntüsü

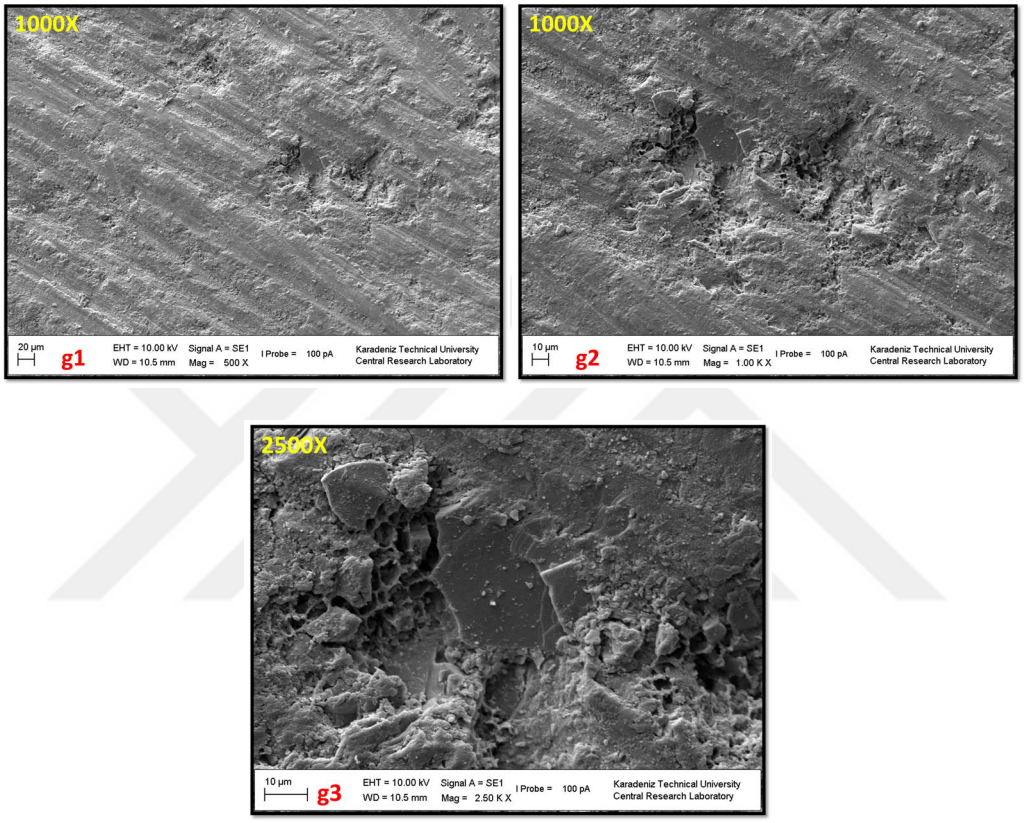
48 saat sertleştirilen MTA'nın primer uygulanmış yüzeyi SEM'de incelendiğinde yüzeyde farklı yapılar tespit edildi. Yer yer krater şeklinde çukur alanlar ve bu alanlarda daha büyük büyütmelerde retiküler yapılar gözlendi.



Resim 23. 48 Saat Sertleştirilen MTA Yüzeyinin Primer Uygulanmış Sem Görüntüsü (f1, f2: x500, x1000 – f3, f4: x2500, x5000 – f5, f6)

4.6.7. 48 Saat Sertleştirilen MTA Yüzeyinin Kan Uygulanmış Sem Görüntüsü

Kanla kontamine edilen MTA yüzeyi SEM ile incelendiğinde yüzeyde normal MTA yüzeyi ile benzer yapılar gözlendi. 48 saat sertleştirilen MTA yüzeyine benzer yapılar izlendi. Bazı alanlarda derinlere doğru ilerleyen porlar izlendi.

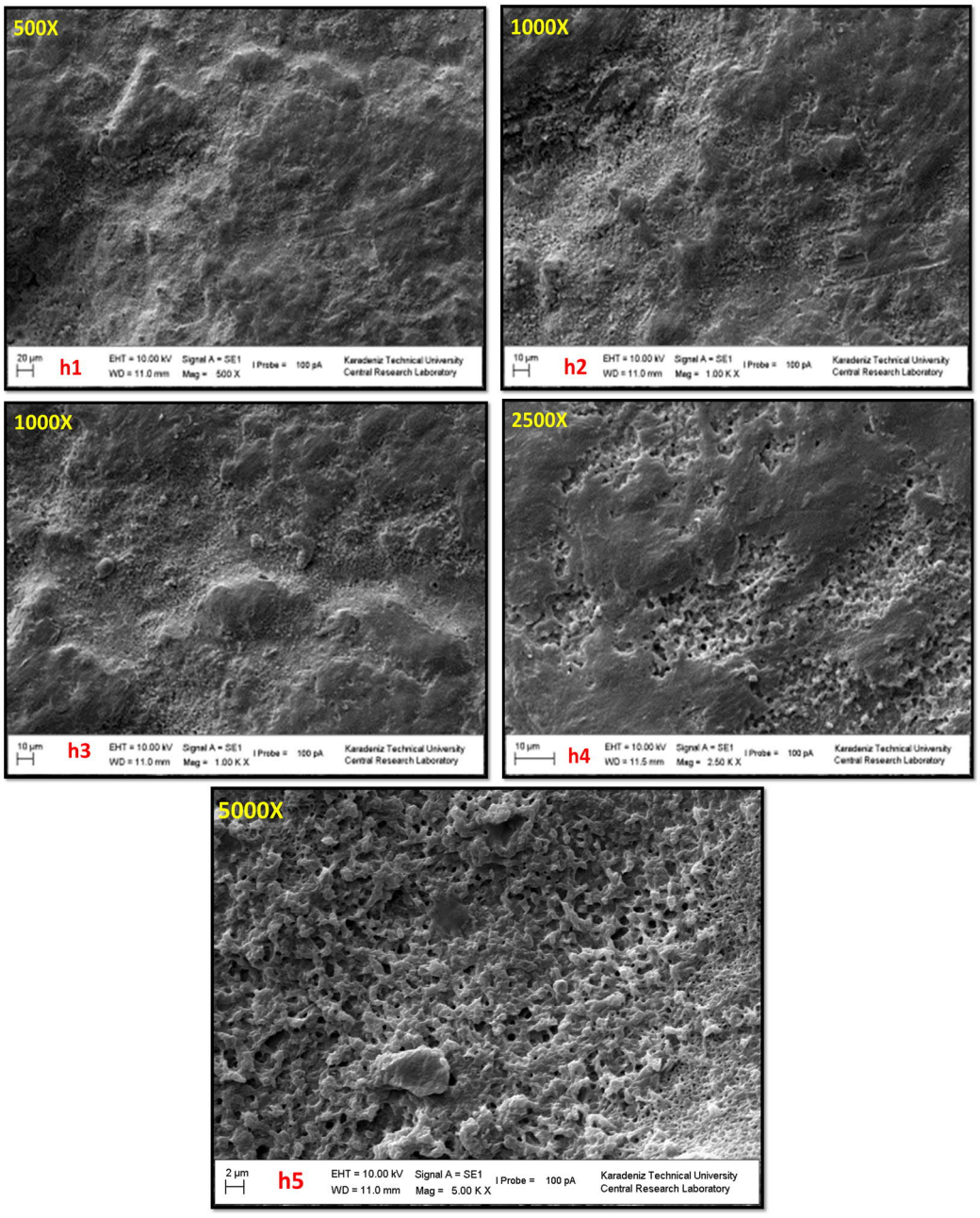


Resim 24. 48 Saat Sertleştirilen MTA Yüzeyinin Kan Uygulanmış Sem Görüntüsü (g1, g2: x250, x500 – g3, g4: x1000, x2500)

.

4.6.8. 48 Saat Sertleştirilen MTA Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilip Primer Uygulanmış Sem Görüntüsü

48 saat sertleştirilen MTA yüzeyi, kanla kontamine edilip primer uygulandığında SEM'deki incelemelerde düz ve çukur alanlar izlendi. Çukur alanlara daha fazla büyütmelerde yer yer pürüzlü yüzeyler gözlendi.

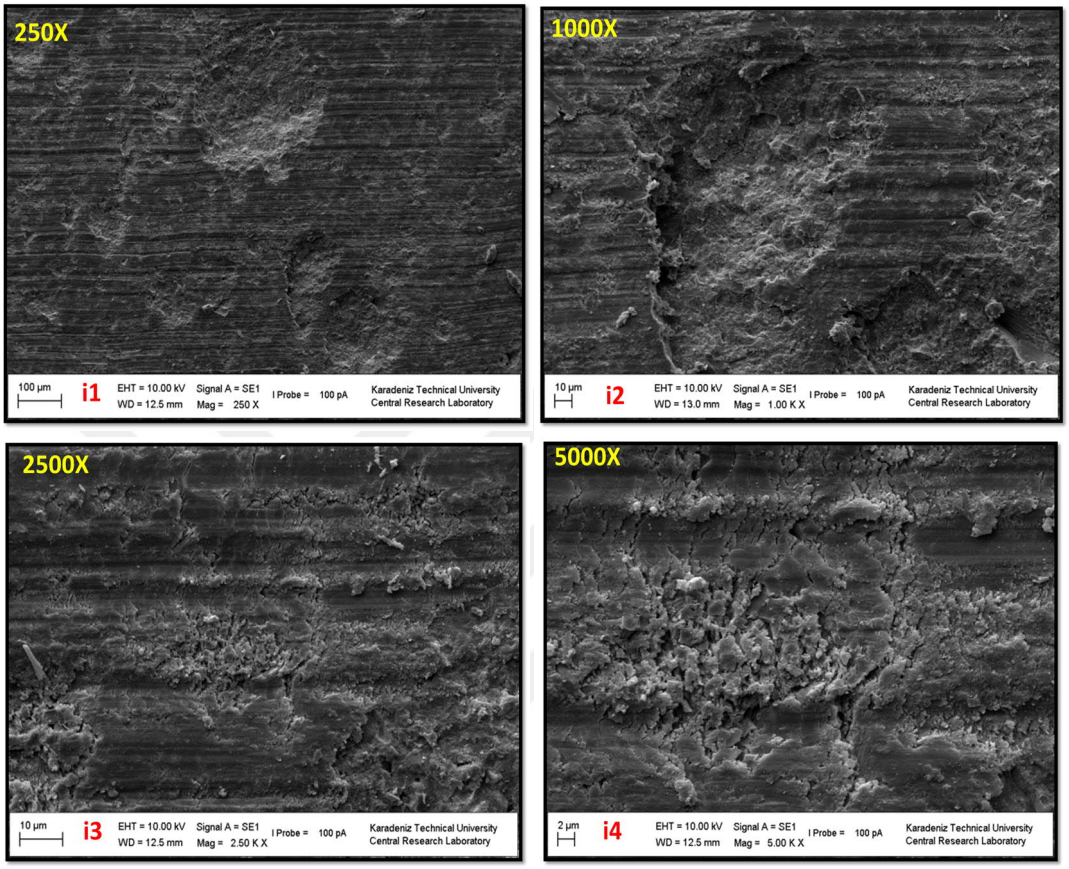


Resim 25. 48 Saat Sertleştirilen MTA Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilip Primer Uygulanmış Sem Görüntüsü

(h1, h2: x500, x1000 – h3, h4, h5: x1000, x2500, x5000)

4.6.9. 72 Saat Sertleştirilen MTA'nın SEM Görüntüsü

72 saat sertleştirilen MTA yüzeyi SEM'de incelendiğinde spatül ile yerleştirme esnasında oluşan morfolojiler ve genel olarak düzenli yüzeyler izlendi.



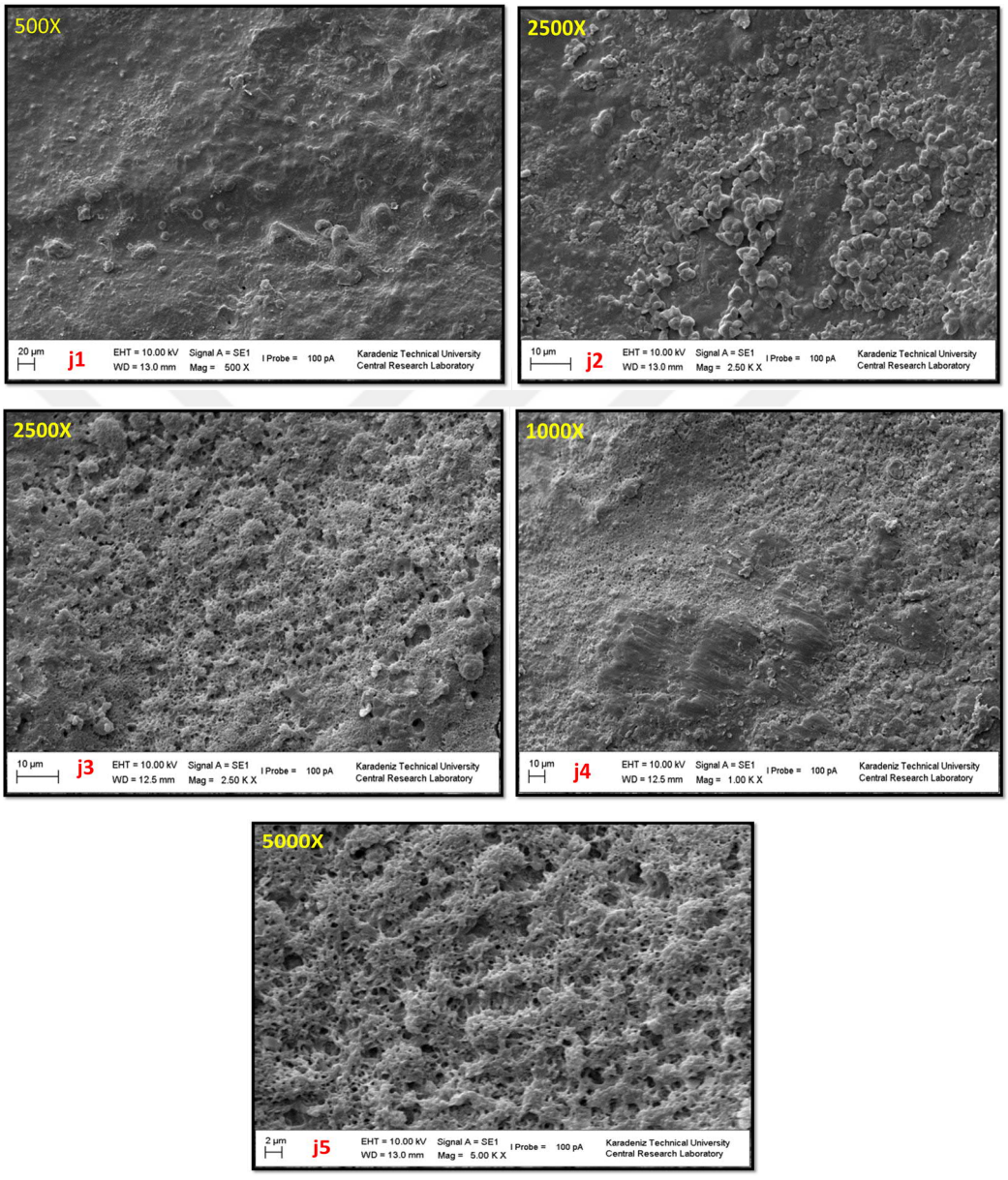
Resim 26. 72 Saat Sertleştirilen MTA'nın SEM Görüntüsü

(i1, i2: x250, x1000 – i3, i4: x2500, x5000)

.

4.6.10. 72 Saat Sertleştirilen MTA Yüzeyinin Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü

Primer uygulanan 72 saatlik MTA yüzeyinde yine hafif çözünmüş, yaygın retiküler yapılara rastlandı.

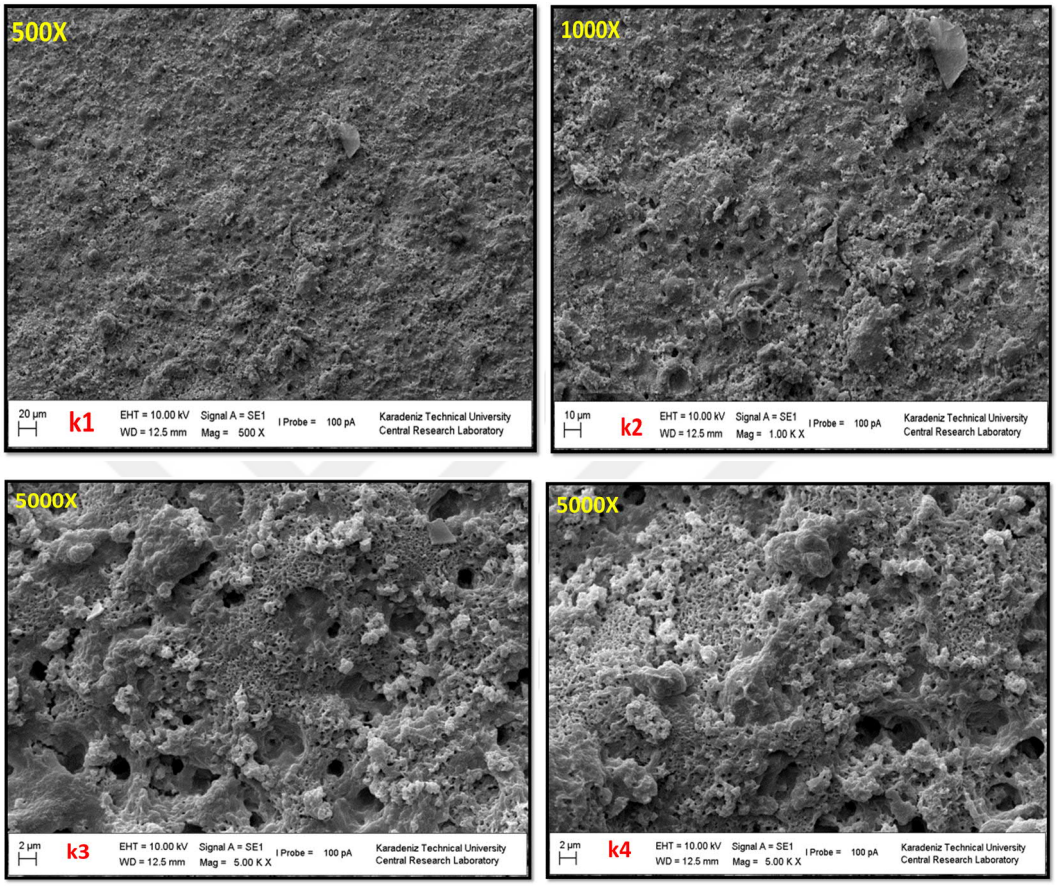


Resim 27. 72 Saat Sertleştirilen MTA Yüzeyinin Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü Görüntüsü

(j1, j2: x500, x5000 – j3, j4, j5: x2500, x1000, 5000x)

4.6.11. 72 Saat Sertleştirilen MTA Yüzeyinin Kan Uygulanmış SEM Görüntüsü

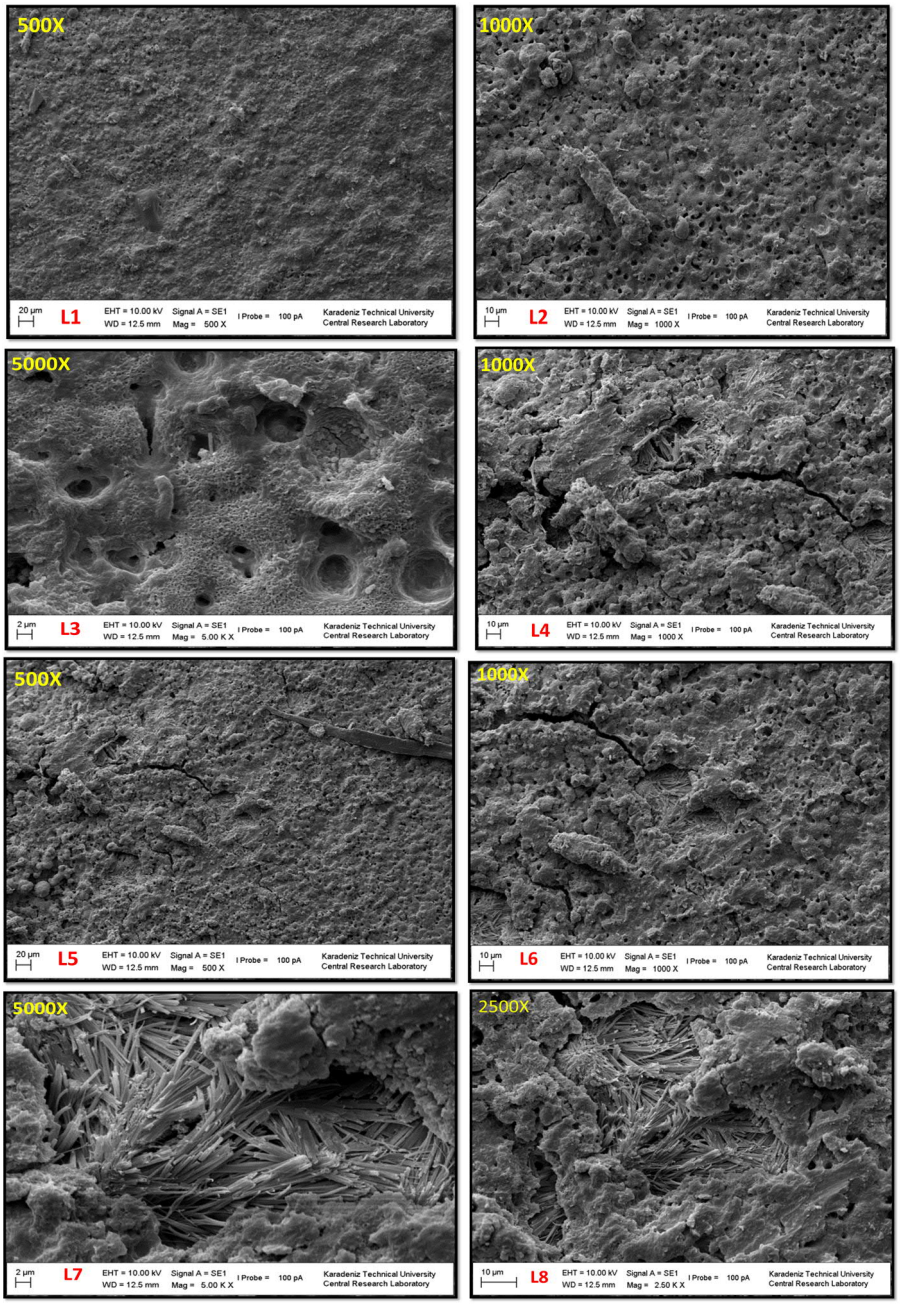
72 saat sertleştirilmiş MTA yüzeyi kanla kontamine edilip SEM'de incelendiğinde 72 saat sertleştirilmiş MTA'ya benzer şekilde küçük çukurlu yüzeyler yaygındı.



