



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ**  
**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**SELF-ETCH ADEZİVLERİN MİNERAL**  
**TRİOKSİT AGREGAT'IN YÜZEY SERTLİĞİNE**  
**ETKİSİ VE MAKASLAMA BAĞLANMA**  
**DAYANIMI**

**Cemile KEDİCİ ALP**

**DOKTORA TEZİ**

**Doç. Dr. Cemal YEŞİLYURT**

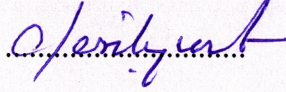
**TRABZON - 2013**

## ONAY

Bu tez Doktora Tezi Standartlarına Uygun Bulunmuştur

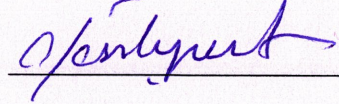
Doç. Dr. Cemal YEŞİLYURT

Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı



Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Doktora öğrencisi Cemile Kedici ALP'in hazırladığı "Self- Etch Adezivlerin Mineral Trioksit Agregat'ın Yüzey Sertliğine Etkisi ve Makaslama Bağlanma Dayanımı" başlıklı tez KTÜ Lisansüstü Eğitim - Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman Doç. Dr. Cemal YEŞİLYURT



Doktora Sınavı Jüri Üyeleri

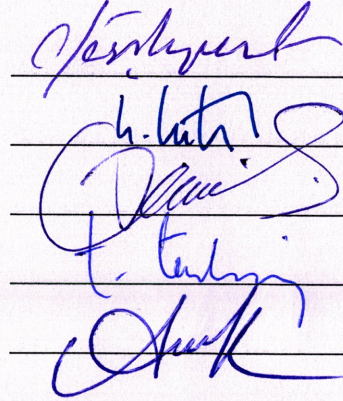
Doç. Dr. Cemal YEŞİLYURT

Doç. Dr. Ertan ERTAŞ

Doç. Dr. Tahsin YILDIRIM

Doç. Dr. Tamer TAŞDEMİR

Doç. Dr. Adem KUŞGÖZ



Tarih: 24/12/2012

Bu tez KTÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun ..../.../.... tarih ve ..... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

Prof. Dr. Ahmet KALKAN

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

## **BEYAN**

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağılı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışması ile elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını, kaynak gösterilerek tezimden yararlanılabileceğini beyan ederim.

Tarih

Cemile Kedici Alp

## **İTHAF**

*Bu doktora tezimi, benim bugünlere gelmem için hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan ve her zaman yanımda olan sevgili anne ve babama ithaf ediyorum.*

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca bilgi ve deneyimleri ile yardımlarını ve desteğini esirgemeyen değerli danışman hocam Doç.Dr. Cemal Yeşilyurt'a ve Doç.Dr. Tahsin YILDIRIM'a, tezimin deney aşamalarında yardım ve desteğini esirgemeyen Mühendislik Fakóltesi Makine Mühendisliği'nden Doç.Dr. Genęaęa PÜRÇEK,, Mühendislik Fakóltesi Malzeme ve Metalürji Mühendisliği'nden Yrd.Doç.Dr. Aykut ÇANAKÇI'ya, Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı araştırma görevlisi arkadaşlarıma ve tüm personeline teşekkür ederim.

Tez çalışmam süresince her zaman yanımda olan sevgili eőim, hayat arkadaşım M. Yunus ALP'e, varlığı ile hayatıma anlam katan sevgili kızım Elif Nuriye ALP'e, bugünlere gelmemde büyük emeği olan, her zaman maddi ve manevi desteklerini gördüğüm sevgili annem Fatma KEDİCİ ve sevgili babam Musa KEDİCİ'ye teşekkür ederim.