Resim 28. 72 Saat Sertleştirilen MTA Yüzeyinin Kan Uygulanmış SEM Görüntüsü (k1, k2: x500, x1000 – k3, k4: x5000, x5000)

4.6.12. 72 Saat Sertleştirilen MTA Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilip Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü

72 saat sertleştirilen MTA kanla kontamine edilip yüzeyine primer uygulanarak SEM'de incelendi. Yüzeyde görülen değişik yapılar tespit edildi. Yüzeyde küçük yaygın çukurcuklar ve sadece primer uygulanmış örneklerde rastlanan retiküler yapılar gözlendi.

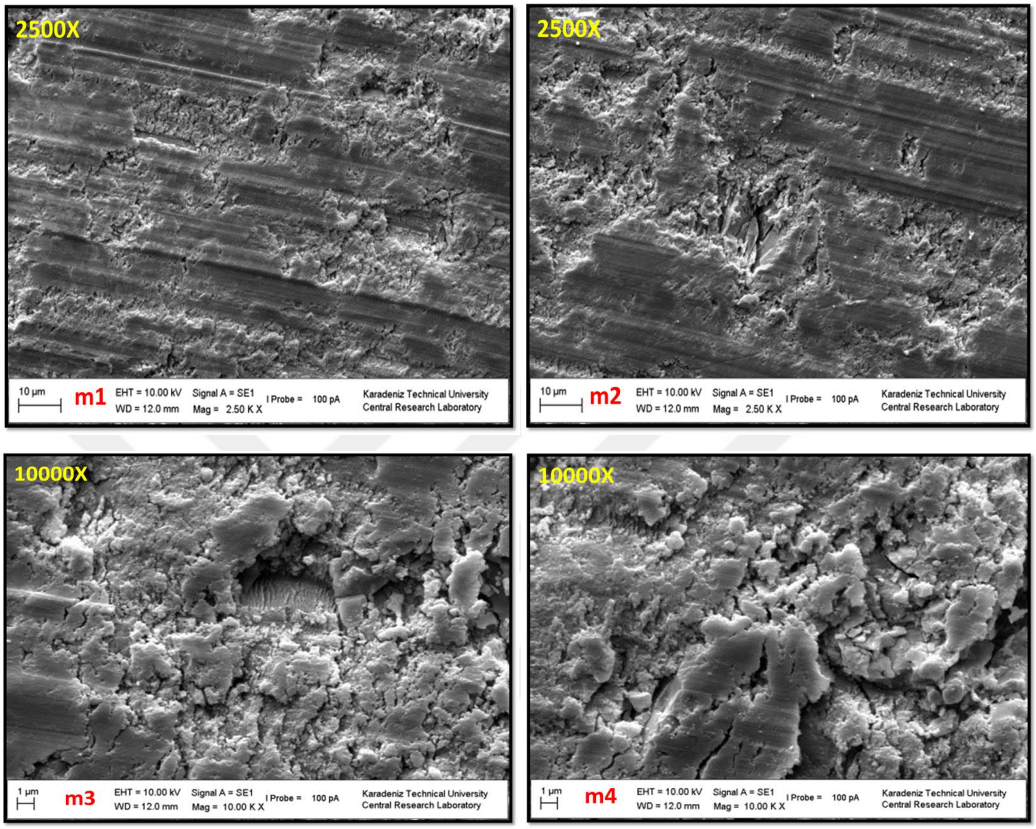


Resim 29. 72 Saat Sertleştirilen MTA Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilip Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü

(L1, L2: x500, x1000 – L3, L4: x5000, x1000)

4.6.13. 96 Saat Sertleştirilmiş MTA'nın yüzey SEM görüntüsü

96 saat sertleştirilen MTA yüzeyi SEM'de incelendiğinde düz yüzeyler ve materyalin yüzeye yerleştirilmesinden kaynaklı düzensizlikler gözlendi.

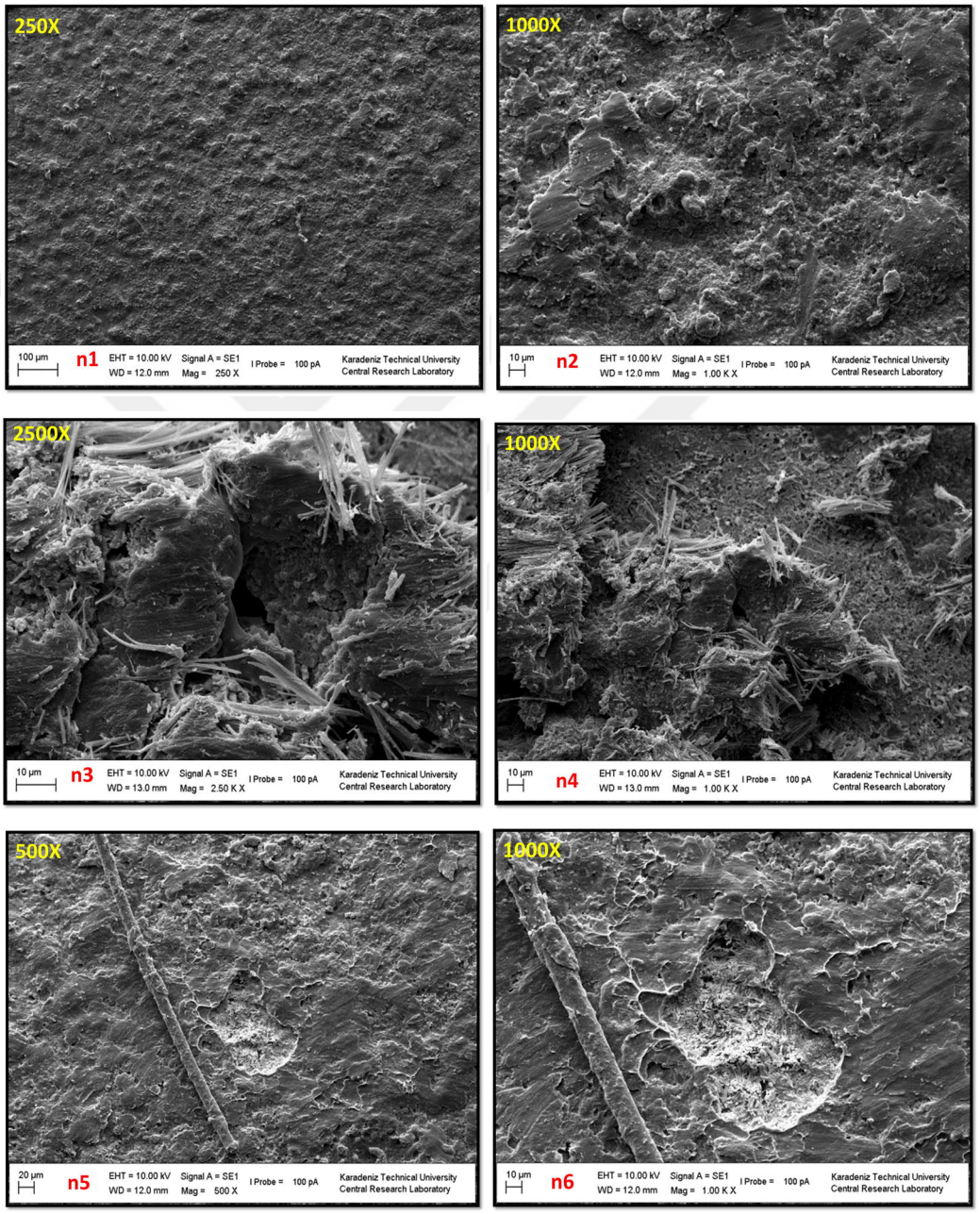


Resim 30. 96 Saat Sertleştirilmiş MTA'nın yüzey SEM görüntüsü

(m1, m2: x2500, x2500 – m3, m4: x10000, x10000)

4.6.14. 96 Saat Sertleştirilen MTA'nın Primer Uygulanmış Yüzey Sem Görüntüsü

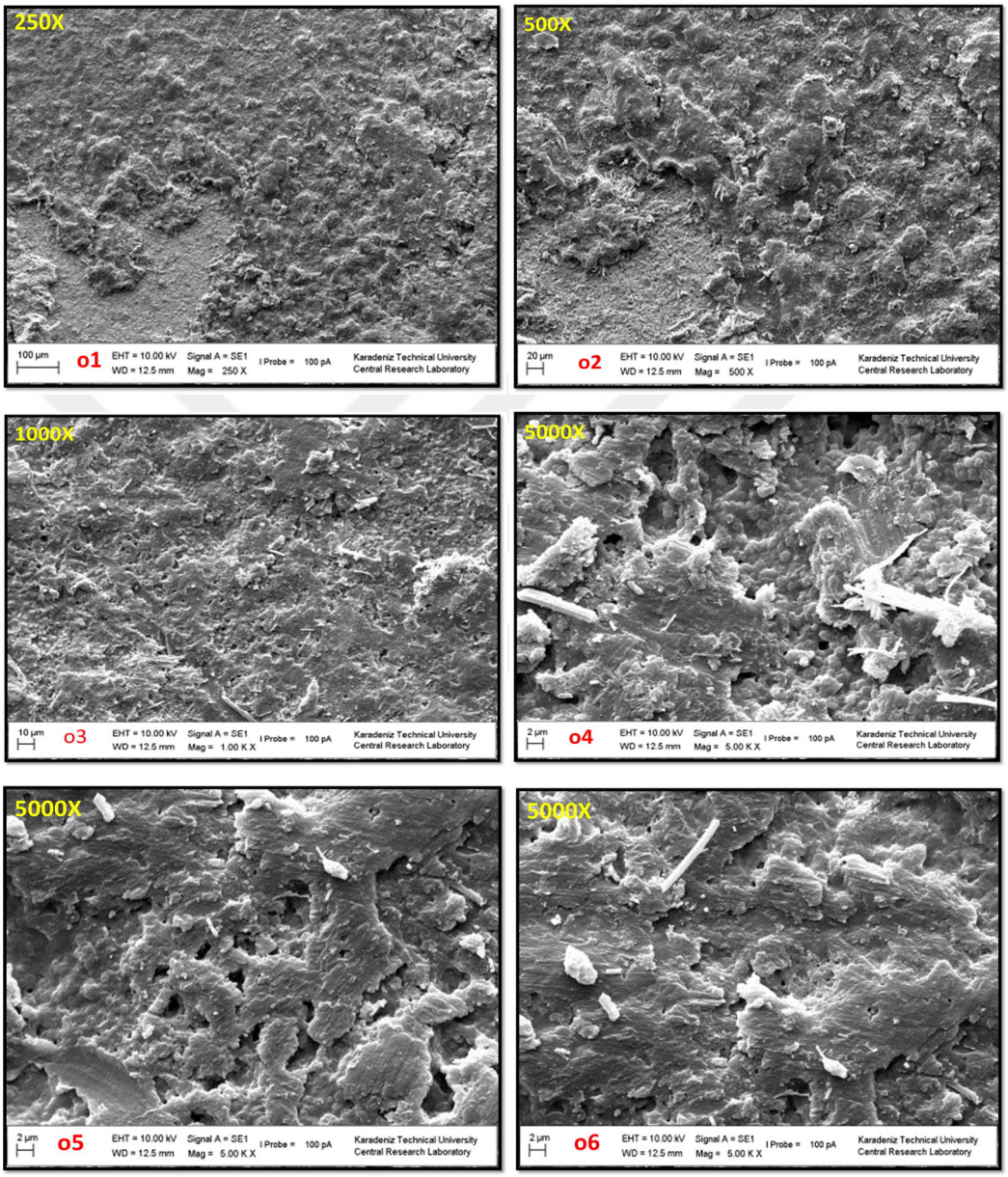
Primer uygulanmış 96 saatlik MTA yüzeyi SEM'de incelendiğinde yüzeyde yer yer düzensiz alanların olduğu gözlendi. Bu alanların duvarlarında diğer primer uygulanan örneklerde rastladığımız retiküler oluşumlara rastlandı.



Resim 31. 96 Saat Sertleştirilen MTA'nın Primer Uygulanmış Yüzey Sem Görüntüsü (n1, n2: x250, x1000 – n3, n4: x2500, x1000 – n5, n6: x500, x1000)

4.6.15. 96 Saat Sertleştirilen MTA'nın Kanla Kontamine Edilmiş Yüzey SEM Görüntüsü

96 saat sertleştirilen MTA yüzeyinde düzenli ve bozulmamış yapılar ve mikro çukurcuklar izlendi.

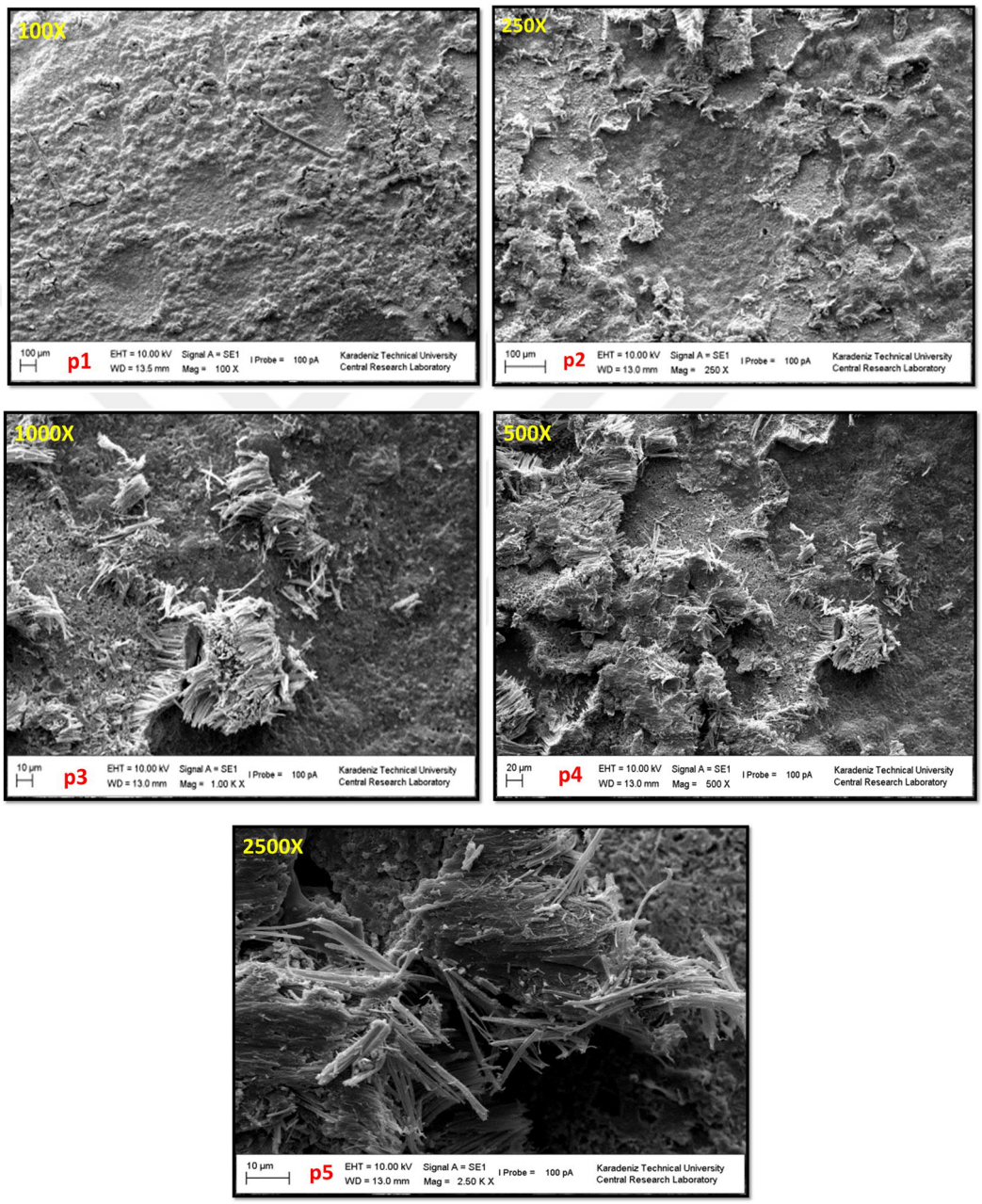


Resim 32. 96 Saat Sertleştirilen MTA'nın Kanla Kontamine Edilmiş Yüzey SEM Görüntüsü

(o1, o2: x250, x500 – o3, o4: x1000, x5000 – o5, o6: x5000, x5000)

4.6.16. 96 Saat Sertleştirilen MTA'nın Kanla Kontamine Edilmiş Yüzeyine Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü

Primer uygulanmış MTA yüzeylerinde rastlanılan retiküler yapılar özellikle yüzeyin daha derin alanlarında yoğun olarak izlendi.

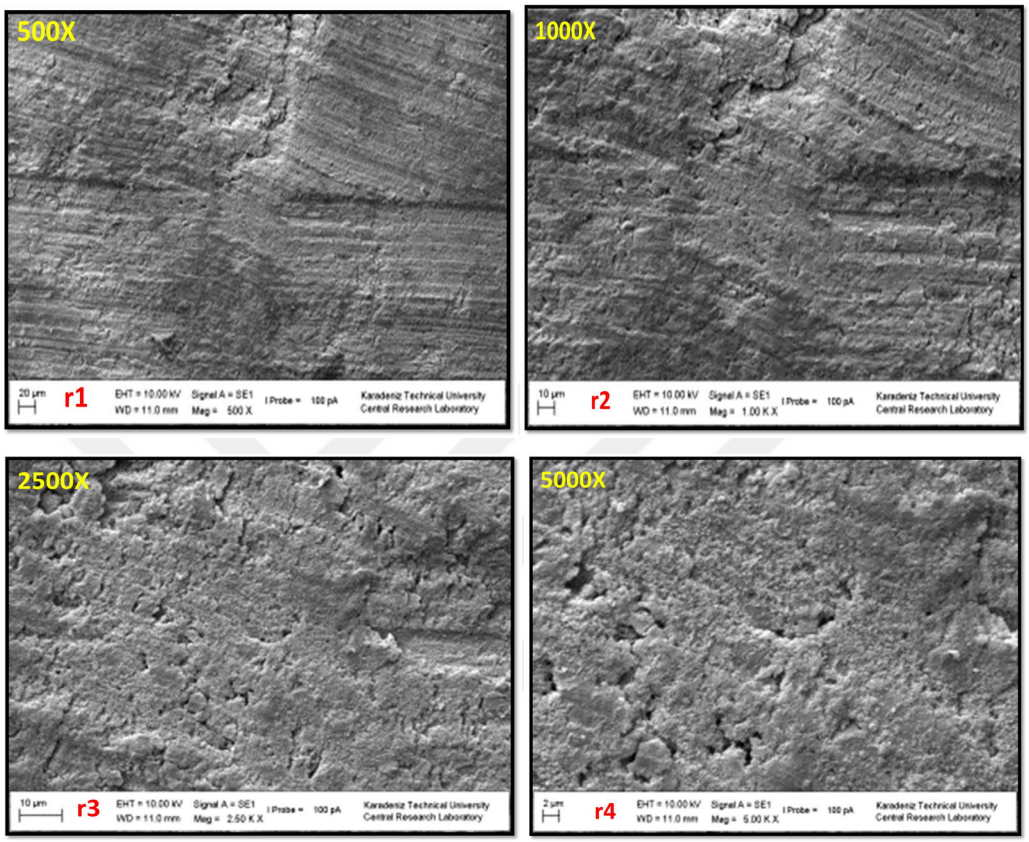


Resim 33. 96 Saat Sertleştirilen MTA'nın Kanla Kontamine Edilmiş Yüzeyine Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü

(p1, p2: x100, x250 – p3, p4: x1000, x500 – p5: x2500)

4.6.17. 24 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin SEM Görüntüsü

24 saat serleştirilen Biodentin yüzeyi SEM ile incelendiğinde genel olarak düzgün yüzey yapısı gözlendi.

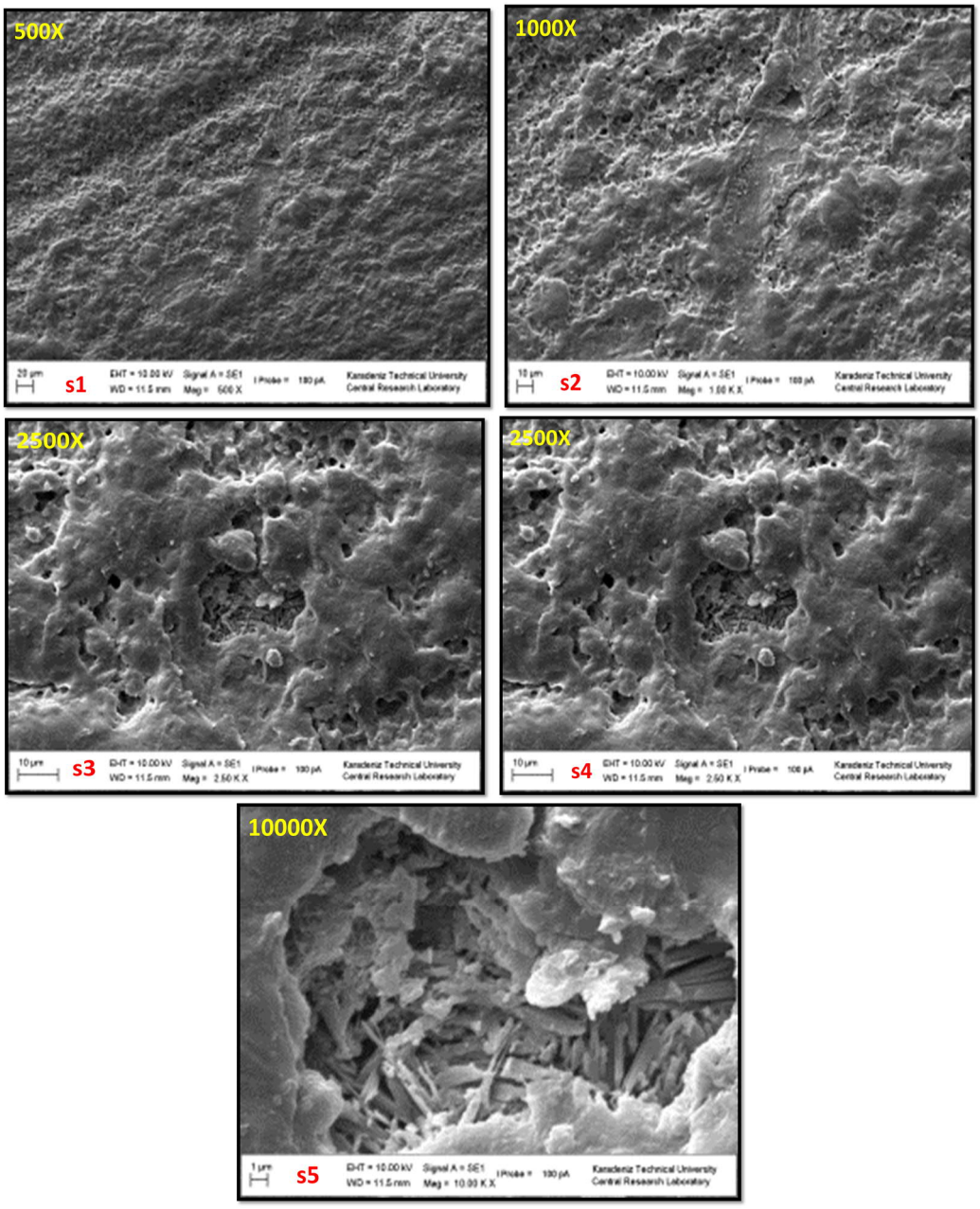


Resim 34. 24 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin SEM Görüntüsü

(r1, r2: x500, x1000 – r3, r4: x2500, x5000)

4.6.18. 24 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü

24 saat sertleştirilen Biodentin yüzeyine primer uygulandığında yüzeyin SEM görüntüsünde genel olarak homojen bir görüntü vardı. Mikroskopla detaylara yaklaşıldığında yer yer çukur alanlar olduğu görüldü. Bu çukur alanlarda retiküler yapılar gözlendi.