Cemile KEDİCİ ALP

## İÇİNDEKİLER

		Sayfa
	İç Kapak Sayfası	
	Kabul ve Onay	
	Beyan	
	İthaf	
	Teşekkür	
	Tablolar Dizini	viii
	Şekiller Dizini	ix
	Resimler Dizini	x
	Kısaltmalar Dizini	xii
1.	ÖZET	1
2.	SUMMARY	2
3.	GİRİŞ ve AMAÇ	3
4.	GENEL BİLGİLER	5
4.1	Vital Pulpa Tedavileri	5
4.1.1	İndirekt Pulpa Kapaklaması	5
4.1.2	Vital Amputasyon	5
4.1.3	Direkt Pulpa Kapaklaması	6
4.2	Pulpa Kapaklama Materyalleri	8
4.2.1	Enzimler ve Matriks Bileşenleri	8
4.2.2	Kortikosteroidler ve Antibiyotikler	8
4.2.3	Hidroksiapatit	8
4.2.4	Çinko Oksit Öjenol	9
4.2.5	Dentin Adeziv Sistemler	9
4.2.6	Kalsiyum Hidroksit	10
4.2.7	Mineral Trioksit Agregat	10
4.3	Adezyon ve Dentin Adeziv Sistemler	15
4.3.1.	Dentin Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması	16
4.3.1.1.	Total-etch adezivler	18
4.3.1.2.	Self-etch adezivler	19

<b>4.3.1.3.</b>	<b>Cam iyonomer esashlı adezivler</b>	<b>21</b>
<b>4.4</b>	<b>Adezyon Testleri</b>	<b>21</b>
<b>4.5</b>	<b>Dental Materyallerin Yüzey Sertliği</b>	<b>22</b>
<b>5.</b>	<b>GEREÇ VE YÖNTEM</b>	<b>24</b>
<b>5.1.</b>	<b>Makaslama bağlanma dayanımı ölçümü</b>	<b>26</b>
<b>5.2.</b>	<b>Yüzey mikrosertliği (Vickers Hardness)</b>	<b>29</b>
<b>5.3</b>	<b>Taramalı Elektron mikroskobu (SEM) İncelemesi</b>	<b>32</b>
<b>5.4</b>	<b>İstatistiksel Değerlendirme</b>	<b>33</b>
<b>6.</b>	<b>BULGULAR</b>	<b>34</b>
<b>6.1</b>	<b>Makaslama Bağlanma Dayanımı</b>	<b>34</b>
<b>6.2</b>	<b>Adezivlerin MTA Yüzey Sertliğine Etkisi</b>	<b>35</b>
<b>6.3.</b>	<b>MTA-Adeziv Arayüzünün SEM Görüntüleri ve EDX Analizi</b>	<b>38</b>
<b>6.3.1</b>	<b>MTA/Prime&amp;Bond NT arayüz SEM analizi</b>	<b>38</b>
<b>6.3.2</b>	<b>MTA/ Single Bond arayüz SEM analizi</b>	<b>40</b>
<b>6.3.3</b>	<b>MTA/Clearfil S<sup>3</sup> Bond arayüz SEM analizi</b>	<b>42</b>
<b>6.3.4</b>	<b>MTA/Clearfil SE bond arayüz SEM analizi</b>	<b>44</b>
<b>6.3.5</b>	<b>MTA/Adhe SE Bond arayüz SEM analizi</b>	<b>46</b>
<b>6.3.6</b>	<b>MTA/ Prompt L-pop Arayüz SEM Analizi</b>	<b>48</b>
<b>6.3.7</b>	<b>MTA/ G Bond arayüz SEM Analizi</b>	<b>50</b>
<b>7.</b>	<b>TARTIŞMA VE SONUÇ</b>	<b>52</b>
<b>8.</b>	<b>SONUÇLAR</b>	<b>60</b>
<b>9.</b>	<b>KAYNAKLAR</b>	<b>61</b>
<b>10.</b>	<b>ÖZGEÇMİŞ</b>	<b>72</b>

**TABLolar DİZİNİ**

<b>Tablo</b>		<b>Sayfa</b>
<b>Tablo 1.</b>	Kullanılan malzemelerin içerikleri, üretim numaraları ve uygulama aşamaları	<b>25</b>
<b>Tablo 2.</b>	MTA/Adeziv makaslama bağlanma dayanımı sonuçları	<b>34</b>
<b>Tablo 3.</b>	Grupların Vickers yüzey sertlik değerleri	<b>36</b>
<b>Tablo 4.</b>	Yüzey sertliği için anlamlı farklılık tablosu	<b>36</b>