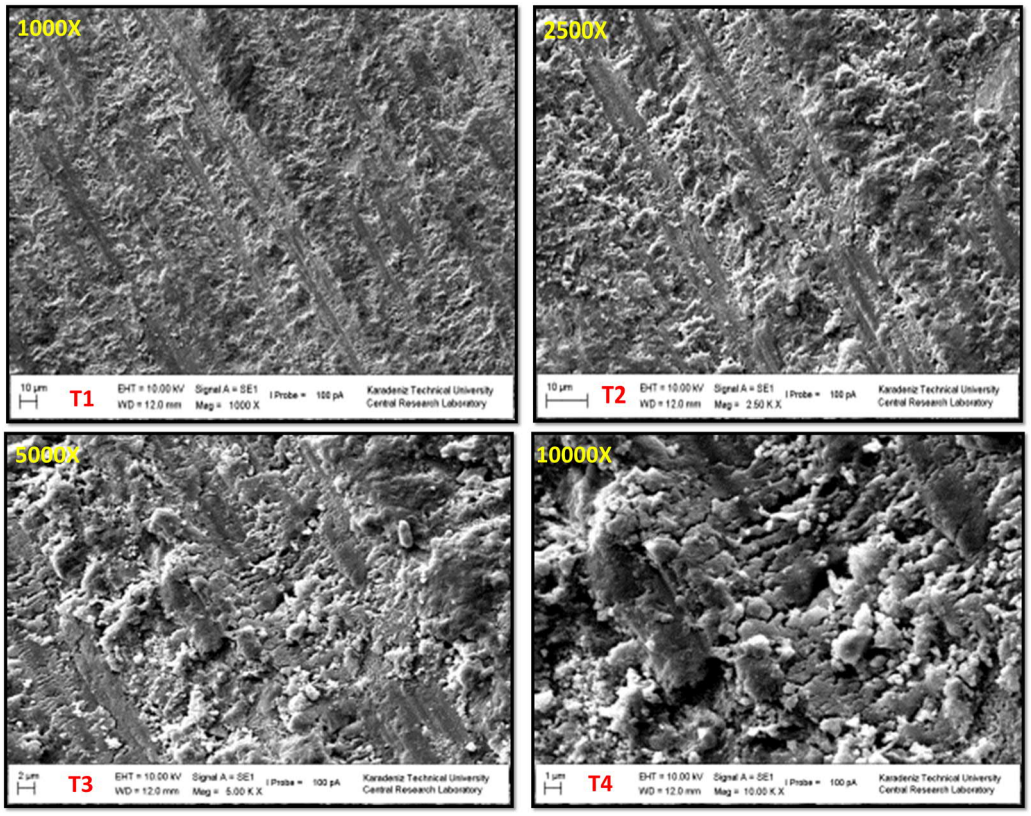


Resim 35. 24 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü

(s1, s2: x500, x1000 – s3, s4, s5: x2500, x2500, x10000)

4.6.19. 24 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilmiş SEM Görüntüsü

Kanla kontamine edilmiş 24 saat sertleşmiş Biodentin yüzeyi SEM'de incelendiğinde normal Biodentin yüzeyi gibi homojen, bozulmamış ve spatül izlerinin hakim olduğu bir yüzey gözlendi.

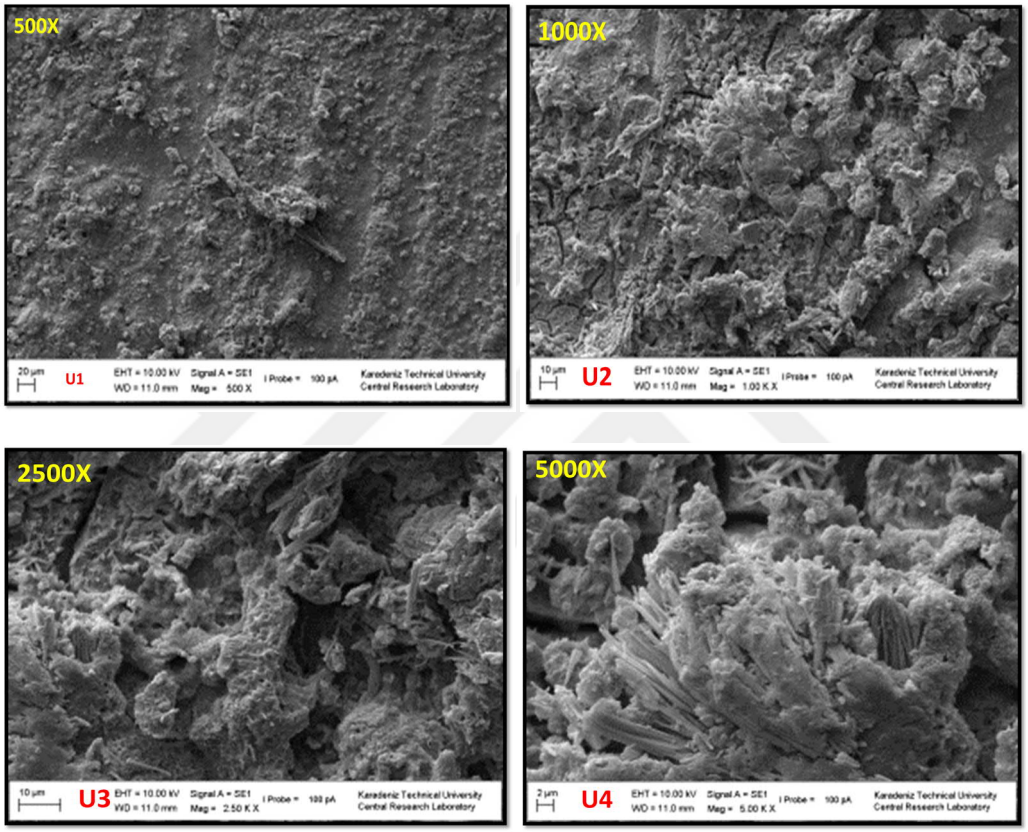


Resim 36. 24 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilmiş SEM Görüntüsü

(T1, T2: x1000, x2500 – T3, T4: x5000, x10000)

4.6.20. 24 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilip Primer Uygulanmış SEM görüntüsü

24 saat sertleştirilen Biodentin yüzeyi kanla kontamine edilip primer uygulandığında SEM'de alınan görüntülerde yüzeyde yer yer düzensizlikler gözlendi. Daha büyük büyütmelerde primer uygulanmış örneklere benzer şekilde yer yer retiküler yapılar tespit edildi.

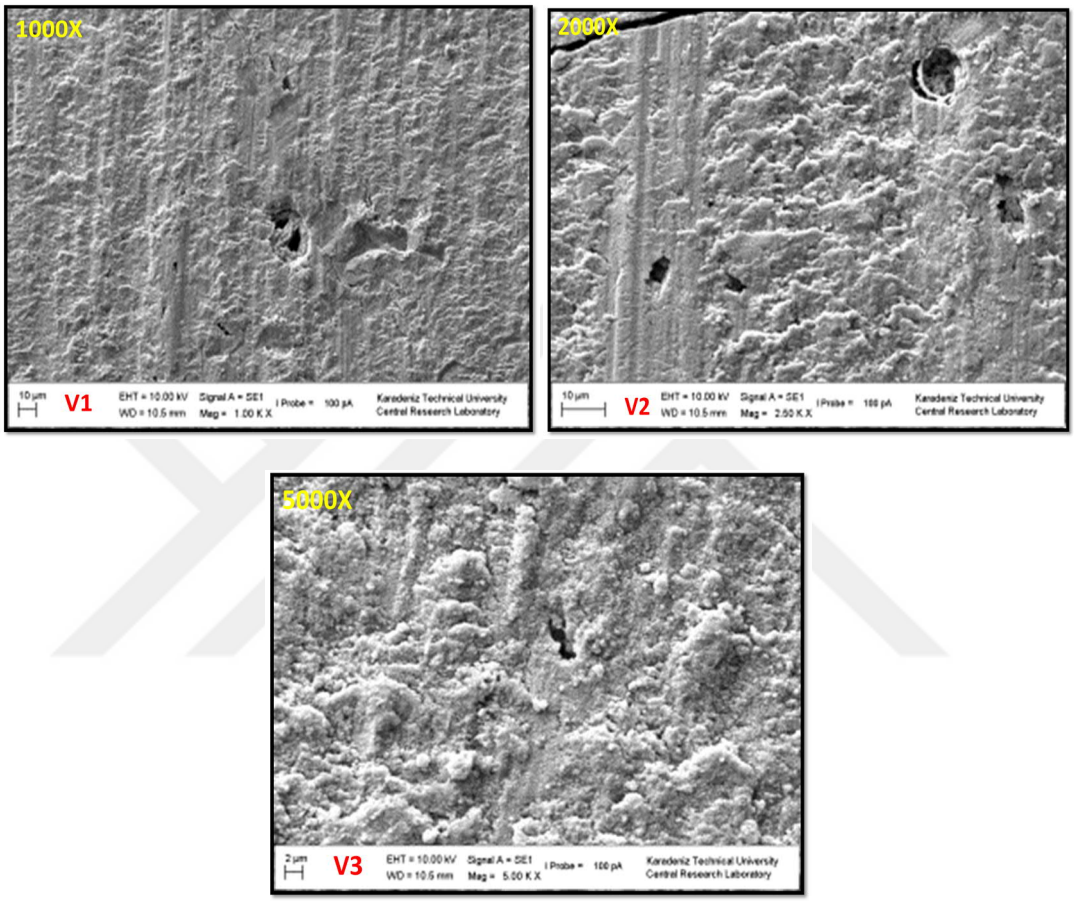


Resim 37. 24 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilip Primer Uygulanmış SEM görüntüsü

(U1, U2: x500, x1000 – U3, U4: x2500, x5000)

4.6.21. 48 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin SEM Görüntüsü

48 saat sertleştirilen Biodentin yüzeyi SEM'de incelendiğinde yüzeyin düzenli olduğu ancak yer yer porlara rastlandığı gözlendi. Ayrıca yüzeyde uzun olmayan 1-2 adet çatlak olduğu da görüldü.

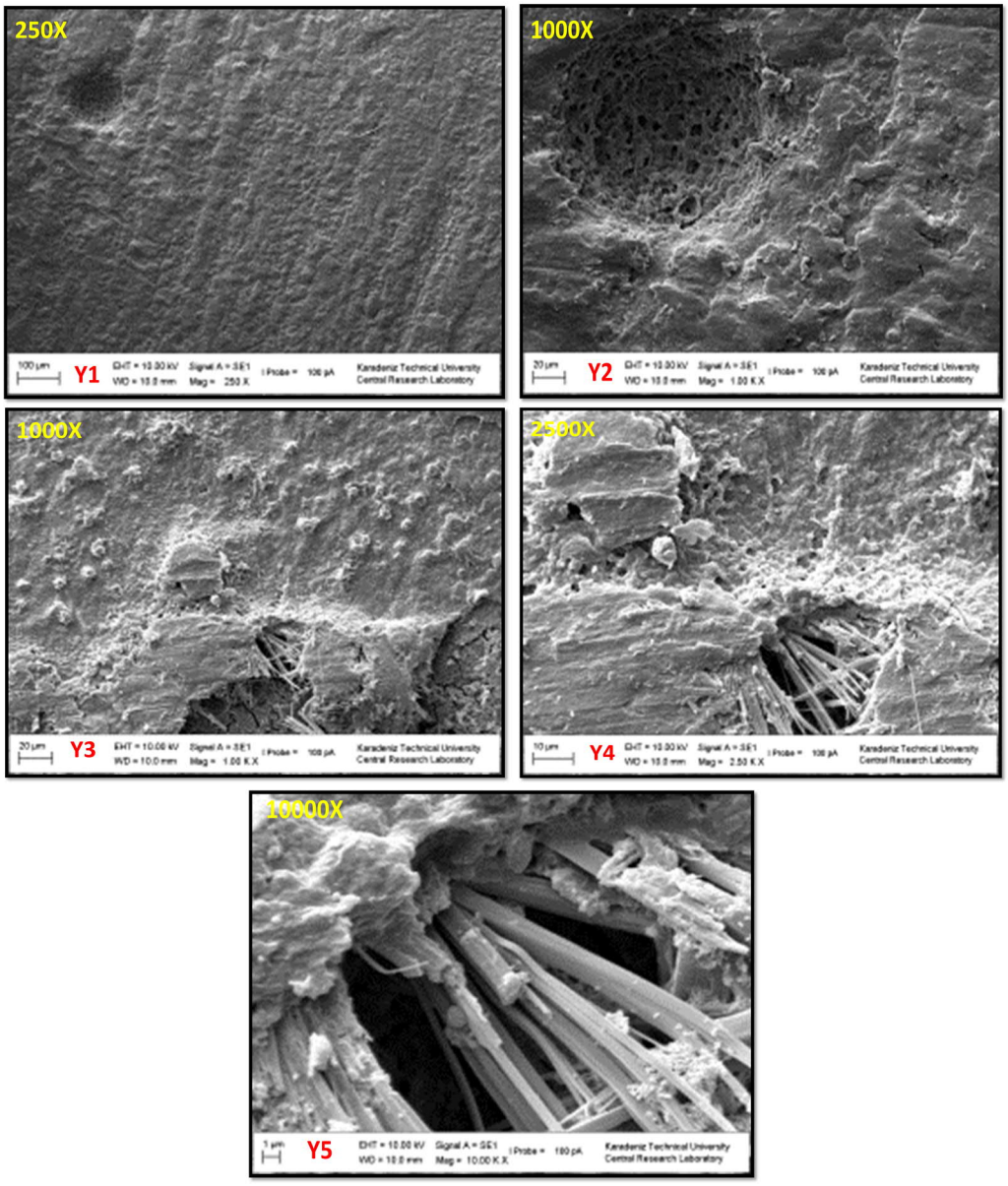


Resim 38. 48 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin SEM Görüntüsü

(V1, V2: x1000, x2000 – V3: x5000)

4.6.22. 48 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü

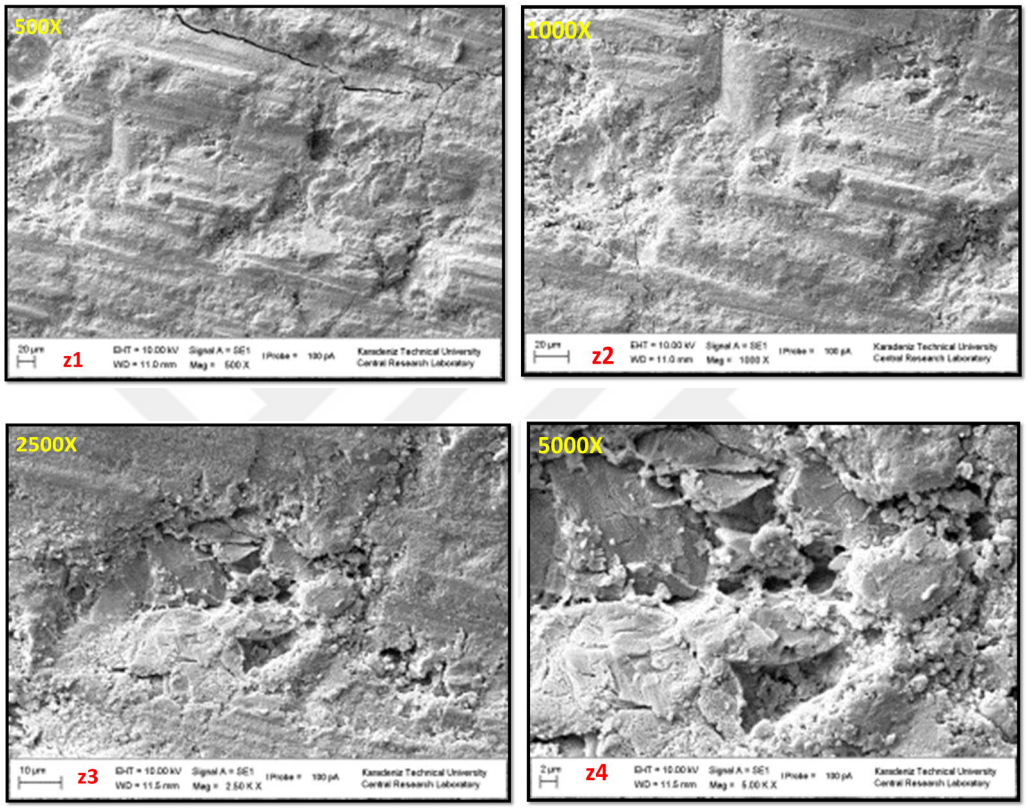
48 saat sertleştirilen Biodentin yüzeyine primer uygulanıp SEM'de incelendiğinde yüzeyin girintili detaylarında retiküler yapılar belirgin olarak gözlendi.



Resim 39. **48** Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü (Y1, Y2: x250, x1000 – Y3, Y4, Y5: x1000, x2500, x10000)

4.6.23. 48 Saat Serleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla kontamine Edilmiş SEM Görüntüsü

48 saat sertleştirilen Biodentin yüzeyi kanla kontamine edilip SEM'de incelendiğinde düzenli bir yüzey, yüzeyin çukur alanlarına mikroskopla yaklaşıldığında yüzeyin normal Biodentin48 örneğinin yüzeyine benzer yapılara sahip olduğu gözlendi.

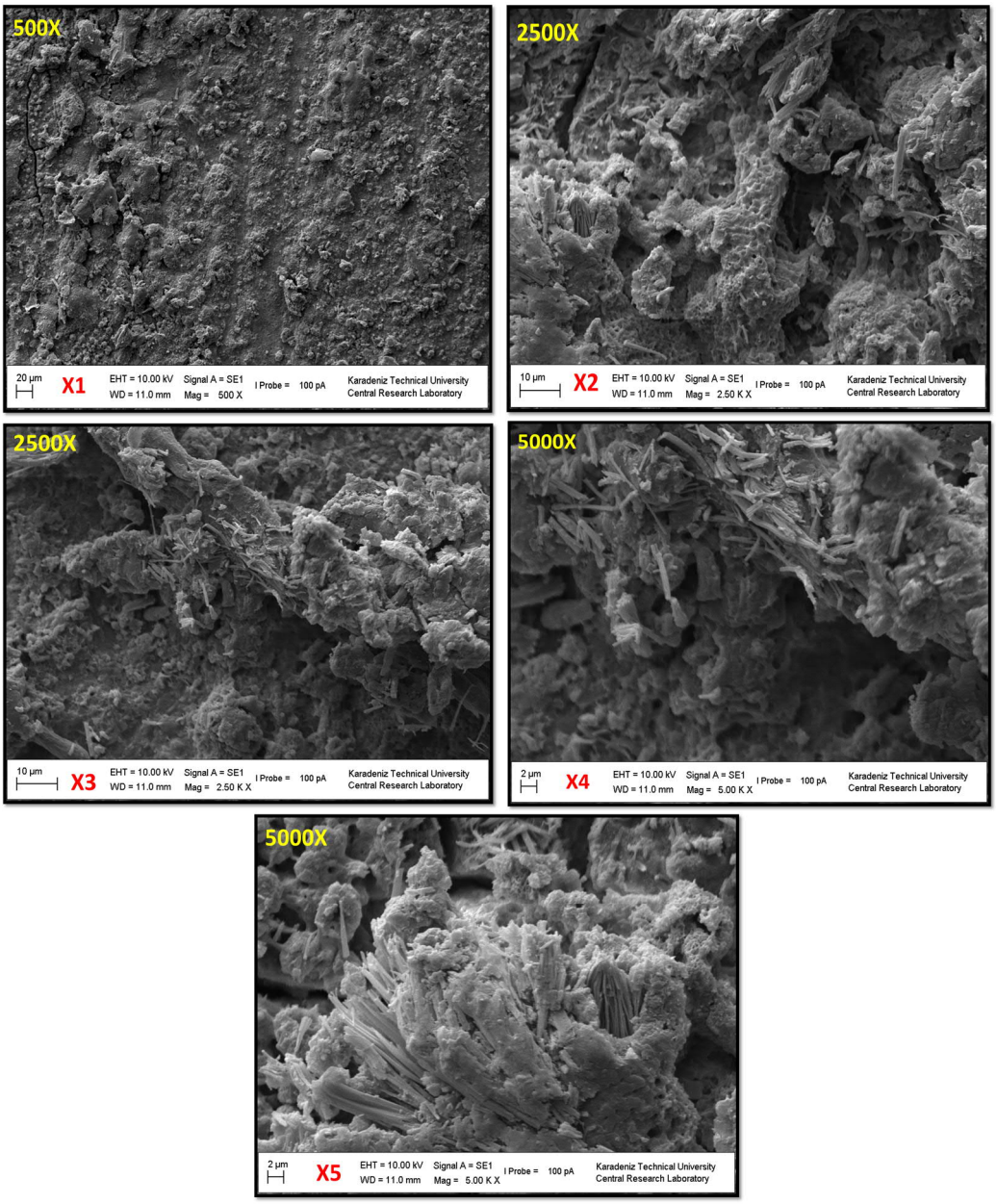


Resim 40. 48 Saat Serleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla kontamine Edilmiş SEM Görüntüsü

(z1, z2: x500, x1000 – z3, z4: x2500, x5000)

4.6.24. 48 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilip Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü

48 saat sertleştirilen Biodentin yüzeyi kanla kontamine edilip yüzeye primer uygulanarak SEM incelemesi yapıldığında primer uygulanan örneklerde görülen retiküler yapılara benzer şekilde yapılar tespit edildi.

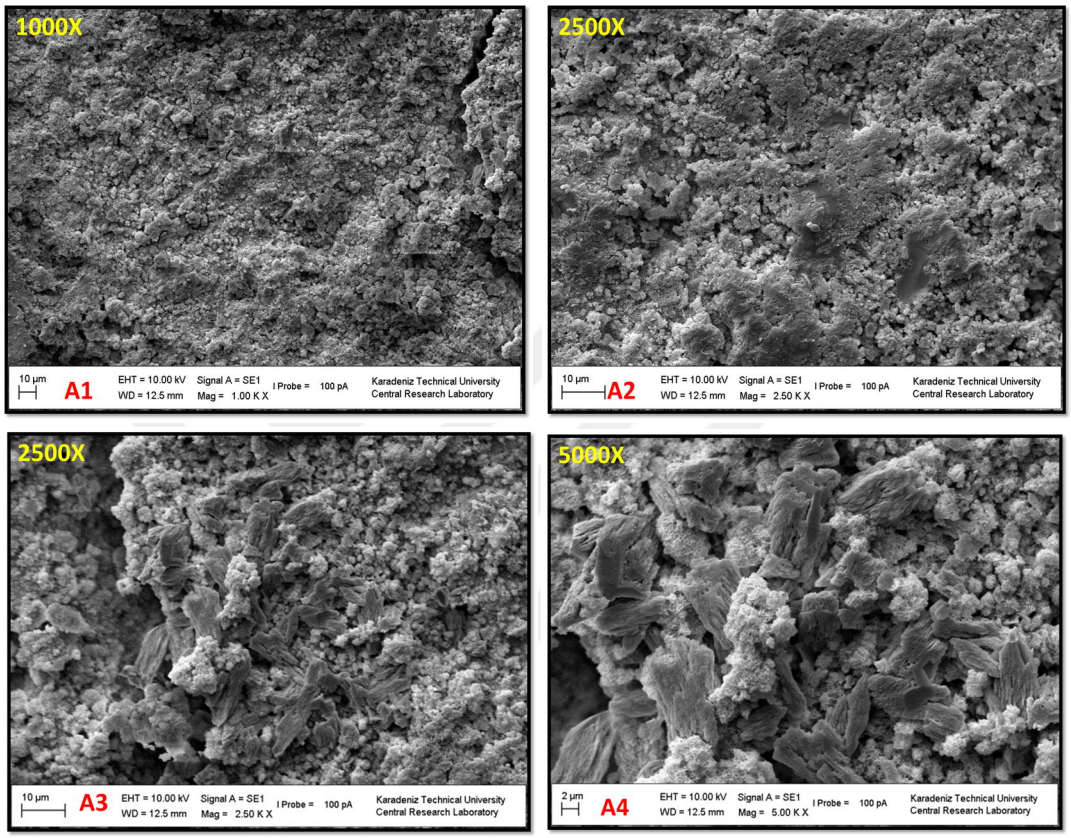


Resim 41. 48 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilip Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü

(X1, X2: x500, x2500 – X3, X4, X5: x2500, x5000, x5000)

4.6.25. 72 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin SEM Görüntüsü

72 saat sertleştirilen Biodentin yüzeyi SEM'de incelendiğinde yüzeyde nadir görülen çatlaklar olduğu ve yüzeyin yapısal olarak homojen denilebilecek bir yapıda olduğu gözlendi.

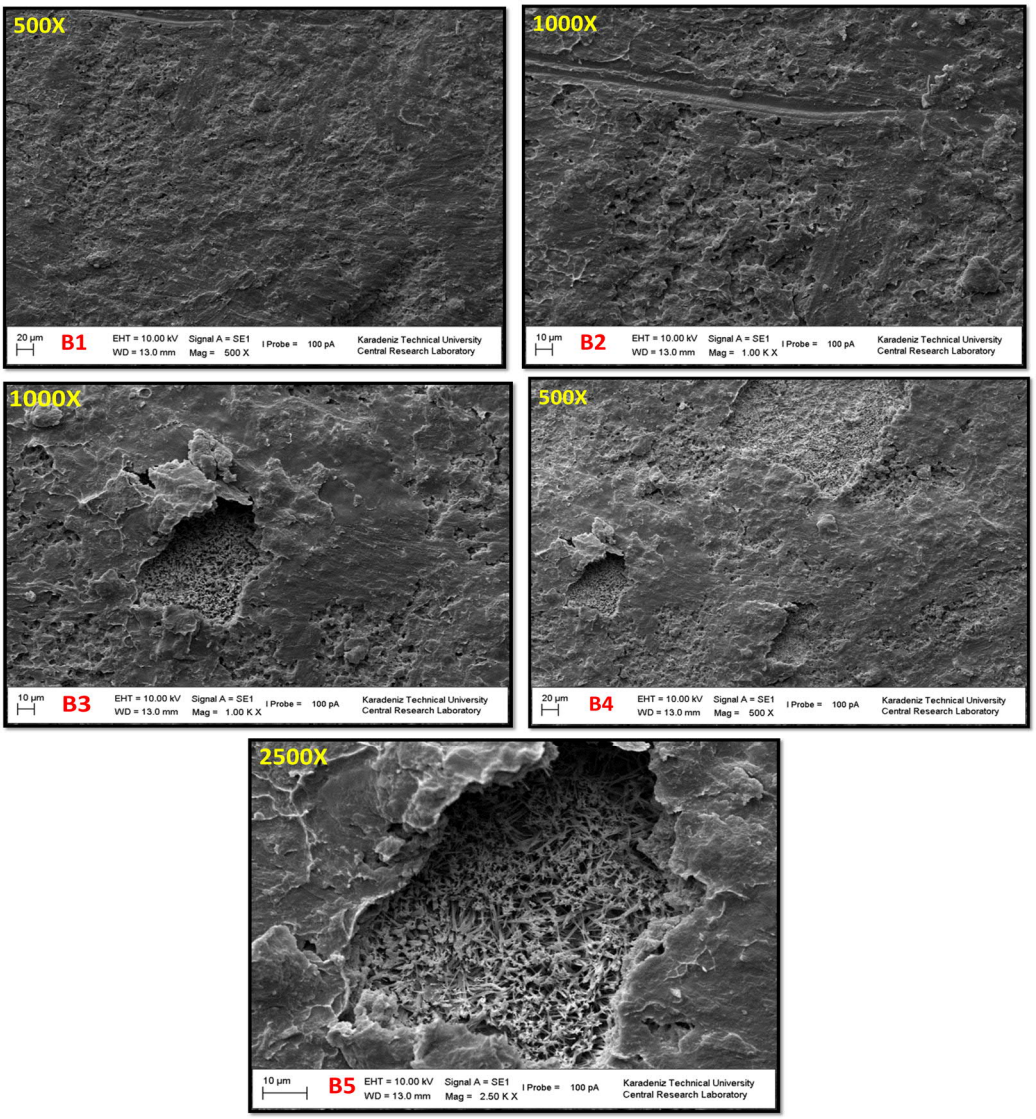


Resim 42. 72 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin SEM Görüntüsü

(A1, A2: x1000, x2500 – A3, A4: x2500, x5000)

4.6.26. 72 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü

72 saat sertleştirilen Biodentin yüzeyi az bir büyütme ile incelendiğinde homojen bir yüzeye sahip olduğu görülüyor. Büyütme artırıldığında yüzeyde yaygın çukur alanlar olduğu ve bu çukur alanların farklı yapıda olduğu izlendi. Krater benzeri bu çukur yapılarda yüzeye kıyasla daha yoğun yapılar izlendi.

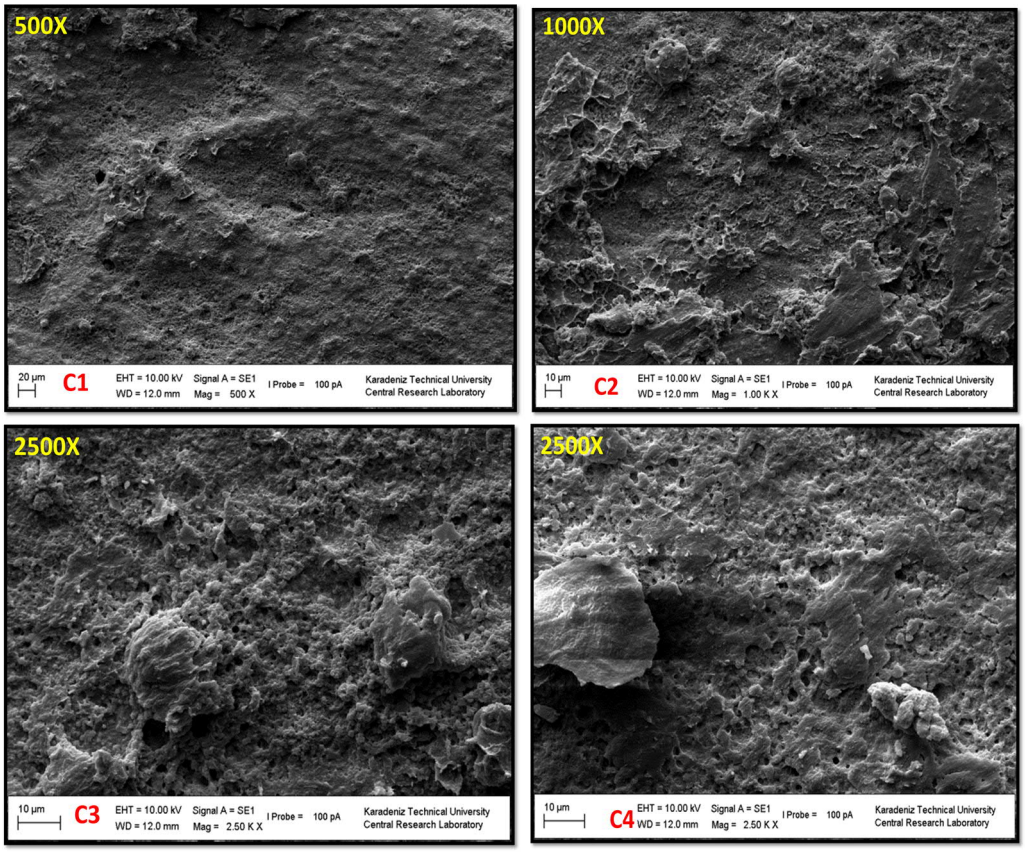


Resim 43. 72 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü Görüntüsü

(B1, B2: x500, x1000 – B3, B4, B5: x1000, x500, x2500)

4.6.27. 72 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilmiş SEM Görüntüsü

72 saat sertleştirilip kanla kontamine edilen Biodentin yüzeyi SEM'de incelendiğinde dağınık yüzey yapısı ve yüzeyde küçük çukurların olduğu gözlendi.

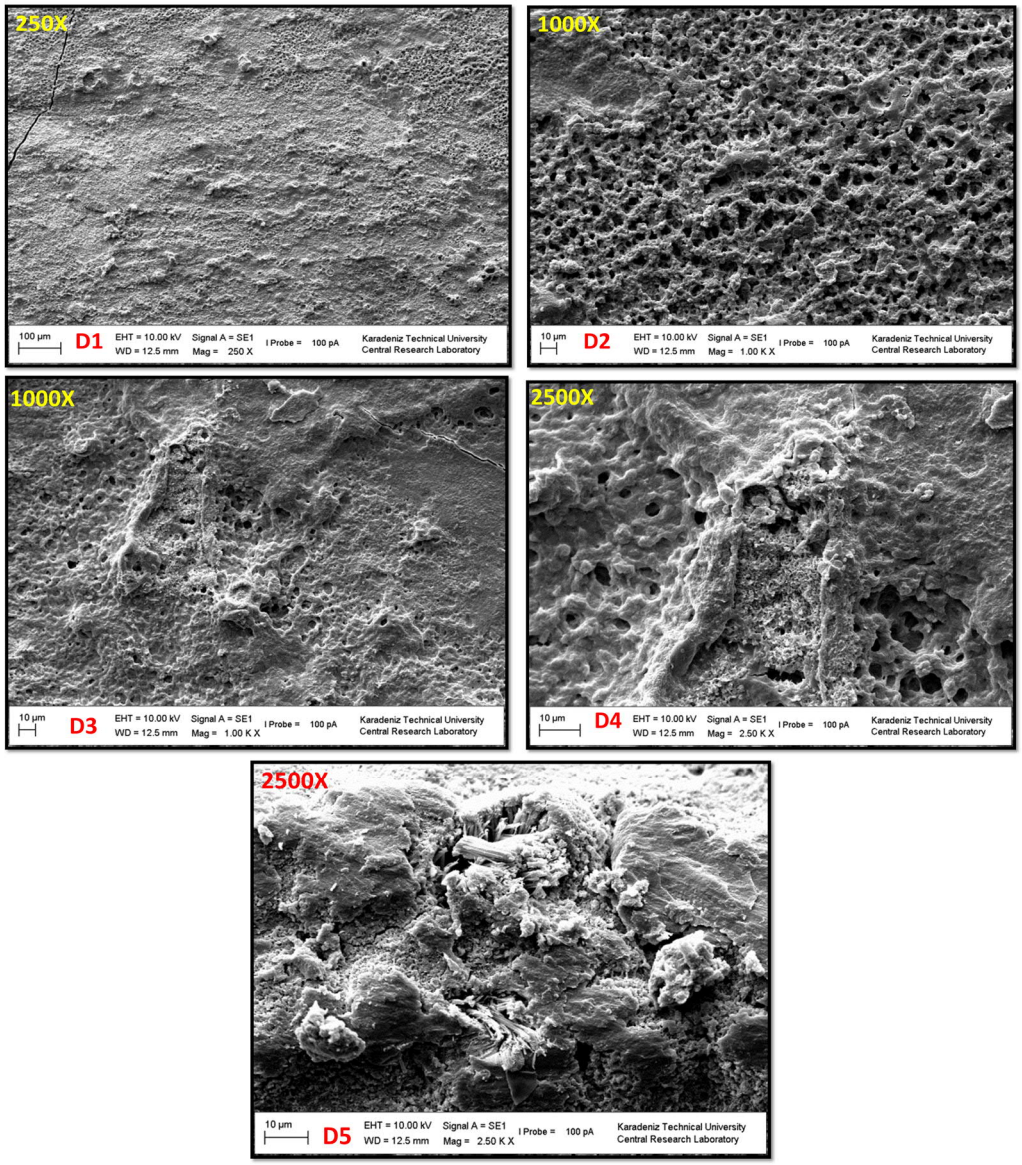


Resim 44. 72 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilmiş SEM Görüntüsü

(C1, C2: x500, x1000 – C3, C4, C5: x2500, x2500, x5000)

4.6.28. 72 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilmiş Yüzeyinin Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü

72 saat sertleştirilen Biodentin yüzeyi kanla kontamine edilip yüzeye primer uygulandıktan sonra SEM'de incelendiğinde yüzeyde yaygın olarak çukur alanlar görüldü. Daha önce primer uygulayıp SEM'de incelediğimiz örneklerdeki retiküler yapılara nadiren rastlandı.

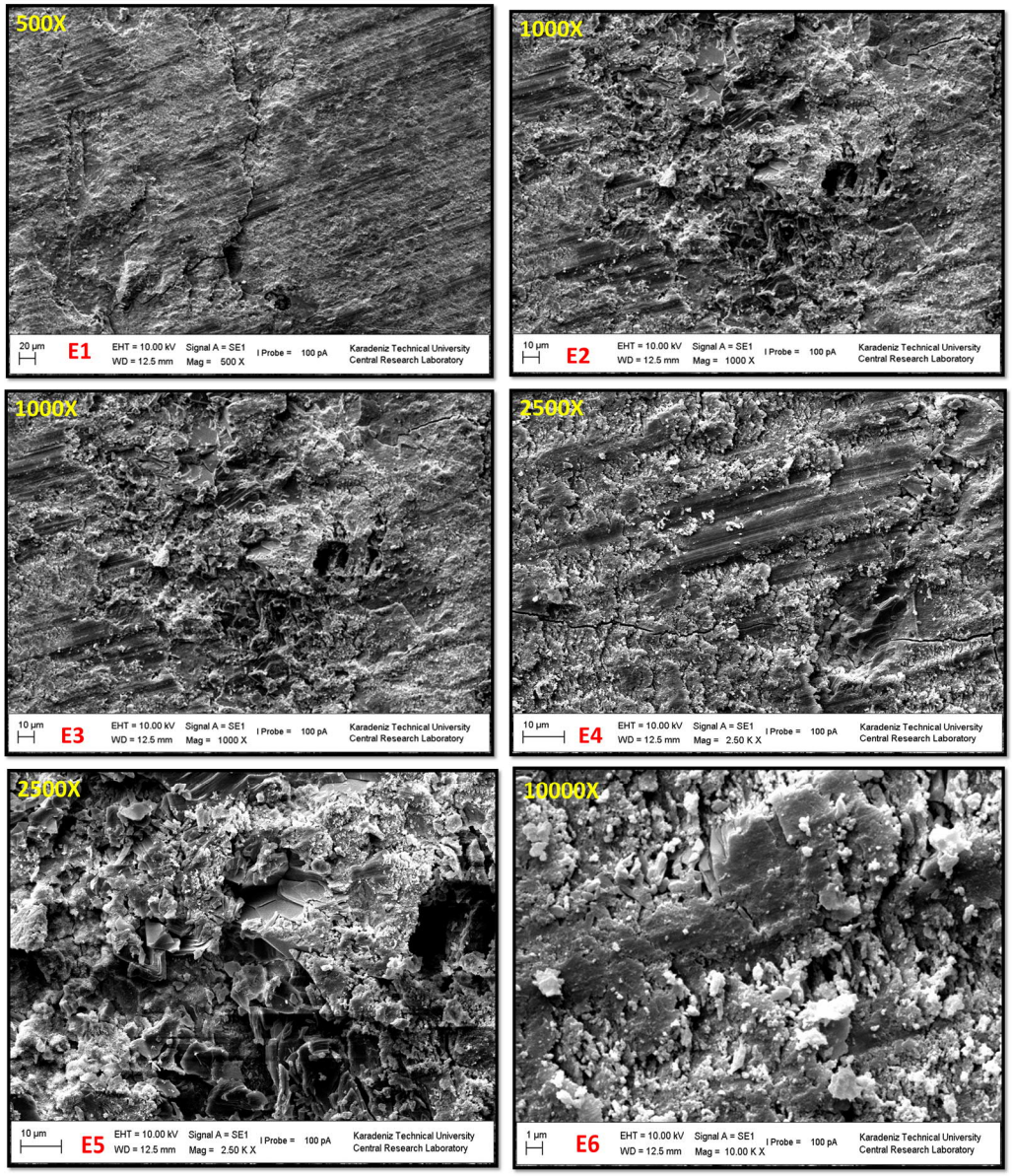


Resim 45. 72 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilmiş Yüzeyinin Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü

(D1, D2: x750, x1000 – D3, D4, D5: x1000, x2500, x2500)

4.6.29. 96 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin SEM Görüntüsü

96 saat sertleştirilen Biodentin yüzeyi SEM'de incelendiğinde yüzeyin genel olarak düzgün olduğu ve nadiren çatlak ve çukur alanlar gözlendi.