**ŞEKİLLER DİZİNİ**

<b>Şekil</b>		<b>Sayfa</b>
<b>Şekil 1.</b>	Makaslama bağlanma dayanımının ortalama değerleri	<b>35</b>
<b>Şekil 2.</b>	Vickers sertlik ölçümlerinin ortalama değerleri	<b>35</b>
<b>Şekil 3.</b>	MTA/Prime&Bond NT arayüz iyon değişim grafiği	<b>38</b>
<b>Şekil 4.</b>	MTA/Single Bond arayüz iyon değişim grafiği	<b>40</b>
<b>Şekil 5.</b>	MTA/Clearfil S <sup>3</sup> Bond arayüzünün iyon değişim grafiği	<b>42</b>
<b>Şekil 6.</b>	MTA/Clearfil SE Bond iyon değişim grafiği	<b>44</b>
<b>Şekil 7.</b>	MTA/AdheSE Bond iyon değişim grafiği	<b>46</b>
<b>Şekil 8.</b>	MTA/Prompt L-Pop iyon değişim grafiği	<b>48</b>
<b>Şekil 9.</b>	MTA/G Bond arayüz iyon değişim grafiği	<b>50</b>

## RESİMLER DİZİNİ

<b>Resim</b>	<b>Sayfa</b>
<b>Resim 1.</b> Vickers sertlik ölçümünde oluşan piramite benzer deformasyon alanı	<b>23</b>
<b>Resim 2.</b> Adeziv Sistemler	<b>24</b>
<b>Resim 3.</b> Mineral Trioxide Aggregate	<b>24</b>
<b>Resim 4.</b> Etüv cihazı.	<b>26</b>
<b>Resim 5.</b> Silikon kalıp	<b>27</b>
<b>Resim 6.</b> Silikon kalıp yardımıyla kompozit yerleştirilmesi ve plastik ucun bistüri ile uzaklaştırılması	<b>27</b>
<b>Resim 7.</b> MTA/Adeziv Makaslama Bağlanma Dayanımı için hazırlanan örnekler	<b>28</b>
<b>Resim 8.</b> Instron cihazı	<b>28</b>
<b>Resim 9.</b> Akrilik blokları test cihazına sabitlemede kullanılan aparat	<b>29</b>
<b>Resim 10.</b> MTA/Adeziv örneklerinin Instron test cihazına bağlanması	<b>29</b>
<b>Resim 11.</b> Yarı otomatik yüzey hazırlama cihazı	<b>30</b>
<b>Resim 12.</b> Yüzey hazırlığı tamamlanmış MTA örnekleri	<b>30</b>
<b>Resim 13.</b> Ultrasonik temizleyici	<b>30</b>
<b>Resim 14.</b> Micromet cihazı (Mikrosertlik ölçüm cihazı)	<b>32</b>
<b>Resim 15.</b> Hassas kesme cihazı	<b>33</b>
<b>Resim 16.</b> Vickers sertlik ölçümünde kullanılan piramit şeklindeki elmas ucun oluşturduğu deformasyon alanı	<b>37</b>
<b>Resim 17.</b> MTA/Prime&Bond NT arayüz SEM görüntüsü	<b>38</b>
<b>Resim 18.</b> MTA/Prime&Bond NT arayüz iyon değişimi	<b>39</b>
<b>Resim 19.</b> MTA/ Single Bond arayüz SEM görüntüsü	<b>40</b>
<b>Resim 20.</b> MTA/Single Bond arayüz iyon değişimi	<b>41</b>
<b>Resim 21.</b> MTA/Clearfil S <sup>3</sup> Bond arayüz SEM görüntüsü	<b>42</b>
<b>Resim 22.</b> MTA/Clearfil S <sup>3</sup> Bond arayüz iyon değişimi	<b>43</b>
<b>Resim 23.</b> MTA/Clearfil SE Bond arayüz SEM görüntüsü	<b>44</b>
<b>Resim 24.</b> MTA/Clearfil SE Bond iyon değişimi	<b>45</b>
<b>Resim 25.</b> MTA/AdheSE Bond arayüz SEM görüntüsü	<b>46</b>
<b>Resim 26.</b> MTA/AdheSE Bond arayüz iyon değişimi	<b>47</b>

<b>Resim 27.</b>	MTA/Prompt L-Pop arayüz SEM görüntüsü	<b>48</b>
<b>Resim 28.</b>	MTA/Prompt L-Pop arayüz iyon değişimi	<b>49</b>
<b>Resim 29.</b>	MTA/G Bond arayüz SEM Görüntüsü	<b>50</b>
<b>Resim 30.</b>	MTA/G Bond iyon değişimi	<b>51</b>

**KISALTMALAR DİZİNİ**

<b>MTA</b>	Mineral trioxide aggregate
<b>WMTA</b>	White mineral trioxide aggregate
<b>GWMTA</b>	Gray mineral trioxide aggregate
<b>SEM</b>	Scanning Electron Microscopy
<b>EDTA</b>	Etilendiamin tetraasetik asit
<b>CHX</b>	Chlorhexidin
<b>NaOCl</b>	Sodyum hipoklorit
<b>CIS</b>	Cam iyonomer siman
<b>MBD</b>	Makaslama Bağlanma Dayanımı
<b>HEMA</b>	Hidroksi etil dimetakrilat
<b>Bis-GMA</b>	Bis- glisidil dimetakrilat
<b>TEGDMA</b>	Trietilen glisidil dimetakrilat
<b>EDX</b>	Energy Dispersive X-ray

## 1. ÖZET

### **Self- Etch Adezivlerin Mineral Trioksit Agregat'ın Yüzey Sertliğine Etkisi ve Makaslama Bağlanma Dayanımı**

Bu çalışmada farklı asiditeye sahip monomer içeren self-etch adezivlerin; MTA'ya makaslama bağlanma dayanımının (MBD) belirlenmesi ve bu adezivlerin MTA'nın yüzey sertliğine etkilerinin incelenmesi amaçlandı. Çalışmada MTA/Adeziv MBD testi için 84 adet MTA örneği hazırlandı. MTA örnekleri adezivlere göre rastgele gruba ayrıldı. Grup 1:Prompt L-pop, Grup 2:AdheSE, Grup 3:Clearfil SE, Grup 4:G Bond, Grup 5:Clearfil S<sup>3</sup>,Grup 6:Single Bond (kontrol), Grup 7:Prime&Bond NT (kontrol). Adezivler MTA yüzeyine uygulandıktan sonra kompozit rezin (Filtek 250, 3M ESPE) yerleştirildi. Instron'da MTA/Adeziv MBD'ı test edildi.

Self-etch adezivlerin MTA yüzey sertliğine etkisini incelemek amacıyla, 54 MTA örneği hazırlandı. Örnekler rastgele 9 gruba ayrıldı. Grup 1:Prompt L-pop, Grup 2: AdheSE, Grup 3:Clearfil SE, Grup 4:G bond, Grup 5:Clearfil S<sup>3</sup>, Grup 6:Single Bond (kontrol), Grup 7:Prime & Bond NT (Kontrol), Grup 8:Yalnızca MTA (kontrol), Grup9: %37 fosforik asit (kontrol). Adezivler uygulandıktan sonra Vickers Mikrosertlik(VHN) belirlendi. Ayrıca MTA/Adeziv arayüzü SEM'de incelendi.

MTA/Adeziv MBD değerleri(MPa); Clearfil S3(10,6), G Bond(6,3), Clearfil SE Bond(9,7), AdheSE(10,8), Prompt L-pop(4,6), Single Bond(11,2) ve Prime & Bond NT(12,6) olarak tespit edildi. MBD değerleri total-etch adezivlerde daha yüksek bulundu. Prompt L-pop ve G Bond dışında gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmadı (p>0.05).

Grupların VHN'leri; Clearfil S<sup>3</sup>(50,3), G Bond (51,6), Clearfil SE Bond (47,3), AdheSE (52), Prompt L-pop (32,5), Single Bond (67), Prime&Bond NT (68), yalnız MTA (70) ve %37'lik fosforik asit (39,7) idi. Çalışma ile kontrol grupları arasında anlamlı farklılık belirlendi (p<0.05).

Total-etch adezivler, self-etch adezivlerden MTA'ya daha yüksek MBD göstermekle birlikte, bazı self-etch adezivler total-etchlere benzer nitelikte MTA'ya MBD gösterebilir. Self-etch adezivler asidik monomer içerikleri nedeniyle MTA yüzey sertliğini olumsuz etkileyebilir.