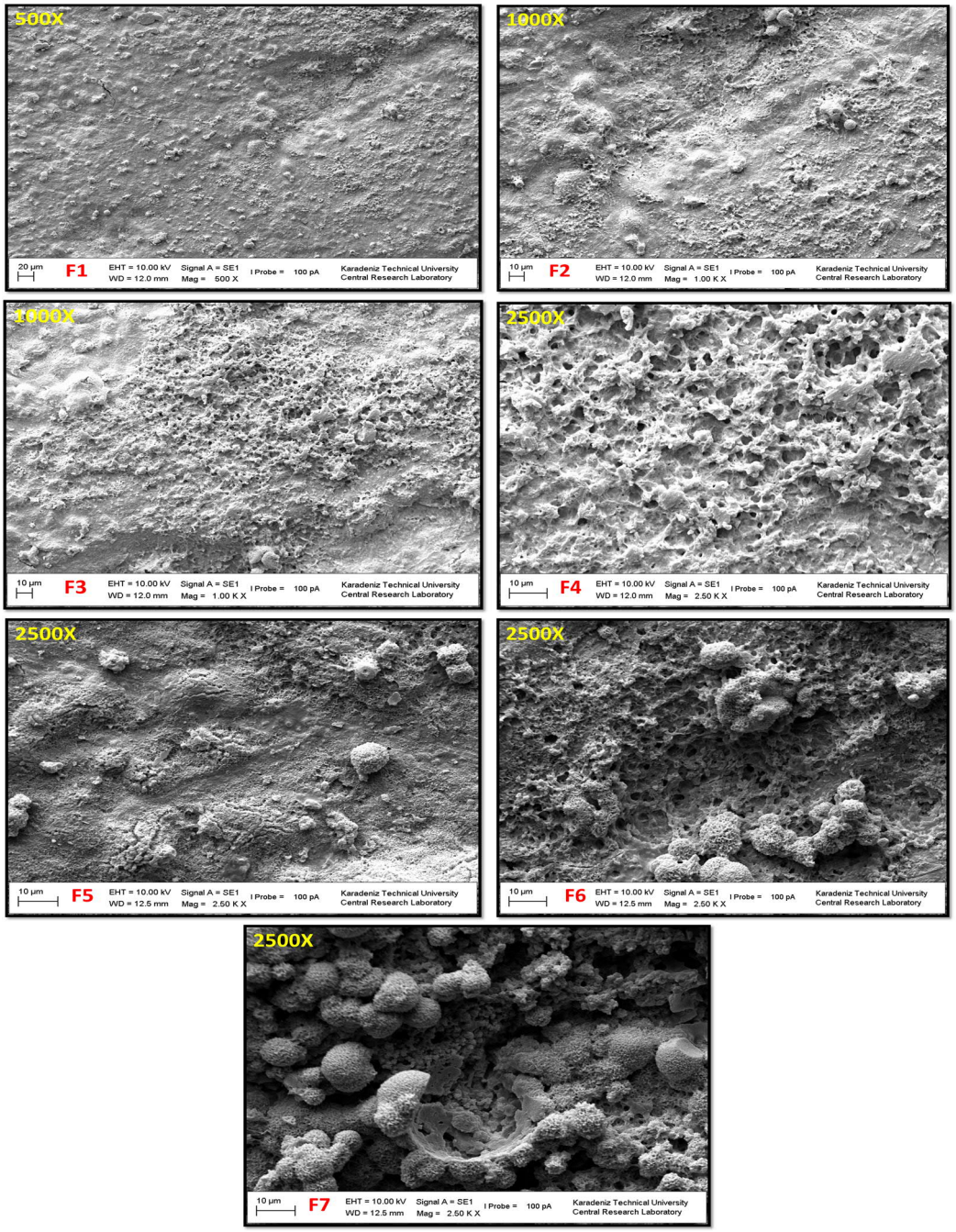


Resim 46. 96 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin SEM Görüntüsü

(E1, E2: x500, x1000 – E3, E4: x1000, x2500 - E5, E6: x2500, x10000)

4.6.30. 96 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü

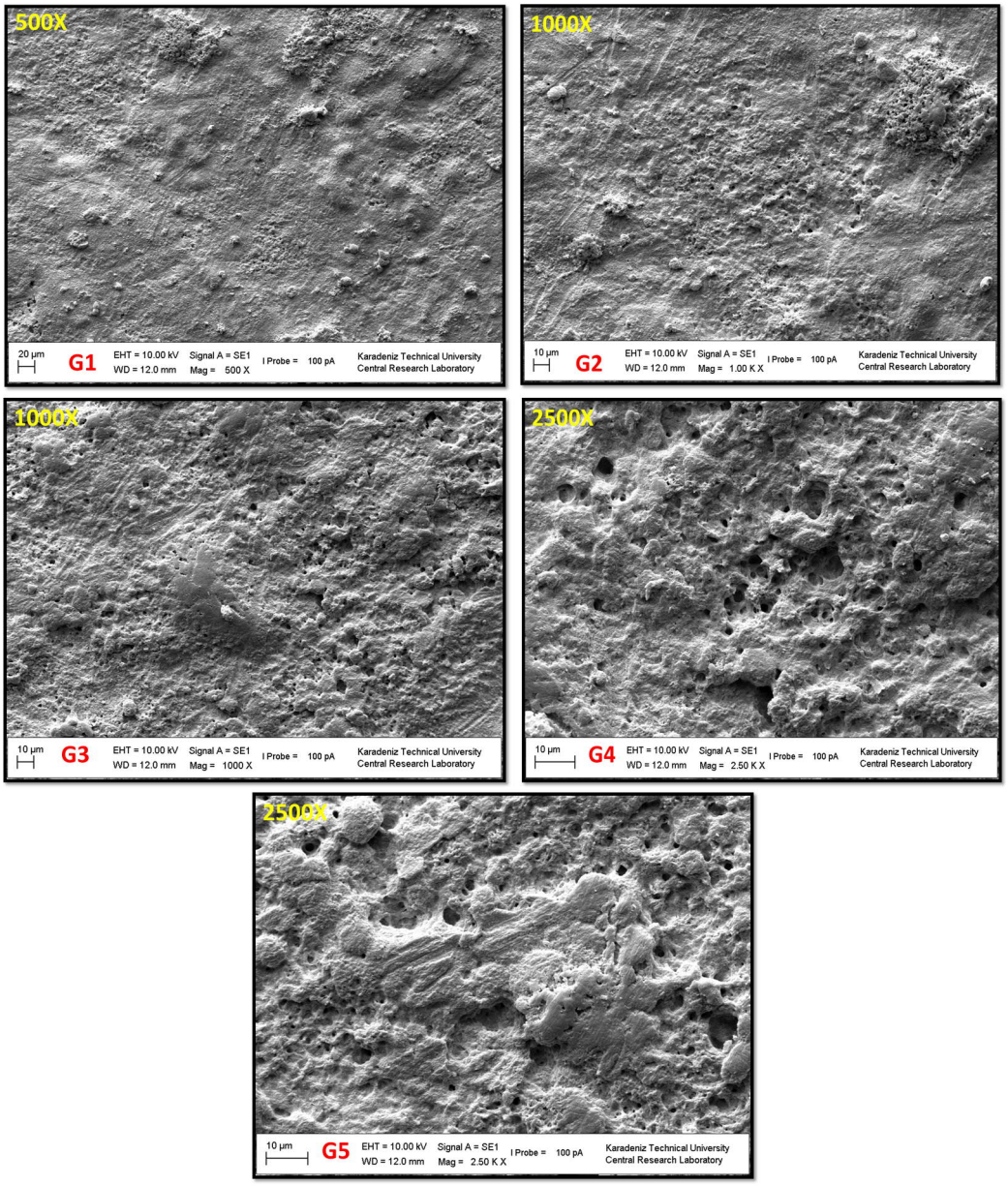
96 saat sertleştirilmiş Biodentin yüzeyine primer uygulayıp SEM'de incelediğimizde yüzeyde çukur alanların yaygın olarak izlendiği görüldü.



Resim 47. 96 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü (F1, F2: x500, x1000 – F3, F4: x1000, x2500 - F5, F6, F7: x2500, x2500, x2500)

4.6.31. 96 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilmiş SEM Görüntüsü

96 saat sertleştirilen Biodentin yüzeyi kanla kontamine edilip SEM'de incelendiğinde yine yüzeyin genel olarak düzgün yapıda olduğu gözlendi.

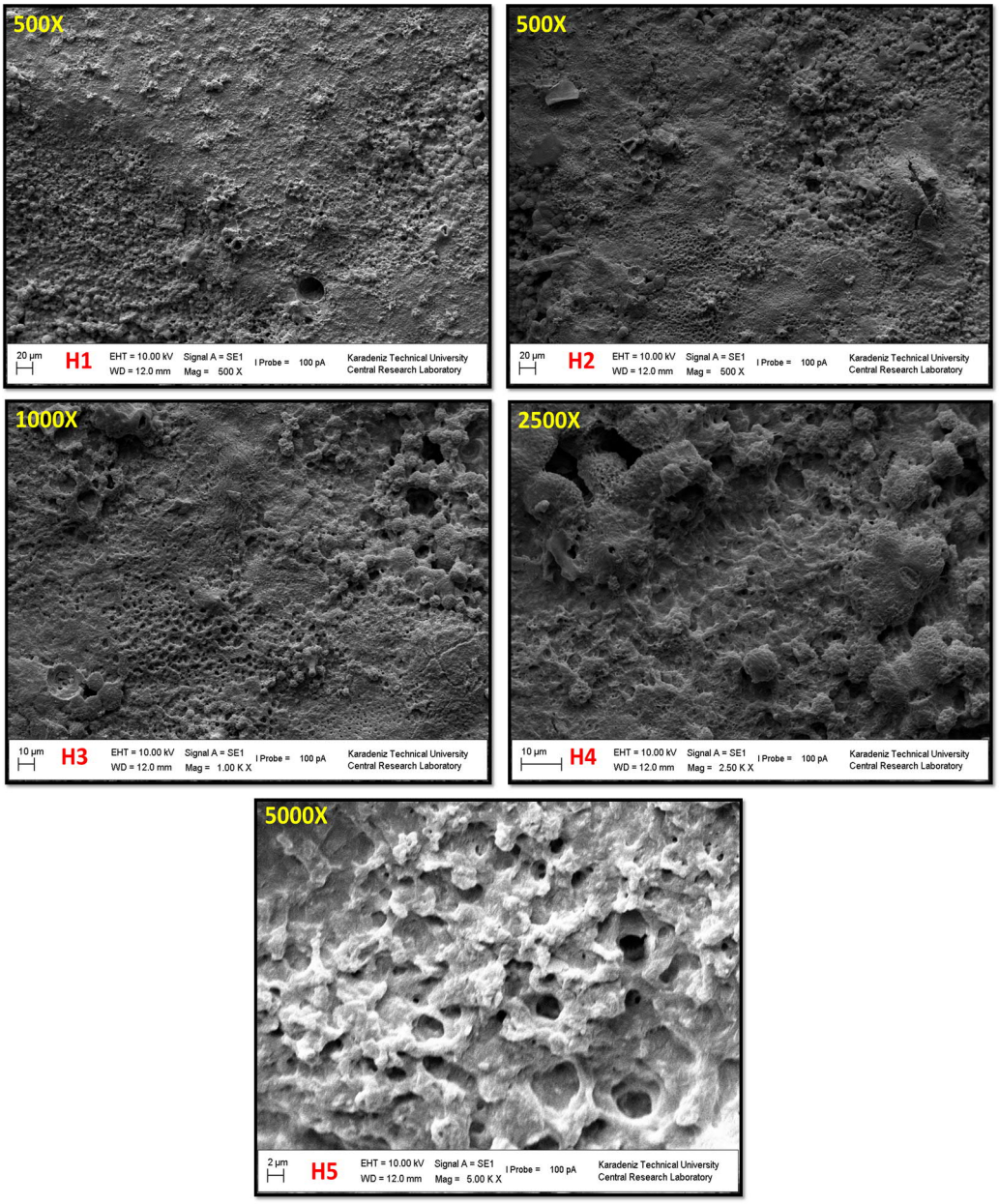


Resim 48. 96 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilmiş SEM Görüntüsü

(G1, G2: x500, x1000 – G3, G4: x1000, x2500 - G5: x2500)

4.6.32. 96 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilip Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü

96 saat sertleştirilen Biodentin yüzeyi kanla kontamine edilip yüzeye primer uygulandıktan sonra SEM'de incelendiğinde yüzeyde porların ve pörözitenin olduğu bu örnekte retiküler yapılar oldukça az oranda izlendi.



Resim 49. 96 Saat Sertleştirilen Biodentin Yüzeyinin Kanla Kontamine Edilip Primer Uygulanmış SEM Görüntüsü

(H1, H2: x500, x500 – H3, H4, H5: x1000, x2500, x5000)

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Direkt pulpa kuafajı esas olarak, ağız ortamına açılmış olan canlı pulpanın uygun materyallerle sızdırmaz bir şekilde örtülerek korunmasını ifade eder. Bu nedenle kuafaj tedavisi; canlılığı tehdit altına giren pulpanın hayati fonksiyonlarını sürdürebilmesi açısından hayati önem taşır. Açığa çıkmış pulpanın örtülmesi, dişin vital fonksiyonlarını devam ettirmesini sağlayarak ileri endodontik tedavilere olan gereksinimi azaltır (123). Literatürde direkt pulpa kuafajı tedavilerinde farklı materyaller kullanılmıştır (124).

Kalsiyum hidroksit, diş hekimliğinde yıllardır en çok kullanılan kuafaj materyalidir (125). Hazırlaması ve uygulaması kolaydır ancak dentine çok düşük bağlanma gösterir ve yüksek çözünürlüğe sahiptir (4, 92-94). Kalsiyum hidroksit'in bu dezavantajları klinisyenleri MTA gibi çözünürlüğü daha az ve daha sızdırmaz materyallerin arayışına sürüklemiştir (128). MTA'nın çözünürlüğünün daha iyi olduğu (129) ve kalsiyum hidroksite göre klinik başarısı yapılan çalışmalarda kanıtlanmıştır (92, 95, 97). Ayrıca biyouyumlu olması ve tersiyer dentin oluşumundaki başarısı nedeniyle kuafaj tedavilerinde tercih edilmiştir (96). Ancak MTA'nın pahalı olması, sertleşme süresinin uzun olması, daimi restorasyon için ek seans gerektirmesi ve bazı durumlarda dişte renk değişikliğine neden olması MTA'nın rutin kullanımında dezavantaj oluşturur (8, 9, 90).

Yaklaşık on yıl önce piyasaya çıkarılmış olan Biodentin; MTA'nın dezavantajları nedeniyle geliştirilen KSB yeni biyoaktif bir dentin replasman materyalidir (132). Kısa hazırlama süresi, yüksek basınç dayanımı, mükemmel sızdırmazlık özelliği, kullanım kolaylığı ve geniş kullanım alanı gibi özellikleri olduğu ileri sürülmektedir (133). MTA'nın 3-4 saat gibi uzun olan başlangıç sertleşme süresine kıyasla Biodentin üretici talimatlarına göre 12 dakika sertleşme süresinden sonra daimi restorasyon yapımına uygundur. Biodentin'deki bu kısa sertleşme süresi materyalin sıvı içeriğine kalsiyum klorid eklenmesi ile gerçekleşmektedir (134). Biodentin'in MTA'ya göre önemli bir avantajı da grimsi siyah renklenmeye neden olmamasıdır (135).

MTA ve Biodentin; biyouyumlu olma, odontoblastların stimülasyonu ile reaksiyoner dentin oluşumu sağlama ve hücre diferansiasyonuna bağlı olarak reperatif dentin formasyonu oluşturma gibi avantajlar sunmaktadır (136). Biodentin ve MTA ile yapılan vital pulpa tedavilerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda her iki materyalin birbirine benzer başarı gösterdiği belirtilmiştir. Kullanılan materyallerin iyi örtüleme kapasitesi, biyouyumluluğu ve alkalen özellikleri sert doku oluşumunun indüklenmesinde önemli rol

oynamaktadır (14, 15). Fibroblast hücre kültürleri ve insan dişi kültürü üzerinde yapılmış çalışmalar materyallerin pulpa fibroblastına teması ile TGF-β1 salınımını gerçekleştirdiği ve bu büyüme faktörünün pulpa kök hücrelerinde kayıp dentin dokusunun reperatif dentin ile rejenerasyonu ile gerçekleştiğini göstermektedir (139). Klinik araştırmalar hem MTA hem Biodentin'in etkisiyle oluşan dentin köprüsünün daha az pöröz yapıda olduğunu göstermektedir (140).

Pulpa kuafaj tedavilerini restorasyon ile dentin ara yüzünde bakteri invazyonunu önleyen, sızdırmaz özellikte yapılan bir restorasyon takip etmelidir. Çünkü mikrosızıntının önlenmesi vital pulpa tedavilerinde önemli bir başarı faktörüdür. Nowicka ve arkadaşlarının yapmış olduğu bir çalışmada hem Biodentin'in hem de MTA'nın mükemmel örtüleme özelliklerine sahip olduğu ve mikrosızıntıyı önleyici özellikte olduğu gösterilmiştir (68). Ayrıca pulpa kaplama materyali ile restorasyon arasındaki bağlanma dayanımının yüksek olması da dişin canlılığının ve fonksiyonunun devamını sağlayan unsurlardan biridir (123).

Kompozit rezinler, estetik özelliğe sahip olması nedeniyle günümüzde en çok tercih edilen restoratif materyallerdir. Pulpa kaplama materyalleri ile kompozit rezinler arasındaki bağlanma adeziv ajanlarla sağlanmaktadır. Bu tedavilerde sıklıkla kullanılan adeziv sistemler; etch-and-rinse ve self-etch sistemlerdir.

Literatürde direkt pulpa kuafaj materyallerinin dental adezivlere bağlanma dayanımını inceleyen pek çok çalışma mevcuttur (19, 20, 21, 22). Çalışmalarda MTA'nın dental adezivlere bağlanma dayanımıyla ilgili farklı sonuçlara ulaşılmıştır (90, 99, 100, 102, 103). Ancak genellikle çalışmalarda ulaşılan sonuç; MTA'nın total etch sistemlere daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğidir (90, 100, 102, 104). Fakat total etch sistemlerin teknik hassasiyetinin yüksek olması nedeniyle bu sistemlerde postoperatif hassasiyet görülme riski yüksektir (29, 35, 60). Bunun yanında yapılan çalışmalarda total etch sistemlerde uygulanan asitin, MTA yüzeyinde çatlaklara neden olduğu ve MTA'nın yüzey özelliklerini değiştirdiği bildirilmiştir (99, 103, 105). Yapılan çalışmaların çoğunda kompozit ve MTA arasındaki bağlanma dayanımı etch-and-rinse sistemlerle değerlendirilmişti ve en iyi bağlanmanın bu adeziv sistemlerle sağlandığı bildirilmişti (149). Ancak daha sonraki çalışmalar gösterdi ki; MTA'ya olan makaslama bağlanma dayanımının, tek aşamalı yeni nesil self-etch sistemler ve iki aşamalı yeni nesil self-etch

sistemlerle de total-etch sistemlere yakın hatta daha yüksek olduğu çalışmalarla tespit edilmiştir (30, 32).

Bazı araştırmacılar iki aşamalı self-etch sistemlerin Biodentin'le makaslama bağlanma dayanımının (MBD) etch-and-rinse sistemler ve tek aşamalı self-etch sistemlerden daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir (33, 39). Yapılan bir çalışmada Biodentin'le kullanılan adeziv sistemin 10-MDP monomeri içermesinin MBD değerini önemli ölçüde artırdığı bildirilmiştir (33, 34).

Kuafaj tedavilerinde daimi restorasyonun, diş yapılarına bağlandığı gibi kavitenin en derin bölgesinde kullanılan kuafaj materyaline de yeterli bağlanma dayanımı göstermesi beklenir. Yapılan farklı çalışmalarda kuafaj materyallerinin farklı sertleşme süreleri sonunda adeziv rezinlere bağlanma dayanımlarında farklı ve çelişkili sonuçlar elde edilmiştir (26, 37). Bazı çalışmalarda kuafaj materyallerin farklı sertleşme sürelerine bağlı olarak MBD değerlerinin arttığına dair sonuçlar mevcutken bazı çalışmalarda farklı sürelerde sertleştirilen materyaller arasında MBD açısından fark görülmemiştir (109, 110, 123).

Klinik şartlarda, kuafaj materyalleri ve kompozit rezinlerin bağlanma dayanımını etkileyebilecek farklı unsurlar da bulunmaktadır. Ağız ortamında restoratif tedaviler sırasında daima izole edilmesi gereken tükürük ve kanın restorasyon ara aşamalarında alana sızması, yüzeyin kontamine olmasına neden olarak restorasyonun bağlanma dayanımı için risk oluşturacaktır (54, 55, 57). Günümüze kadar MTA ve Biodentin'in çeşitli adezivlere bağlanma dayanımını araştıran çalışmalar yapılmış olsa da bu materyallerin kanla kontaminasyonunun makaslama bağlanma dayanımını nasıl etkilediğiyle ilgili bir çalışmaya rastlamadık. Bu nedenle bu tez çalışmasında; en güncel pulpa kuafaj materyalleri olan ProRoot MTA ve Biodentin'in farklı sürelerde sertleştirilmesinin ve kanla kontaminasyonunun bir self-etch adezivle (Clearfil Liner Bond F) bir mikrohibrit kompozit rezine (Filtek P60) makaslama bağlanma dayanıma etkisi, in-vitro olarak incelendi.

Yaptığımız çalışmada farklı iki kuafaj materyali olan ProRoot MTA ve Biodentin dört farklı sürede (24, 48, 72, 96 saat) sertleştirildi. Uyguladığımız dört farklı süre, üretici firmaların tavsiye ettiği süreleri de içeren ve bu materyallerle ilgili farklı çalışmalarda da kullanılan sürelerdir (106, 109, 110). Farklı sürelerde sertleştirilen kuafaj materyallerinin

yüzeyine self-etch adeziv sistem kullanılarak kompozit restorasyon yapıldı ve restorasyon ile kuafaj materyali arasındaki makaslama bağlanma dayanımı incelendi.

Bu tez çalışmasının bulgularına göre; pulpa kaplama materyalleri olan ProRoot MTA ve Biodentin'in makaslama bağlanma dayanım değerleri incelendiğinde; MTA'nın farklı sertleşme sürelerinde bağlanma dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmedi ($p>0.05$). Biodentin'in de farklı sertleşme sürelerindeki bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak fark görülmedi ($p>0.05$). MTA ve Biodentin grupları için dört farklı sertleşme süresi sonrasında elde edilen bağlanma dayanım değerleri klinik olarak beklenen bağlanma dayanımına (17-20 Mpa) eşit ve daha yüksek bulundu (Tablo 5).

Aynı sertleşme süresine sahip kontamine olmayan MTA ve Biodentin grupları karşılaştırıldığında; 24 ve 48 saatlerdeki bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmezken 72 ve 96 saat sertleşen MTA örneklerinin MBD değerleri Biodentin72 ve Biodentin96 gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0.05$).

Bu nedenle çalışmamızın ilk hipotezi olan "ProRoot MTA ve Biodentin'in farklı sertleşme sürelerinde (24, 48, 72, 96 saat) makaslama bağlanma dayanımları arasında farklılık yoktur" hipotezi kısmen kabul edilmiştir.

Yapılan bir çalışmada Atabek ve ark. ProRoot MTA'nın farklı adezivler kullanılarak farklı sertleşme sürelerinden sonra (2s 45 dk, 24s, 48s, 72s ve 96 s) MTA/adeziv bağlanma dayanımı karşılaştırdıkları bir çalışmada en yüksek bağlanma dayanımını 96 saatte 2 aşamalı total etch sistemle (One-Step Plus) elde etmişlerdir. Bu adezivin aseton içeriğinin yüksek buhar basıncı sayesinde monomer difüzyonunu artırması sonucu MTA'ya bağlanma dayanımını yükselttiği ileri sürülmüştür (41, 43). Ayrıca başlangıç sertleşmesi sırasında MTA'nın muhtemel yüksek su içeriğinden dolayı erken bağlantı başarısızlığı elde edildiği ileri sürülmüştür. Tüm sertleşme sürelerindeki bağlanma dayanımı değerleri incelendiğinde MTA'nın yeterli fiziksel özelliklerine ulaşması için üzerine adeziv bir restorasyon yapımının en az 96 saat sonrasına ertelenmesi gerektiğini ifade etmişlerdir (147).

Bizim çalışmamızda da ProRoot MTA için en yüksek bağlanma dayanım değerleri 72 ve 96 saatte elde edilmesine rağmen bu çalışmaya göre bağlanma dayanım değerleri daha yüksek bulundu. Bu farklılığın nedeni kullanılan adezivin içerdiği farklı monomer

sistemler olabilir. Bu tez çalışmasında iki aşamalı self etch adeziv sistem olan Clearfil Liner Bond F kullanıldı. Clearfil Liner Bond F'nin hem primer hem de adezivin içerisinde 10-MDP monomeri bulunur. Yapılan çalışmalarda; içeriğinde 10-MDP monomeri bulunan self etch adeziv sistemler, içerdiği 10-MDP monomerinin MTA ve Biodentin'de bulunan Ca iyonlarıyla kimyasal bağlanarak bağlanma dayanımını artırdıkları bildirilmiştir (110, 111). Başka bir çalışmada; bir adeziv sistemin, içeriğinde 10-MDP gibi fonksiyonel monomer bulundurması ile oluşturduğu etkinin, diğer adeziv sistemlerin yarattığı demineralizasyon ve asit etch etkisinden daha önemli bir fark yarattığı bildirilmiştir (34, 35, 39, 40).

Bunun yanında yapılan başka bir çalışmada ProRoot MTA'nın Angelus MTA'ya göre MBD değerleri tek aşamalı adeziv sistemle (Adhese One F) total etch ve self etch sistemlere göre daha yüksek bulunmuştur. Bunun sebebi olarak ProRoot MTA'nın Angelus MTA'ya göre geniş partiküllerin daha az olması ve bunun yapısal olarak daha homojen dağılım göstermesi olarak bildirilmiştir. Bu bulgular kısmen bizim çalışmamızla uyumludur. Bizim çalışmamızda MTA'nın kimyasal kompozisyonu incelenmemiş olsa da yüzeydeki kristalin yapıların kısmen düzgün olduğu söylenebilir. Bu yapıların kalsiyum silikat ve kalsiyum silikat hidrat olduğu varsayılarak bağlanmanın temelini oluşturduğu ileri sürülmektedir (163, 164). MTA yüzeyine asit uygulamasının MTA yüzeyinde eroziv etki gösterdiği, yüzeyde çatlaklara neden olduğu fakat self etch primer (SEP) uygulamasının yüzeyde çatlak oluşturmadığı bildirildi (146). Bu çalışmada tek aşamalı self etch adeziv olan AdheSE One F ProRoot MTA'ya en yüksek MBD göstermiştir (146). Bağlanma dayanımının yüksek olması içerdiği %5 kadar olan doldurucu oranının daha düşük bir büzülme stresine neden olarak bağlanma dayanımını artırdığı ileri sürülmüştür (165). Ayrıca yapısındaki potasyum florid'in flor salınımıyla bağlanma dayanımını artırdığı öne sürülmüştür. Yapılan çalışmalarda florid içeriğinin Portland simanın yüzey dayanıklılığını artırdığı bildirilmiştir (48, 49). Yüzey dayanıklılığının artması da koheziv başarısızlığın azalmasına ve bağlanma dayanımının artmasına neden olabilir. Bizim çalışmamızda kullandığımız Clearfil Liner Bond F'nin bağlanma dayanımının yüksek olmasına florid içeriğinin de katkısı olabilir (146).

Adeziv sistemlerin bağlanma dayanımına etkisinin karşılaştırıldığı çalışmalarda çoğunlukla iki aşamalı self etch adeziv sistemlerin total etch sistemlere göre daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği çalışmalar mevcuttur (152, 168).

Odabaş ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada 12 dakika ve 24 saatlik sertleşme süresinin sonrasında her iki sertleşme süresinde farklı adeziv sistemler arasında anlamlı farklılık yoktur. Bunun yanında en yüksek bağlanma dayanım değeri 24 saatlik sertleşme süresinde Clearfil SE Bond ile elde edilmiş olup (19.5 MPa) kullanılan tüm adezivler arasında yeterli MBD'yi sağlayan tek adeziv sistem olmuştur. Clearfil SE Bond'un iki farklı sertleşme süresinde hem Clearfil SE Bond ve Clearfil S3 gruplarıyla arasında MBD açısından anlamlı fark görülmemiştir. Ayrıca Clearfil SE Bond'un 12 dakikalık sertleşme sonrasındaki bağlanma dayanım değeri (16.9 MPa) istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmasa da diğer 12 dakikalık gruplardan daha yüksek bulunmuştur (152). Bu çalışmada da Clearfil SE Bond'un bağlanma dayanımının yüksek bulunmasını 10-MDP monomerinin Biodentin'in yapısında bulunan Ca iyonlarıyla oluşturduğu kimyasal bağlantının bağlanma dayanımını artırdığına atıfta bulunulmuştur (162).

Keleş ve Şimsek, Biodentin'in 12 dakikalık sertleşme süresine sahip çalışma gruplarında farklı adeziv sistemleri kullanarak yaptıkları restorasyonların Biodentin'e olan makaslama bağlanma dayanımını incelemişlerdir. Çalışmada kullanılan iki aşamalı self etch olan Clearfil SE Bond'un MBD (14.1 MPa) diğer adeziv sistemlere göre (tek aşamalı self etch; Clearfil Universal Bond, iki aşamalı total etch; Prime&Bond NT) daha yüksek bulunmuştur (153).

Çolak ve arkadaşları 9 dakika ve 48 saat sertleştirilen Biodentin'e farklı adeziv sistemlerin makaslama bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmada sertleşme süresinin MBD değerlerini etkilemediği ancak 10-MDP içeren adezivin (Clearfil S3 Bond) daha yüksek bağlanma sağladığını bildirmişler (154).

Bununla birlikte Cengiz ve Ulusoy'un yaptığı çalışmada ise 12 dakikalık sertleşme süresi sonrasında bir etch-and-rinse (Prime&Bond NT) sisteminin Biodentin'e olan mikro makaslama bağlanma dayanımı Clearfil SE Bond'a göre daha yüksek bulunmuştur.

Aksoy ve Ünal'ın yaptığı çalışmada; Biodentin'in beş farklı sertleşme süresi (12 dak, 24s, 48s, 72s, 96 saat) sonunda farklı üniversal adeziv sistemleri hem self etch hem de total etch modunda kullanarak en düşük MBD değerini 12 dakika sertleştirilen grupta elde ederken tüm gruplarda üniversal adezivlerin self etch ve total etch modları arasında anlamlı bir fark görülmediğini ifade etmişlerdir. 24 saat sertleşme süresinin yeterli MBD elde etmek için yeterli olduğunu ve çalışmada kullanılan adeziv sistemlerin uygulama modu ne olursa olsun üniversal adezivlerin daha yüksek MBD sağladığını ifade etmişlerdir. Ayrıca

çalışmada asit etch uygulamasının anlamlı fark yaratmadığı bildirilmiştir (151). Bizim çalışmamızda da 24 saatte Biodentin yeterli bağlanma dayanımı göstermiş olup sertleşme sürelerinin arttırıldığı gruplarla aralarında anlamlı fark görülmemiştir.

Nekoofar ve arkadaşları, Biodentin ile birkaç farklı rezin restoratif materyalin bağlanma dayanımını inceledikleri bir çalışmada Biodentin örnekler üç farklı sertleşme süresine göre (12 dakika, 1 hafta ve 1 ay) gruplara ayrılmış, çalışmada farklı adeziv sistemlerin de etkisi incelenmiş olmasına rağmen bütün adeziv gruplardaki 1 haftalık Biodentin örneklerin 12 dakikalık örneklere göre önemli ölçüde daha yüksek mikro makaslama dayanımına sahip olduğu görülmüştür. Çalışmada, adeziv ajan uygulaması ve kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesi ile erken aşamada gözenekli ve düşük dirençli olan Biodentin'in bağlanma dayanımının azalabileceği ifade edilmiştir. Hidrasyon ile sertleşen kalsiyum silikat esaslı materyallerin, erken aşamada kristalize yapılarının zayıf olmasının yanında aynı zamanda pörözlü olduğu, ancak bu materyallerin belli sürelerden sonra maturasyonunu tamamladığı bildirilmiştir. Bu durum restorasyon yapımından önce Biodentin'in uygun yüzey şartlarına ulaşması için yeterli sertleşme süresini beklemenin önemini vurgulamaktadır. Bununla birlikte, etch-rinse adeziv sisteminin kullanıldığı bu çalışmada, bir hafta ve bir ay sertleştirilen Biodentin örnekleri arasında, bağlanma dayanımı değerlerinde anlamlı bir fark yoktur. Fosforik asitin, bir hafta süreyle sertleşmiş Biodentin yüzeyinde oluşturduğu etki ve düzensizliklerin, bir ay süreyle sertleşmiş Biodentin yüzeyinde oluşturduğu etkiyle benzer olması Biodentin'in 1 hafta sürede 1 ay sertleşen Biodentin kadar olgunlaştığı anlamına gelebileceği ifade edilmiştir. 12 dakikalık sertleşme sonrasında Biodentin örneklerine uygulanan self-etch modunda üniversal adeziv materyal (All Bond Universal), diğer gruplara (Clearfil SE Bond, Adper Single Bond2) kıyasla önemli ölçüde daha yüksek ortalama mikro-makaslama bağlanma dayanımı sergilemiştir. Ayrıca, Biodentin'in karıştırılmasından sonra eğer daha uzun bir bekleme süresi planlanabiliyorsa, tüm adezivlerle daha yüksek MBD değerine ulaşılabileceği bildirilmiştir (169). Bizim çalışmamızda da Biodentin dört farklı sertleşme süresinde (24s, 48s, 72s, 96s) yeterli MBD göstermiştir. Çalışma bulgularındaki farklılıklar materyal metottaki farklılıklardan kaynaklanabilir.

Hashem ve arkadaşları yaptıkları çalışmada Biodentin'in erken dönemde (0 dak., 5 dak., 20 dak. ve 24 saat) ve geç dönemde (2 hafta, 1 ay, 3 ay ve 6 ay) bağlanma dayanımlarının total etch ve self etch sistemle incelendiği çalışmada erken dönemde en

yüksek µMBD'nı 24 saatlik grupta elde edilmiştir. Erken dönemde diğer sertleşme sürelerinde elde edilen µMBD değerleri 24 saatlik gruba göre oldukça düşük çıkmasının yanında kırılmalar (pretest failure) daha çok Biodentin'in içinde bağlanma yüzeyine yakın alanda görülmüştür. Bununla birlikte klinik uygulamalarda Biodentin'in C faktörün yüksek olduğu kavitelere yerleştirilmesi polimerizasyon streslerini artıracağından Biodentin'in sertleşme süresinin uzatılması önerilmiştir. Biodentin'in tamamen maturasyonu ve maksimum fizikokimyasal özelliklere ulaşması için 2 haftalık bir bekleme süresi önerilmektedir (170). Çalışmanın sonucu olarak geç dönemde tüm sertleşme süreleri arasında anlamlı fark bulunmazken µMBD değerlerinin erken döneme göre anlamlı olarak yüksek olduğu ifade edilmiştir. Bu çalışmada MDP monomeri içeren ScotchBond Universal adeziv self etch modunda kullanılmıştır. Kullanılan adeziv tekniğin (self etch/total etch) bağlanma dayanımını etkilememesinin nedeninin Biodentin'in gözenekli yapıya sahip olmasına bağlı olabileceği ileri sürülmüştür. Bunun yanında 24 saatlik sertleşme süresiyle geç dönem arasında anlamlı fark bulunmamıştır (161). Bizim çalışmamızda da benzer şekilde Biodentin'in 24 saatlik sertleşme süresindeki MBD değeri ile diğer sertleşme süresine sahip (48s, 72s, 96s) gruplar arasında anlamlı fark görülmemiştir. Bu çalışma ile benzer sonuçların elde edilmesinin muhtemel nedeni bizim çalışmamızda da MDP monomeri içeren adeziv kullanılması olabilir.

ProRoot MTA'nın 4 saat ve Biodentin'in 12 dakikalık sertleşme süresi sonrası Clearfil SE Bond kullanılarak kompozit rezinle MBD değerlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada MTA'nın MBD'si Biodentine göre istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur (156).

Tulumbacı ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada her iki kuafaj materyalinin de 72 saat sertleşme süresi sonrası Prime&Bond NT kullanılarak MTA'nın MBD'si Biodentin'den daha yüksek bulunmuştur. Bizim çalışmamızda ise her iki grupta da 72 saatlik sertleşme sonrası MBD arasında anlamlı fark olmayıp en yüksek bağlanma değerleri elde edildi. Bu çalışmada farklı adeziv sistemin kullanılması ve makaslama bağlanma deneyi için örnek hazırlanmasındaki farklılıklar da çalışma sonuçlarındaki farklılığa neden olabilir (155).

Cantekin ve Avci'nın yaptığı çalışmada Biodentin ve ProRoot MTA'nın 15 dakika ve 96 saat olarak iki farklı sertleşme süresinde araştırma yapılmış; yapılan araştırmada MTA ile yapılan kuafaj işleminde MTA'nın en uygun fiziksel özelliklere ulaşması için

restoratif tedavinin 72 saat ile 96 saat kadar ertelenmesi önerilmiştir (158). Araştırmacılar çalışmada All-Bond 2 total etch adeziv sistemi kullanmışlardır. ProRoot MTA ve Biodentin'in de dahil olduğu çalışmada en yüksek MBD değerini (17.7 MPa) Kompozit + Biodentin grubunda elde etmişlerdir. Cantekin and Avci'nın yaptıkları bu çalışmada Kompozit + Biodentin grubunun ortalama MBD değeri bizim çalışmamızdaki ortalama değere (18.55 MPa) yakın olarak 17.7 MPa olarak tespit edilmiştir. Makaslama bağlanma dayanımı değerinin yüksek olmasının nedenini, kullandıkları metakrilat bazlı kompozit rezinin (Aelite All Purpose Body, Bisco Inc) düşük seviyede serbest radikal monomere sahip olması ve polimerizasyon büzülmesi olarak ifade etmişlerdir (158). Bizim çalışmamızda ise tüm sertleşme sürelerinde MTA yeterli MBD göstermiştir. Ayrıca bizim çalışmamızda da bu çalışmaya benzer şekilde en yüksek MBD değeri MTA72'de ve sonra MTA96 gruplarında elde edilmiştir.

Asmaa O. Abdel-Rhman ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, MTA'nın en az 72 saat sonra istenen sızdırmazlığa ulaştığını belirterek 72 saat'in beklenmesini önermişlerdir (172). Ayrıca, Biodentin'in toz ve sıvı karıştırıldıktan sonra ilk sertleşme reaksiyonunun 12 dakika sürmesine rağmen Biodentin'in tam fiziksel özelliklerini 2 hafta sonra kazandığı bildirilmiştir (173). Bizim çalışmamızda ise farklı sertleşme sürelerinde Biodentin'in MBD değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmeyip tüm sertleşme sürelerinde (24s, 48s, 72s, 96s) MBD'nın benzer olduğu görülmüştür.

MTA ve Biodentin'in bağlanma dayanımlarıyla ilgili farklı sonuçlar mevcut olsa da bu materyallerin restorasyondan önce yeterince sertliğe ulaşmış olması bağlanma dayanımının devamlılığı açısından önemlidir. Bunun yanında restoratif materyaller kadar kuafaj materyallerinin de dentine bağlanması uzun dönemde hem sızdırmazlık hem de restorasyonun dayanıklılığı açısından çok önemlidir. Nitekim bu materyallerin dentine bağlanma dayanımıyla ilgili birçok çalışma mevcuttur (50, 52, 53).

Kaup ve arkadaşlarının ProRoot MTA ve Biodentin'in dentine bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmada 2 gün, 7 gün ve 14 gün sertleşme süresine sahip grupların MBD değerlendirilmiş ve 2 gün sertleştirilen gruplarda MTA'nın makaslama bağlanma dayanımı Biodentin'den anlamlı oranda düşük bulunmuştur. Çalışmada 7 gün ve 14 gün sertleştirilen MTA ve Biodentin'in MBD değerlerinin 2 günlük değerlere göre anlamlı oranda yükseldiği ifade edilmiştir. Biodentin, MBD değerleri açısından ProRoot MTA'ya göre daha üstün bulunmuştur (171). Bizim çalışmamızda ise sertleşme süresi 72

ve 96 saatlik MTA gruplarının MBD'si 48 saatlik gruplara göre yüksek bulunsa da gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur. Bununla birlikte bizim çalışmamızda 48 saatlik sertleşme sürelerinde MTA ve Biodentin arasında anlamlı fark görülmemiştir. Bu farklılık materyal metotun aşamalarındaki farklılıklardan ve farklı adeziv sistemlerin kullanılmasından kaynaklanabilir.

Jantarat ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada ise MTA ve Biodentin'in dentine makaslama bağlanma dayanımı 60 dakika ve 24 saat sonunda değerlendirilmiş, 24 saat sertleştirilen MTA ve Biodentin'in MBD değerleri anlamlı oranda yüksek bulunmuştur (174).

Atmeh ve arkadaşları Biodentin'in dentin üzerine uygulandığında yüksek ph değeri ile dentinde alkali bağlanma oluşturduğunu ve dentin tübüllerinde Biodentine örgüleri oluşturduğunu bunun da dentin adeziv tekniğindeki hibrit ve adeziv uzantılarının oluşumu ('tag') ile benzer şekilde olduğunu bildirmişlerdir (176). Aşıcıoğlu ve ark. tarafından yapılan çalışmada Atmeh ve arkadaşları gibi Biodentin'in bu özelliklerinden dolayı ProRoot MTA göre daha yüksek bağlanma dayanımı göstermesini açıklayabilmektedir (177). Aşıcıoğlu ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada tamir edilen furkasyon perforasyonlarında Biodentin tüm gruplarda MTA'ya göre istatiksel olarak anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Aşıcıoğlu ve arkadaşları Biodentin'in bu özelliklerinden dolayı ProRoot MTA göre daha yüksek bağlanma dayanımı göstermesini açıklayabilmektedir (177).

Kuafaj materyallerinin dentine yeterli bağlanma dayanımı göstermesi, üzerine yapılacak restoratif materyallerin kondanse edilmesi esnasında oluşan kuvvetlerden olumsuz etkilenmesini (kırılma, yerdeğiştirme) önleyebilir. Bu nedenle kuafaj materyallerinin dentine bağlanması da üzerine yapılacak restorasyonların başarısı için önemlidir. Bu amaçla kuafaj materyallerinin dentine bağlanma dayanımıyla ilgili çalışmalar da göz önünde bulundurulmalıdır.

Restorasyon yapım aşamaları sırasında kuafaj materyallerinin klinik şartlarda kan ya da tükürükle kontamine olma riski yüksektir. Kontaminasyonun restoratif materyallerin dentine olan bağlanma dayanımını azalttığı bilinmektedir (53, 59, 60). Bildiğimiz kadarıyla literatürde kuafaj materyallerinin daimi restorasyon öncesi kanla kontaminasyonunun adeziv rezinlere makaslama bağlanma dayanımıyla ilgili çalışma mevcut değildir. Kuafaj materyallerinin kanla kontaminasyon çalışmaları daha çok dentine bağlanmayla ilgili push

out çalışmalarıdır (52, 54, 62). Bu nedenle bu tez çalışmasında farklı sertleşme süreleri sonrasında kanla kontaminasyonun makaslama bağlanma dayanımına etkisi incelendi.

Bu çalışmanın bulgularına göre kanla kontaminasyonun tüm MTA gruplarında MBD'nı olumsuz etkilediği gözlendi. Kanla kontaminasyon tüm MTA gruplarının MBD değerini azaltmıştır ($p<0.01$ Kont MTA24, 48, 96 için; $p<0.05$ Kont MTA72 için). Biodentin grubunda da kontaminasyonun tüm sertleşme sürelerinde bağlanma dayanımını anlamlı oranda azalttığı görüldü ($p<0.01$ Kont Biodentin 24, 48, 96 için; $p<0.05$ Kont Biodentin72 için). Bu nedenle çalışmamızın ikinci hipotezi olan "Farklı sertleşme süreleri (24, 48, 72, 96 saat) sonrasında ProRoot MTA ve Biodentin'in kanla kontaminasyonu bir self etch adezivin makaslama bağlanma dayanımını etkilememiştir" hipotezi kabul edilmemiştir. Kuafaj materyallerinin kontaminasyon sonrası MBD'nı inceleyen bir çalışma bulamadığımızdan çalışmamızın bu aşamasının bulgularını tartışamadık.

Bu çalışmada yapılan SEM incelemelerinde; her iki kuafaj materyalinin primer uygulaması sonrasın SEM görüntüleriyle kan kontaminasyonu sonrasındaki SEM görüntüleri arasındaki yüzey görüntüleri (retiküler yapılar) arasında farklılıklar mevcuttur. Nitekim kanla kontamine olan örneklerde kontamine olmayan örneklere göre yüzeydeki retiküler yapılarda azalma gözlenmiştir. Kan kontaminasyonu ve yüzeyin suyla yıkanması işlemi ile yüzeyde kalan kan ve su yüzeyden yeterince uzaklaştırılamamış ise daha sonra uygulanacak olan adezivin yüzeye yeterince penetre olmasını azaltmış veya engellemiş olabilir. Buna bağlı olarak kan kontaminasyonu her iki kuafaj materyalinin bağlanma dayanımını azaltmış olabilir.

Literatürde restorasyonların farklı aşamalarında kontaminasyonun dentine makaslama bağlanma dayanımı ile ilgili çalışmalar mevcuttur (180, 181). Bu çalışmalarda kanla kontaminasyonun MBD'nı azalttığı bildirilmiştir. Özellikle kanla kontaminasyonun adeziv sistemler uygulanmadan önce ve uygulandıktan sonra bağlanma dayanımını olumsuz etkiledikleri bildirilmiştir (180, 182). Uygulama sırasında meydana kan kontaminasyonunu uzaklaştırmak için yapılan yıkama ve pamukla kurulama gibi ekstra işlemler de bağlanma dayanımını azaltan etkiler yaratabilmektedir. Chang ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada adeziv uygulamalar sırasında, kan kontaminasyonunun dentine bağlanma dayanımında yarattığı etkinin kontaminasyonun oluştuğu adeziv aşamaya göre de değişebileceğini ancak kan kontaminasyonunun genel olarak bağlanma dayanımını olumsuz etkilediğini ifade edilmiştir (182).

Bunun yanında literatürde kuafaj materyallerinin dentine bağlanmasına kontaminasyonun etkisini inceleyen push out çalışmaları mevcuttur. Çalışmamızda kullandığımız ProRoot MTA ve Biodentin'le ilgili günümüze kadar yapılmış kontaminasyon araştırmaları çoğunlukla furkasyon tamiri ve kök tamiri üzerine olmuştur.

Vander Weele ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada furkasyon bölgesinde meydana gelen perforasyonların kanla kontamine olan ve kontamine olmayan gruplar halinde ProRoot MTA ile tamir etmişler ve örnekler 24 saat, 72 saat ve 1 hafta boyunca sertleştirildikten sonra perforasyon tamir materyalinin bağlanma dayanımını üç farklı zaman periyodu sonrasında push-out testleriyle incelemişlerdir. 7 gün sertleştirilen MTA'nın 24 saat ve 72 saat sertleştirilen MTA'dan daha yüksek bağlanma dayanımına sahip olduğunu ileri sürmüşlerdir. Ayrıca kanla kontaminasyonun bağlanmayı anlamlı ölçüde azalttığı ve kontamine olan gruplarda da 7 günün sonundaki bağlanma değerlerinin 24 saat ve 72 saatlik gruba göre anlamlı oranda yüksek olduğu gözlenmiştir. Bu sonuçlara göre 24 ve 72 saatin sonunda MTA'nın hala sertleşme sürecine devam ettiği ifade edilmiştir. 7 günlük push-out testinden sonra, perforasyon alanındaki MTA/dentin ara yüzünün ışık mikroskobik değerlendirmesi, kopma yüzeylerinin ağırlıklı olarak 'MTA-dentin arayüzünde adeziv kopma' şeklinde olduğunu ve nadiren 'MTA içinde koheziv başarısızlık' olduğunu göstermiştir (119).

Aggarwal ve ark. çalışmalarında furkasyon perforasyonlarının tamirinde kanlı ve kansız ortamda ProRoot MTA ve Biodentin'in 24 saat ve 7 gündeki bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Yapılan çalışmada kan kontaminasyonundan bağımsız olarak tüm materyallerde, sertleşme zamanları uzadıkça (24 saatten 7 güne) materyallerin bağlanma dayanımlarında anlamlı bir artış olduğu gözlenmiştir. Bu çalışmada 24 saat sertleşme süresi sonrası Biodentin'in push out dayanım değerleri MTA'ya göre anlamlı oranda yüksek bulunmuştur. Ancak 7 gün sonra kontamine olmayan MTA ve Biodentin örnekleri benzer push out değerlerine ulaşmıştır. Kan ile kontamine olmayan 24 saatlik örneklerde ProRoot MTA, Biodentin'e göre daha düşük bağlanma dayanımı göstermitir. Kan kontaminasyonunun, Biodentin ile tamir edilen perforasyonlar üzerinde hiçbir etkisi görülmemiştir. Biodentine örnekleri, diğer örneklere göre rakamsal olarak en yüksek bağlanma dayanımını göstermiştir (178).

Üstün ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada kanla kontamine olmuş furkasyon perforasyonlarında ProRoot MTA ve Biodentine biyomateryallerinin tamirden 14 gün

sonra push-out bağlanma dayanımlarını değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda, ProRoot MTA'nın Biodentin'e göre daha yüksek bir bağlanma dayanımına sahip olduğunu bildirilmiştir. Ayrıca aynı materyaller için kanla kontaminasyonun bağlanma dayanımı üzerinde istatistiksel olarak etkisinin olmadığı ifade edilmiştir. MTA'nın fosfat içeren ortamların (kanlı ortam) varlığında bir kalsiyum fosfat faz dönüşümü gösterdiği ifade edilmiş olup, uygulanan ortamda fosfat içeren çözeltiler kullanıldığında, MTA'nın push out dayanım değerinin arttığı da bildirilmiştir (183). Bu durumun, MTA'nın fosfat içeren sıvıların varlığında hidroksiapatit oluşturma kabiliyetiyle açıklanabileceği ifade edilmiştir (183).

Rahimi ve ark. tarafından yapılan kontaminasyonla ilgili bir invitro çalışmada furkasyon bölgesindeki perforasyonlar kanla kontamine edilerek ve kanla kontamine edilmeyerek ProRoot MTA ile tamir edilip 24 saat ve 7 gün olmak üzere iki zaman periyodunda push-out testiyle değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda en yüksek ve en düşük değerler tespit edilmiş olup en yüksek değer 7 günlük ve kontaminasyonsuz MTA örneğinde tespit edilirken en düşük değer 24 saatlik kontamine MTA örneğinde tespit edilmiştir. Kanla kontamine olan tüm örneklerin push-out değerleri istatistiksel olarak farksız bulunmuştur (120).

Yazdi ve ark. tarafından yapılan bir in-vitro bir çalışmada; ProRoot MTA ve Biodentin'in de arasında olduğu dört farklı KSB kuafaj materyelini kontamine olan ve kontamine olmayan dentin yüzeylerine bağlayıp 24 saat ve 72 saatlik sürelerde sertleştirip yaptıkları push-out testleri sonucunda en yüksek değerlere 72 saatlik Biodentin örneklerinde ve en düşük değerlere ise 24 saatlik ProRoot MTA örneklerinde rastladıklarını bildirmişlerdir. Kontamine olmayan gruplarda Biodentin MTA'ya göre her iki sertleşme süresinde de anlamlı oranda daha yüksek push-out bağlanma değeri göstermiştir. Kanla kontamine olan gruplarda da bağlanma dayanımı değerleri sertleşme süresi uzadıkça rakamsal olarak artış gösterdi. Ancak bu artış ProRoot MTA örneklerinde 24 ve 72 saat arasında istatistiksel olarak anlamlıyken Biodentin örneklerinde istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p<0,05$). Çalışmanın sonuçlarına göre Biodentin, en yüksek push-out bağlanma dayanım değerlerini sergilemiştir (157). Bunun nedeni olarak, Biodentin'in daha küçük partikül boyutuna sahip olması ile tag benzeri yapıların oluşumu sonucunda dentine daha iyi mikromekanik bağlanmayı sağlayabileceği ifade edilmiştir (157). Biodentin'in daha yüksek push-out değerleri, daha yüksek dislokasyon kuvvetleriyle

karşılaşılan durumlar için onu daha iyi bir seçenek haline getirir. Biodentin, restoratif materyallerin büzülme kuvvetleri ve ayrıca çiğneme kuvvetleri altında stabil olma açısından umut verici sonuçlar gösterdiği ileri sürülmüştür (157).

KSB kuafaj materyallerinin kanla kontaminasyonunun dentine bağlanma dayanımıyla ilgili farklı sonuçlar mevcut olsa da genel olarak sertleşme süresinin arttırıldığı durumlarda kuafaj materyallerinin dentine bağlanma dayanımının arttığı görülmüştür. Klinik koşullarda KSB kuafaj materyallerinin ekspoz yüzeyine uygulanırken kana maruz kalması kaçınılmaz olduğundan sertleşme süresinin de en az 72 ile 96 saate kadar uzatılması her iki materyal için daha başarılı kuafaj tedavileri yapılması için uygun olabilir. Çünkü başarılı bir kuafaj tedavisinin yapılmasında kuafaj materyalinin, üstüne yapılacak olan adeziv restorasyona bağlantısının yanında dentine bağlantısı da önem taşımaktadır. Kuafaj materyalinin dentine olan bağlanma dayanımının artması, üzerine uygulanacak olan restoratif materyallerin tepilme kuvvetlerine karşı direncini de artırır.

Bunun yanında klinik koşullarda kuafaj materyalinin sertleşmesi sonrasında, restorasyon öncesinde de kanla kontaminasyonu çok sık karşılaşılan bir durumdur. Bu çalışmada hem MTA hem de Biodentin'in farklı sertleşme sürelerinden sonra kanla kontamine edilip adeziv rezinlere bağlanma dayanımı incelendiğinde, tüm sertleşme gruplarında kontamine olmayan gruplara göre bağlanma dayanımında azalma görüldü.

Bu çalışmanın sınırları içinde en uzun sertleşme süresi 96 saattir. Daha uzun sertleşme sürelerinin bağlanma dayanımını etkileyip etkilemeyeceği ileriki çalışmalarda incelenebilir. Bunun yanında kontaminasyon gruplarındaki Kont MTA48, Kont MTA72, Kont MTA96 gruplarının MBD dayanım değerleri klinik olarak kabul edilebilir bağlanma dayanımı değerleri arasında ve onlara çok yakın değerlerdir. Ayrıca kan kontaminasyonunun kuafaj materyallerinin bağlanma dayanımına etkisinin kontamine olmayan gruplarla karşılaştırıldığı bu çalışmada kanın yanında tükrük veya her iki kontaminasyon materyalinin de kullanıldığı çalışmalar da klinik açıdan daha anlamlı olabilir.

Bu çalışmada ProRoot MTA ve Biodentin'in sadece 1 self etch adezive olan bağlanma dayanımı incelenmiş olup farklı adeziv sistemlerle oluşabilecek farklılıklar gözlenememiştir. Ayrıca bu çalışmada MTA ve Biodentin'in erken dönem makaslama bağlanma dayanım değerleri incelendi. Klinikte yaygın olarak kullanılan bu kuafaj materyallerinin farklı adeziv rezinler kullanılarak bağlanma dayanım değerlerinin

karşılaştırıldığı ve uzun dönem çalışma sonuçlarıyla erken dönem sonuçların karşılaştırıldığı in-vitro ve klinik çalışmaların yapılması literatüre katkı sağlayacaktır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı sürelerde sertleştirilmiş KSB kuafaj materyallerinin (Biodentin, MTA) kanla kontaminasyonunun makaslama bağlanma dayanımına etkisinin in-vitro olarak incelendiği bu çalışmanın bulgularına göre;

1. MTA'nın farklı sürelerde sertleştirilmesi (24s, 48s, 72s, 96s) bir self adezivle (Clearfil Liner Bond F) makaslama bağlanma dayanımına olumsuz bir etki oluşturmamıştır.
2. MTA'nın dört farklı sertleşme süresinin (24s, 48s, 72s, 96s) sonrasında kanla kontaminasyonunun makaslama bağlanma dayanımını önemli oranda olumsuz etkilediği görülmüştür.
3. MTA'nın 24 saat sertleştirilip kontamine edilen grubunun MBD değeri; 48 saat, 72 saat ve 96 saat sertleşip kontamine edilen gruplara gore daha düşük makaslama bağlanma dayanımı göstermiştir.
4. MTA'nın sertleşme süresinin uzamasıyla birlikte (72 ve 96 saatler) kanla kontamine olan gruplarda MBD değerleri klinik olarak kabul edilebilir sınırlara yaklaşmıştır (MTA Kontamine72:16.80 MPa, MTA Kontamine96:17.14 MPa).
5. Biodentin'in farklı sürelerde sertleştirilmesi (24s, 48s, 72s, 96s) bir self etch adezivle (Clearfil Liner Bond F) makaslama bağlanma dayanımına olumsuz bir etki oluşturmamıştır.
6. Biodentin'in makaslama bağlanma dayanımının dört farklı sertleşme süresinde de (24s, 48s, 72s, 96s) kan kontaminasyonundan önemli oranda olumsuz etkilendiği tespit edilmiştir.
7. Biodentin'in 24 saat, 48 saat, 72 saat ve 96 saat sertleşip kontamine edilen grupları makaslama bağlanma dayanımı açısından benzerlik göstermiştir.

Kuafaj tedavileri, derin dentin çürüğünün tedavisindeki en konservatif ve non-invaziv tedavi seçeneği olup dişlerin canlılığının sürdürülmesi ile fonksiyon ve estetiğin devamlılığının sağlanmasına katkıda bulunur. Bu tedavilerin başarılı olması kanal tedavisi, çekim ve sonrasında implant gereksinimi gibi ileri tedavi gereksinimlerinin azalmasına hem de tedavi maliyetlerinin düşmesine katkı sağlayacaktır. Ayrıca bu tedaviler diğer tedavilere nazaran minimal invaziv olmasının yanında hasta tarafında tolerasyonu yüksek ve daha az zaman alıcı restorasyonlardır. Bu nedenle kuafaj tedavilerinin önemi ve

gerekliliğinin zamanla daha da iyi anlaşılacağı aşikardır. Bu nedenle kuafaj tedavilerinde sürekli daha sızdırmaz ve kolay uygulanabilir tedavi arayışları sürmektedir. Farklı kuafaj materyallerinin sertleşme sürelerinin ve kontaminasyonun bağlanma dayanımına etkisinin incelendiği bu çalışmanın ötesinde daha uzun sertleşme sürelerinde ve farklı kontaminasyon ajanlarının hem restoratif materyallere hem de dentin dokusuna daha farklı adeziv sistemlerle bağlanma dayanımına etkisinin incelendiği çalışmalara ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

1. Komabayashi T, Zhu Q, Eberhart R, Imai Y (2016). Current Status Of Direct Pulp-Capping Materials For Permanent Teeth. *Dental Materials Journal* 35: 1–12.

2. Hilton TJ (2009). Keys To Clinical Success With Pulp Capping: A Review Of The Literature. *Operative Dentistry* 34: 615–625.

3. Ward J (2002). Vital Pulp Therapy İn Cariously Exposed Permanent Teeth And İts Limitations. *Australian Endodontic Journal* 28: 29–37.

4. Akhlaghi N, Khademi A (2015). Outcomes Of Vital Pulp Therapy İn Permanent Teeth With Different Medicaments Based On Review Of The Literature. *Dental Research Journal* 12: 406–417.

5. Aisel Kafetz Chouseın, Leyla Durutürk (2014). Derin DentiN Çürüklü Süt Ve Genç Daimi Dişlerde Direkt Ve İndirekt Pulpa TedaviSi. *Aü Diş Hek Fak Derg* 41: 183–190.

6. Smith AJ, Matthews J B, Hall R C (1998). Solubilization of TGFb1 by dentine conditioning agents. *J Dent Res* 77: 3224.

7. Fuks AB (2002). Current Concepts İn Vital Primary Pulp Therapy. *European Journal Of Paedıatrıc Dentıstry*.

8. Alaçam T (2012). Endodonti. *Özyurt Matbaacılık,Ankara* 181–238.

9. Ricketts D (2001). Management of the deep carious lesion and the vital pulp dentine complex. *British Dental Journal* 191: 606–610.

10. Matsuo T, Nakanishi T, Shuimizu H (1996). A Clinical Study of Direct Pulp Capping Applied to Carious-exposed Pulps. *J Endod* 551–6.

11. Accorınte ML, Loguercıo AD, Reis A, Muench AD, Araujo VC. (2005). Response of human pulp capped with a bonding agent after bleeding control with hemostatic agents. *Oper Dent* 30: 147–55.

12. Asgary S, Fazlyab M, Sabbagh S (2014). Outcomes of Different Vital Pulp Therapy Techniques on Symptomatic Permanent Teeth: A Case Series. *Iran Endod J* 295–300.

13. Costa CA, Edwards CA, Hanks CT (2001). Cytotoxic Effects of Cleansing Solutions Recommended for Chemical Lavage of Pulp Exposures. *Am J Dent* 25–30.

14. Thompson V, Craig RG, Curro FA, Green WS SJ (2008). Treatment of Deep Carious Lesions by Complete Excavation or Partial Removal: A Critical Review. *J Am Dent Assoc* 139: 705–12.

15. Friedlander L, McElroy K, Daniel B CM, Hanlin S (2015). Direct Pulp Capping of Permanent Teeth in New Zealand General Dental Practice-- A Practice Based Research Study. *N Z Dent J* 58–64.

16. Cveck M (1978). A clinical report on partial pulpotomy and capping with calcium hydroxide in permanent incisors with complicated crown fracture. *Journal of Endodontics* 4: 232–237.

17. Gökcek M, Hazar Bodrumlu E (2016). Vital Pulpa Tedavilerinde Güncel Yaklaşımlar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 14: 118–129.

18. Fuks AB (2000). Pulp therapy for the primary and young permanent dentitions. *Dent Clin North Am* 44: 571–96.

19. Zilberman U, Mass E, Sarnat H (1989). Partial pulpotomy in carious permanent molars. *Am J Dent* 2: 147–50.

20. Mejare I, Cvek M (1993). Partial pulpotomy in young permanent teeth with deep carious lesions. *Endod Dent Traumatol* 9: 238–42.

21. Fuks AB, Kupietzky A, GM (2019). Pediatric Dentistry Infancy Through Adolescence. *(6 Ed) Iowa: Elsevier Inc;* 483–493.

22. Fuks AB (2008). Vital pulp therapy with new materials for pri-mary teeth: new directions and treatment perspectives. *J Endod* 34: 18–S24.

23. Erdem AP, Guven Y, Ballı B, Ilhan B, Sepet E, Ulukapı I (2011). Success rates of mineral trioxide aggregate, ferric sulfate, and formocresol pulpotomies: A 24 month study. *Pediatr Dent* 33: 65–70.

24. Komabayashi A, Zhu Q, Eberhart R, Imai Y (2016). Current status of direct pulp-capping materials for permanent teeth (review). *Dent Mater Journal* 35: 1–12.

25. Becker V, Lang H (2019). Pulpotomy in permanent teeth. *Dtsch Zahnärztl Z Int* 1: 103–105.

26. Elmsmari F, Ruiz XF, Miró Q, Feijoo-Pato N, Durán-Sindreu F, Olivieri JG (2019). Outcome of partial pulpotomy in cariously exposed posterior permanent teeth: a systematic review and meta-analysis. *J Endod* 45: 1296-1306.e3.

27. Qureshi A, Soujanya E, Kumar N, Kumar P, Hivarao S (2014). Recent advances in pulp capping materials: An overview. *Journal of Clinical and Diagnostic Research* 8: 316–321.

28. Witherspoon DE, Small JC, Harris GZ (2006). Mineral trioxide aggregate pulpotomies. *The Journal of the American Dental Association* 137: 610–618.

29. Don Schmitt, Jacob Lee, George Bogen (2001). Multifaceted Use of ProRootTM MTA Root Canal Repair Material. *Repair material selection*.

30. Accorinte M de LR, Holland R, Reis A, Bortoluzzi MC, Murata SS, Dezan E, Souza V, Alessandro LD (2008). Evaluation of Mineral Trioxide Aggregate and Calcium Hydroxide Cement as Pulp-capping Agents in Human Teeth. *Journal of Endodontics* 34: 1–6.

31. Çalıskan MK (2006). Dentin Hastalıklarının Pulpaya Etkisi ve Vital Endodontik Tedaviler, Endodontide Tanı ve Tedaviler, Nobel Tıp Kitabevleri. *Dentin Hastalıklarının Pulpaya Etkisi ve Vital Endodontik Tedaviler, Endodontide Tanı ve Tedaviler, Nobel Tıp Kitabevleri* 31–81.

32. Merve Kurun Aksoy, Firdevs Tulga Öz (2019). Recent Advances İn Pulp Capping Agents: Calsium Hydroxide Based Materials, Calsium Hydroxide Forming Materials, Bioceramics.

33. Cox CF, Bergenholtz G, Fitzgerald M, Heys DR, Heys RJ, Avery JK, Baker JA (1982). Capping of the dental pulp mechanically exposed to the oral microflora – a 5 week observation of wound healing in the monkey. *Journal of Oral Pathology & Medicine* 11: 327–339.

34. Holland R, de Souza V, de Mello W, Nery MJ, Bernabé PF, Otoboni Filho JA (1979). Permeability of the hard tissue bridge formed after pulpotomy with calcium hydroxide: a histologic study. *Journal of the American Dental Association (1939)* 99: 472–475.

35. Schröder U (1973). Effect of an extra-pulpal blood clot on healing following experimental pulpotomy and capping with calcium hydroxide, Odontol Rev. *Effect of an extra-pulpal blood clot on healing following experimental pulpotomy and capping with calcium hydroxide, Odontol Rev* 257–269.

36. Schröder U, Granath LE (1971). Early Reaction Of İntact Human Teeth To Calcium Hydroxide Following Experimental Pulpotomy And İts Significance To The Development Of The Hard Tissue Barrier, Odontol Revy. *Early Reaction Of İntact Human Teeth To Calcium Hydroxide Following Experimental Pulpotomy And İts Significance To The Development Of The Hard Tissue Barrier, Odontol Revy* 379–395.

37. Masterton JB (1966). The healing of wounds of the dental pulp, Dent Pract Dent Rec. *The healing of wounds of the dental pulp, Dent Pract Dent Rec* 325–339.

38. De Feritas JF (1982). Characterization and aqueous extraction of calcium hydroxide materials, Aus Dent. *Characterization and aqueous extraction of calcium hydroxide materials, Aus Dent* 352–356.

39. İnan Ugur. Vital Pulpa Tedavileri ve Kullanılan Materyaller Ders Notu.

40. Glass RL, ZH (1949). Pulp healing, J Dent Res. *Pulp healing, J Dent Res* 97–107.

41. Yangpei Cao, George Bogen, Jung Lim, Won-Jun Shon MKK (2016). Bioceramic materials and the changing concepts in vital pulp therapy. *J Calif Dent Assoc* 44: 278–290.

42. Till Dammaschke, Kerstin Galler GK (2019). Current recommendations for vital pulp treatment. *DZZ International* 1: 43–52.

43. Jefferies S (2014). Bioactive and biomimetic restorative materials: A comprehensive review. . *Part ii J Esthet Restor Dent* 26: 27–39.

44. Torabinejad M, Chivian N (1999). Torabinejad M, Chivian N. Clinical applications of Mineral Trioxide Aggregate. J Endod. *Clinical Applications of Mineral Trioxide Aggregate* 25: 197–205.

45. Douglas M Ferris, J Craig B (2004). Perforation repair comparing two types of mineral trioxide aggregate. *J Endod* 30: 422–424.

46. Marat Tselnik, J Craig Baumgartner, J Gordon Marshall (2004). Bacterial leakage with mineral trioxide aggregate or a resin-modified glass ionomer used as a coronal barrier. *J Endod* 30: 782–784.

47. Parirokh M, Torabinejad M (2010). Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review—part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *Journal of endodontics* 36: 16–27.

48. Darvell B W, Wu R C (2011). MTA-a hydraulic silicate cement: review update and setting reaction. *Dent Mater* 27: 407–422.

49. Berzins DW (2014). Chemical properties of MTA. İçinde: M. Torabinejad (Ed.) Mineral trioxide aggregate. Properties and clinical applications. *ABD: Wiley Blackwell Publishing* 17–36.

50. Eidelman E, Holan G, Fuks A B (2001). Mineral trioxide aggregate vs. formocresol in pulpotomized primary molars: a preliminary report. *Pediatr Dent* 23: 15–8.

51. Chueh LH, Chiang CP (2010). Histology of irreversible pulpitis premolars treated with mineral trioxide aggregate pulpotomy. *Oper Dent* 35: 370–4.

52. Wang W, Mani AM, Wu ZH (2017). DNA damage-induced nuclear factor-kappa B activation and its roles in cancer progression. *J Cancer Metastasis Treat* 45–59.

53. Kandemir DG, Güneri P, Çalışkan MK (2020). Regenerative endodontic therapy with platelet rich fibrin: Case series. *J Clin Pediatr Dent* 44: 15-19.

54. Camp JH, Barrett EJ (2002). Pediatric endodontics: endodontic treatment for the primary and young, permanent dentition. *Pathways of the Pulp, 8th edn* In: Cohen: 797–844.

55. Lee D, Bogen G (2001). Multifaceted use of ProRootTM MTA root canal repair material. *Pediatric Dent* 23: 326–330.

56. PJ Mitchell , TR Pitt Ford, M Torabinejad FM (1999). Osteoblast biocompatibility of mineral trioxide aggregate. *Biomaterials* 20: 167–73.

57. Naik S, Hegde AM (2005). Mineral trioxide aggregate as a pulpotomy agent in primary molars: an in vivo study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry* 23: 13.

58. . Torabinejad M, Hong C, McDonald F (1995). Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *Journal of endodontics* 21: 349–353.

59. Torabinejad M, Hong CU, Lee SJ, Monsef M (1995). Investigation of mineral trioxide aggregate for root-end filling in dogs. *J Endod* 21: 603–8.

60. Tran Xv, Gonn C, Wıllıg C, Baroukh B, Pellat B, Decup F, Vıtal S, Chaussaın C BT (2012). Effect of a Calcium-silicate-based restorati- ve cement on pulp repair. *J Dent Res* 91: 1166–1171.

61. Septodont. Brochure Biodentine in One Session.

62. Xiaohong Wang, Hongchen Sun JC (2008). Characterization of Ca3SiO5/CaCl2 composite cement for dental application. *Dental Materials* 24: 74–82.

63. Wongkornchaowalit N, Lertchirakarn V (2011). Setting time and flowability of accelerated Portland cement mixed with polycarboxylate superplasticizer. *J Endod* 37: 387–389.

64. Youssef R, Abou Nawareg M (2013). Furcal perforation repair in primary molars using four bioactive materials: a dye extraction method. *Edj* 1021–1030.

65. Camps J, Pashley D (2003). Reliability of the dye penetration studies. *J Endod* 29: 592–594.

66. Caron G, Azerad J, Faure MO, Machtou P, Boucher Y (2014). Use of a new retrograde filling material (Biodentine) for endodontic surgery: two case reports. *Int J Oral Sci* 6: 250–253.

67. Camilleri J, Sorrentino F, Damidot D (2013). Investigation of the hydration and bioactivity of radiopacified tricalcium silicate cement, Biodentine and MTA Angelus. *Dent Mater* 29: 580–593.

68. Nowicka A, Lipski M, Parafiniuk M, Sporniak-Tutak K, Lichota D, Kosierkiewicz A, Buczkowska-Radlińska J (2013). Response of human dental pulp capped with biodentine and mineral trioxide aggregate. *J Endod* 39: 743-747.

69. Allazzam SM, Alamoudi NM, El Meligy OAES (2015). Clinical applications of Biodentine in pediatric dentistry: a review of literature. *Journal of Oral Hygiene ve Health* 1–6.

70. Atmeh AR, Chong EZ, Richard G, Festy F, Watson TF (2012). Dentin-cement interfacial interaction: Calcium silicates and polyalkenoates. *Journal of Dental Research* 91: 454–459.

71. Hashem DF, Foxton R, Manoharan A, Watson TF, Banerjee A (2014). The physical characteristics of resin composite-calcium silicate interface as part of a layered/laminate adhesive restoration. *Dental Materials* 30: 343–349.

72. Jefferies SR (2013). Bioactive and Biomimetic Restorative Materials: A Comprehensive Review. *Part1-2*.

73. Tjan AH, Dunn JR (1989). Microleakage patterns of porcelain and castable ceramic laminate veneers. *Journal of Prosthetic Dentistry* 61: 276–82.

74. Roberson T, Heymann H (2002). Sturdevant's art and science of operative dentistry, mosby, st. Louis.

75. Özdemir AK (2002). Hareketli Protezler. *(Kliniğe Hazırlık): Cumhuriyet Üniversitesi*.

76. Pashley DH (1996). Dynamics of the pulpo-dentin complex. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* 7: 104–33.

77. Dayangaç B (2000). Kompozit rezin restorasyonlar. *Güneş Kitabevi* 20.

78. Derise NL, Ritchey SJ, Furr AK (1974). Mineral Composition of Normal Human Enamel and Dentin and the Relation of Composition to Dental Caries: I. Macrominerals and Comparison of Methods of Analyses. *Journal of Dental Research* 53: 847–852.

79. Swift EJ (2002). Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatric dentistry* 24: 456–461.

80. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P VG (1998). The clinical performance of adhesives. *Journal of Dentistry* 26: 1–20.

81. Buonocore MG (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34: 128.

82. Buonocore MG, Matsui A GA (1968). Penetration of resindental materials into enamel surfaces with reference tobonding. *Arch Oral Biol* 61–70.

83. Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U (2017). Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Annali di Stomatologia* VIII: 1–17.

84. Gilpatrick RO, Ross JA, Simonsen R (1991). Resin-to-enamel bond strengths with various etching times. *Quintessence International* 1.

85. Marshall Jr GW, Marshall SJ, Kinney JH (1997). The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *Journal of dentistry* 25: 441–58.

86. Bowen RL, Eick JD, Henderson DA, Anderson DW (1984). Smear layer: removal and bonding considerations. *Oper Dent Supp* 30–34.

87. Heymann H, Swift E (2012). Dental Library-Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry.

88. Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y (2001). Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent* 119–144.

89. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P V, Landuyt K, Lambrechts P VG (2003). Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry-University Of Washington* 28: 215–235.

90. Jayasheel A, Niranjan N, Pamidi H, Suryakanth MB (2017). Comparative evaluation of shear bond strength of universal dental adhesives -An in vitro study. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry* 9: e892–e896.

91. Vermelho PM, Reis AF, Ambrosano GMB GM. (2017). Adhesion of multimode adhesives to enamel and dentin after one year of water storage. *Clinical oral investigations* 21: 1707–1715.

92. Tüfek E, Ayna B (2019). Diş hekimliğinde adeziv sistemler. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg J Dent Fac Atatürk Uni* 29: 340–349.

93. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M PM, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S SK (2005). Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dental materials journal* 24: 1–13.

94. Phrukkanon S, Burrow M, Hartley P TM (2000). The influence of the modification of etched bovine dentin on bond strengths. *Dental Materials Journal* 16: 255–265.

95. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K (2003). Microtensile bond strengths of an etch and rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent* 647–660.

96. Perdigão J, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Braem M, Yildiz E, Yucel T VG (1996). The interaction of adhesive systems with human dentin. *Am J Dent* 9: 167–173.

97. Sezinando A (2014). Looking for the ideal adhesive – A review. *Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilofac* 55: 194–206.

98. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjaderhane L, Carvalho RM, Carrilho M et al. (2011). State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater* 27: 1–16.

99. Carvalho RM, Mendonca JS, Santiago SL et al. (2003). Effects of HEMA/solvent combinations on bond strength to dentin. J Dent Res. 597–601.

100. Sadek FT, Pashley DH, Nishitani Y et al. (2008). Application of hydrophobic resin adhesives to acid-etched dentin with an alternative wet bonding technique. *J Biomed Mater Res A* 19–29.

101. Reis A, de Carvalho Cardoso P, Vieira LCC, Baratieri LN GR, Loguercio AD. (2008). Effect of prolonged application times on the durability of resin–dentin bonds. *Dent Mater* 639–44.

102. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P B (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 118–32.

103. Sundfeld RH, Valentino TA, Alexandre RS, Briso ALF SM (2005). Hybrid layer thickness and resin tag length of a self-etching adhesive bondedto sound dentin. *J Dent* 675–681.

104. Giannini M, Makishi P, Ayres APA, Vermelho PM, Fronza BM, Nikaido T T, J (2015). Self-etch adhesive systems: a literature review. *Brazilian dental journal* 26: 3-10.

105. Tüfek E, Ayna B (2019). Diş hekimliğinde adeziv sistemler. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg J Dent Fac Atatürk Uni* 29: 340–349.

106. Yiu CKY, Garcia-Godoy F, Tay FR et al. (2002). A nanoleakage perspective on bonding to oxidized dentin. *J Dent Res* 628–32.

107. Hashimoto M, Ito S, Tay FR et al. (2004). Fluid movement across the resin-dentin interface during and after bonding. *J Dent Res* 843–848.

108. Yeniad B, Albayrak AZ, Olcum NC AD (2008). Synthesis and photopolymerizations of new phosphonated monomers for dental applications. *J Polym Sci Pt Polym Chem* 2290–2299.

109. Tay FR, Pashley DH, Garcia-Godoy F YC (2004). Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part II. Silver tracer penetration evidence. *Am J Dent* 315–22.

110. Van Landuyt KL, Snauwaert J, Peumans M, De Munck J, Lambrechts P V, Meerbeek B. (2008). The role of HEMA in one step self etch adhesives. *Dent Mater* 1412–141.

111. Davidson CL, de Gee AJ FA (1984). The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res* 1396–9.

112. Mithra N Hegde, Shruti B (2008). An evaluation and comparison of shear bond strength of composite resin to dentin, using newer dentin bonding agents. *Journal of Conservative Dentistry* 11: 71–75.

113. Versluis A, Tantbirojn D, Dougles W (1997). Why do shear bond tests pull out dentin? *Journal of Dental Research* 1298–307.

114. ISO T (2003). Dental Materials Testing of Adhesion to Tooth Structure. *11405*.

115. Behr M, Rosentritt M, Bettermann K, Handel G (2006). The influence of electron beam irradiation on the shear bond strength of glass-reinforced frameworks and veneer composites. *J Mater Sci Mater Med* 17: 659–65.

116. Hara A, Pimenta L RA (2001). Influence of cross-head speed on resin dentin shear bond strength. *Dental Materials* 17: 165-169.

117. Pinzon LM, Watanabe LG, Reis AF, Powers JM, Marshall SJ MG (2013). Analysis of interfacial structure and bond strength of self-etch adhesive systems. *American journal of dentistry* 26: 335.

118. Özyeşil AG, Belli S EG (2009). İki farklı bağlanma dayanımı testinin karşılaştırılması (Mikroshear ve Mikrotensile). *SÜ Dişhek Fak Derg* 118–121.

119. VanderWeele RA, Schwartz SA, Beeson TJ (2006). Effect of Blood Contamination on Retention Characteristics of MTA When Mixed With Different Liquids. *Journal of Endodontics* 32: 421–424.

120. Rahimi S, Ghasemi N, Shahi S, Lotfi M, Froughreyhani M, Milani AS, Bahari M (2013). Effect of blood contamination on the retention characteristics of two endodontic biomaterials in simulated furcation perforations. *Journal of Endodontics* 39: 697–700.

121. Akcay H, Arslan H, Akcay M, Mese M (2016). Evaluation of the bond strength of root-end placed mineral trioxide aggregate and Biodentine in the absence/presence of blood contamination. *Eur J Dent* 10: 370–5.

122. Milani AS, Rahimi S, Froughreyhani M PM (2013). Effect of blood contamination on marginal adaptation and surface microstructure of mineral trioxide aggregate: a SEM study. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* 7: 157–63.

123. Aguilar P, Linsuwanont P (2011). Vital pulp therapy in vital permanent teeth with cariously exposed pulp: A systematic review. *J Endod* 581–7.

124. Qureshi A, Soujanya E (2014). Recent advances in pulp capping materials: an overview. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR* 8: 316.

125. Hilton T, Ferracane J, Mancl L (2013). Comparison of CaOH with MTA for direct pulp capping: a PBRN randomized clinical trial. *Journal of dental research* 92: S16–S22.

126. Hargreaves KM, BL (2015). Cohen's pathways of the pulp Elsevier Health Sciences.

127. Mohammadi Z, Dummer P (2011). Properties and applications of calcium hydroxide in endodontics and dental traumatology. *International endodontic journal* 44: 697–730.

128. Akcay M, Sari S, Duruturk L GO (2015). Effects of sodium hypoclorite as disinfectant material previous to pulpotomies in primary teeth. *Clinical oral investigations* 19: 803–811.

129. Parirokh M, Torabinejad M (2010). Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review—part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *Journal of endodontics* 36: 16–27.

130. Kaur M, Singh H, Dhillon JS, Batra M, Saini M (2017). MTA versus biodentine: Review of literature with a comparative analysis. *Journal of Clinical and Diagnostic Research* 11: ZG01–ZG05.

131. Kaup M, Schäfer E, Dammaschke T (2015). An in vitro study of different material properties of Biodentine compared to ProRoot MTA. *Head and Face Medicine* 11: 1–8.

132. Zanini M, Sautier JM, Berdal A, Simon S (2012). Biodentine induces immortalized murine pulp cell differentiation into odontoblast-like cells and stimulates biomineralization. *Journal of Endodontics* 38: 1220–1226.

133. Septodont. Biodentine Biyoaktif Tamir Materyali Septodont. *Kullanım Kılavuzu*.

134. Camilleri J, Phil M. The dentine in a capsule or more ? *Biodentine Article*.

135. Rajasekharan S, Martens LC, Cauwels RGEC, Anthonappa RP, Verbeeck RMH (2018). Correction to : Biodentine ™ material characteristics and clinical applications : a 3 year literature review and update. *European Archives of Paediatric Dentistry* 40368. doi:10.1007/s40368-018-0335-y.

136. Goupy L (2012). Biodentine a novel substitute for use in pediatric dentistry. *Septo dent Case Studies* 12–16.

137. Godhi B, Sood PB, Sharma A (2011). Effects of mineral trioxide aggregate and formocresol on vital pulp after pulpotomy of primary molars: An in vivo study. *Contemportary Clinical Dentistry* 2: 296–301.

138. Mohn D, Zehnder M, Imfeld T, Stark WJ (2010). Radio-opaque nanosized bioactive glass for potential root canal application: evaluation of radiopacity, bioactivity and alkaline capacity. *International Endodontic Journal* 43: 210–217.

139. Akal N, Ulusu T, Ergun E (1990). Kalsitoninin perfore kopek dişi pulpalarındaki etkilerinin histopatolojik değerlendirmesi. *Ankara Üniv Diş Hek Fak Derg* 17: 365.

140. Whitworth JM, NJ (2001). Paediatric Endodontics. In W. RR (Ed.), Paediatric Dentistry (pp. 157-188). New York : Oxford University Press. 157–188.

141. Tunç EŞ, Bayrak Ş, Egilmez T (2008). The evaluation of bond strength of a composite and a compomer to white mineral trioxide aggregate with two different bonding systems. *Journal of Endodontics* 34: 603–605.

142. Karadas M, Cantekin K, Gumus H, Ateş SM, Duymuş ZY (2016). Evaluation of the bond strength of different adhesive agents to a resin-modified calcium silicate material (TheraCal LC). *Scanning* 38: 403–411.

143. Atabek D, Sillelioğlu H, ÖA (2012). Bond strength of adhesive systems to mineral trioxide aggregate with different time intervals. *Journal of endodontics* 38: 1288–1292.

144. Alzraikat H, Taha NA, Qasrawi D, BM (2016). Shear bond strength of a novel light cured calcium silicate based-cement to resin composite using different adhesive systems. *Dental materials journal* 35: 881–887.

145. Bayrak S, Tunç ES, Saroglu I, ET (2009). Shear bond strengths of different adhesive systems to white mineral trioxide aggregate. *Dental materials journal* 28: 62–67.

146. Shin JH, Jang JH, Park SH, Kim E (2014). Effect of mineral trioxide aggregate surface treatments on morphology and bond strength to composite resin. *Journal of Endodontics* 40: 1210–1216.

147. Atabek D, Sillelioglu H, OA (2012). Bond strength of adhesive systems to mineral trioxide aggregate with different time intervals. *Journal of Endodontics* 38: 1288–92.

148. Kayahan MB, Nekoofar MH, Kazandağ M, Canpolat C, Malkondu O, Kaptan F, Dummer PMH (2009). Effect of acid-etching procedure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal* 42: 1004–1014.

149. Altunsoy M, Tanriver M, Ok E and KE (2015). Shear Bond Strength of a Self-Adhering Flowable Composite and a Flowable Base Composite to Mineral Trioxide Aggregate, Calcium-Enriched Mixture Cement, and Biodentine. *J Enodd* 1691–95.

150. Neelakantan P, Grotra D, Subbarao CV, Garciia-Godoy F. (2012). The Shear Bond Strength of Resin-Based Composite to White Mineral Trioxide Aggregate. *J Am Dent Assoc* 143: 40–45.

151. Aksoy S, Ünal M (2017). Shear bond strength of universal adhesive systems to a bioactive dentin substitute (Biodentine®) at different time intervals. *Stomatological Disease and Science*. doi:10.20517/2573-0002.2017.07.

152. Odabaş ME, Bani M, TR (2013). Shear bond strengths of different adhesive systems to biodentine. *Scientific World J*.

153. Keles S, Derelioglu S S (2019). Shear Bond Strength Of Composıte And Compomer To Bıodentıne® Applıed Wıth Varıous Bondıng Agents: An In-Vıtro Study. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg J Dent Fac Atatürk Uni Cilt* 1: 54.

154. Çolak H, Tokay U, Uzgur R, Uzgur Z EE, Hamidi MM. (2016). The effect of different adhesives and setting times on bond strength between Biodentine and composite. *J Appl Biomater Funct Mater* 217–22.

155. Fatih Tulumbaci, Merve Erkmen Almaz, Volkan Arikan MSM (2017). Shear bond strength of different restorative materials to mineral trioxide aggregate and Biodentine. *J Conserv Dent*.

156. Biçer H, Bayrak Ş (2019). Vital Pulpa Tedavisinde Kullanılan Kalsiyum Silikat İçerikli Biyomateryallerin Restoratif Materyallere Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi. *Selcuk Dental Journal* 279: 271–279.

157. Ashofteh Yazdi K, Bolhari B, Sabetmoghaddam T, Meraji N, Kharazifard MJ (2017). Effect of blood exposure on push-out bond strength of four calcium silicate based cements. *Iranian Endodontic Journal* 12: 196–200.

158. Cantekin K, Avcı S (2014). 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* 302–6.

159. Honorato M, Junior S, Gama K, Carneiro K, Lobato MF, Almeida P De, Silva R, Góes MF De (2010). Adhesive systems : important aspects related to their composition and clinical use 18: 207–214.

160. Atabek D, Sillelioglu H (2012). Bond Strength of Adhesive Systems to Mineral Trioxide Aggregate with Different Time Intervals 38: 1288–1292.

161. Hashem DF, Foxton R, Manoharan A WT, Banerjee A. (2014). The physical characteristics of resin composite-calcium silicate interface as part of a layered/laminate adhesive restoration. *Dent Mater* 343–9.

162. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H IS, Tagawa Y, Suzuki K DMJ (2004). Comparative Study on Adhesive Performance of Functional Monomers.

163. Smith JB, Loushine RJ, Weller RN, Rueggeberg FA, Whitford GM, Pashley DH, Tay FR (2007). Metrologic Evaluation of the Surface of White MTA After the Use of Two Endodontic Irrigants. *Journal of Endodontics* 33: 463–467.

164. Reyes-Carmona JF, Felippe MS, Felippe WT (2009). Biomineralization Ability and Interaction of Mineral Trioxide Aggregate and White Portland Cement With Dentin in a Phosphate-containing Fluid. *Journal of Endodontics* 35: 731–736.

165. Scientific Documentation of AdheSE One F. Available at: http://www.ivoclarvivadent. co.kr. Accessed August 1 (2010). .

166. Kim JO, Nam J (2004). Changes in hydration and water tightness of cement containing twocomponent fluosilicate salt based chemical admixture. *J Kor Ceram Soc 2004;41:* 41: 749–55.

167. Yan IS, Yun HD (2005). Experimental study on engineering properties of concrete using fluosilicate based composite. *J Korea Concrete Inst* 769–74.

168. Sultan Keles, Serra Simsek (2019). Shear Bond Strength Of Composıte And Compomer To Bıodentıne® Applıed Wıth Varıous Bondıng Agents: An In-Vıtro Study. *J Dent Fac Atatürk Uni* 29: 49–54.

169. Mohammad Hossein Nekoofar, Fariba Motevasselian, Mansoreh Mirzaei, Esmaeil Yassini, Hoda Pouyanfar (2018). The Micro-Shear Bond Strength of Various Resinous Restorative Materials to Aged Biodentine. *Iran Endod J* 13: 356–361.

170. Bachoo IK, Seymour D, Brunton P (2013). A biocompatible and bioactive replacement for dentine: Is this a reality? The properties and uses of a novel calcium-based cement. *British Dental Journal* 214: 1–7.

171. Kaup M, Dammann CH, Schäfer E, Dammaschke T (2015). Shear bond strength of Biodentine, ProRoot MTA, glass ionomer cement and composite resin on human dentine ex vivo. *Head and Face Medicine* 11: 1–8.

172. Asmaa O Abdel-Rhman, Mohsen N El-Din, Mahmoud HM (2019). Evaluation of Shear Bond Strength of Self-Adhering Flowable Composite to Mineral Trioxide Aggregate and Biodentine. *Al-Azhar Dental Journal* 6: 153–159.

173. Buldur B, Öznurhan F, Kayabaşı M A, Şahin F (2018). Shear Bond Strength Of Two Calcium Silicatebased Cements To Compomer. *Cumhuriyet Dent J* 18–23.

174. Jantarat J, Ritsayam S, Banomyong D, Chaimanakarn C (2018). Early and 24-hour shear bond strength to dentine of three calcium silicate based pulp capping materials. *M Dent J* 38: 177–183.

175. Pradeep PS, Shanavas P, Mushina K, Hima S (2018). An in vitro comparative evaluation of shear bond strength of biodentine and MTA. *International Journal of Applied Dental Sciences* 4: 1–03.

176. Atmeh AR, Chong EZ, Richard G, Fresty F, Watson T (2012). Dentincement İnterfaciel İnteraction: Calcium Silicates And Polyalkenoates. *J Dent Res* 454–459.

177. Aşıcıoğlu D, Sonat B (2018). Comparison Of Push-Out Bond Strength Of Two Different Sized Furcation Perforations With Three Different Materials. *Aü Diş Hek Fak Derg* 45: 133–143.

178. Aggarwal V, Singla M, Miglani S, Kohli S (2013). Comparative Evaluation Of Push-Out Bond Strength Of Proroot Mta, Biodentine, And Mta Plus İn Furcation Perforation Repair. *J Conserv Dent* 16: 462–5.

179. Adl A, Sobhnamayan F, Sadatshojaee N, Azadeh N (2016). Effect of blood contamination on the push-out bond strength of two endodontic biomaterials. *Journal of Restorative Dentistry* 4: 59.

180. Charuphan Oonsombat, Samir E Bishara, Raed A (2003). The effect of blood contamination on the shear bond strength of orthodontic brackets with the use of a new self-etch primer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 123: 547–50.

181. Taís De Morais Alves Da Cunha, Bruna Ariela Behrens, Denise Nascımento, Luciana Borges Retamoso, Luís Filipe Siu Lon, Orlando Tanaka And Ogf (2012). Blood Contamination Effect On Shear Bond Strength Of An Orthodontic Hydrophilic Resin. *J Appl Oral Sci* 20: 89–93.

182. Chang SW, Cho BH, Lim RY, Kyung SH, Park DS, Oh TS, Yoo HM (2010). Effects of Blood Contamination on Microtensile Bond Strength to Dentin of Three Self-etch Adhesives. *Operative Dentistry* 35: 330–336.

183. Üstün Y, Topçuoğlu H S, Akpek F, Aslan T (2015). The Effect Of Blood Contamination On Dislocation Resistance Of Different Endodontic Reparative Materials. *J Oral Sci* 57: 185–90.