**Anahtar sözcükler:** MTA, bağlanma dayanımı, self-etch adeziv, SEM, EDX, yüzey sertliği

## 2. SUMMARY

### **The Effect of Self-Etch Adhesives on the Microhardness of Mineral Trioxide Aggregate and Shear Bond Strength**

The purpose of this study were to investigate the shear bond strength of MTA and different self-etch adhesives contain different monomers with different pH and two total-etch adhesives, and to evaluate the effects of adhesives on MTA microhardness.

To test shear bond strength of MTA/Adhesive, 84 MTA specimens were prepared. MTA specimens were allocated into seven groups according to the adhesives: Group 1:Prompt L-pop, Group 2:AdheSE, Group 3:Clearfil SE, Group 4 :G Bond, Group 5:Clearfil S<sup>3</sup>, Group 6:Single Bond(Control), Group 7:Prime&Bond NT(control). After applying adhesives on the MTA surface, composite resin (Filtek 250, 3M ESPE) was putted. Shear bond strength of MTA/Adhesive were measured by Instron.

To evaluate the effect of the adhesives on MTA microhardness for each adhesives, only MTA and only 37% phosphoric acide, 54 MTA specimens were prepared. The adhesives applied over MTA. Before the polimerization, Vickers hardness numbers(VHN) were measured from MTA surface. At the end MTA/Adhesive interface investigated with EDX analysis by SEM.

The values(MPa) of SBS were determined Clearfil S<sup>3</sup>(10,6), G Bond(6,3), Clearfil SE Bond(9,7), AdheSE(10,8), Prompt L-pop(4,6), Single Bond (11,2) and Prime&Bond NT(12,6). Total-etch adhesives have higher shear bond strength. No significant differences found within total-etch group. But significant differences were found between two self-etch (Prompt L-pop, and G bond) and total-etch adhesives ( $p < 0.05$ ).

VHN of the groups were Clearfil S<sup>3</sup>(50,3), G Bond(51,6), Clearfil SE Bond(47,3), AdheSE(52), Prompt L-pop(32,5), Single Bond(67), Prime&Bond NT(68), only MTA MTA(70) and 37% phosphoric acide (39,7). Significant differences were found between control group and experimental groups.

In conclusion, an total-etch adhesive system which exhibited higher shear bond strength than self-etch adhesives. However some self-etch adhesives can be performed as total-etch adhesives . Also, self-etch adhesives can decrease MTA surface hardness because of asidic monomers.

**Key words:** MTA, shear bond strength, self-etch adheziv, SEM, EDX, vickers hardness

### 3. GİRİŞ ve AMAÇ

Vital pulpa tedavileri; pulpayı kimyasal, bakteriyel, toksik, mekanik ve termal etkilerden koruyarak, pulpa yaralanmalarını azaltacak veya tedavi edecek tüm uygulamaları kapsamaktadır. Vital pulpa tedavilerinde amaç, pulpayı uygun bir madde ile örtmek ve tersiyer dentin oluşumunu tetikleyerek pulpa yaralanmalarını tedavi etmektir(2). Bu tedavi pulpa kapaklanması, örtülmesi veya kuafaj olarak tanımlanmaktadır (1).

Direkt pulpa kapaklamasında başarıyı etkileyen faktörler; perforasyon alanının büyüklüğü, bakteri kontaminasyonu, hastanın yaşı, pulpanın yaşı, kavitenin dezenfeksiyonu ve kullanılan materyalin fiziksel ve biyolojik özellikleridir (1, 2). Pulpa kapaklaması uygulamalarında günümüze kadar en çok kullanılan materyallerden biri kalsiyum hidroksittir. Kimyasal olarak kostik bir madde olan kalsiyum hidroksit, pulpa dokusu ile direkt temasa geçtiğinde pulpada sınırlı bir koagülasyon nekrozu oluşturmaktadır (1, 2).

Alternatif olarak pulpa kapaklamasında MTA kalsiyum hidroksite göre üstün özelliklerinden dolayı pulpa kapaklamasında günümüzde sıklıkla kullanılmaktadır. MTA ayrıca klinikte; apeksi olgunlaşmamış dişlerde apikal bariyer olarak, furkasyon perforasyonları, strip perforasyonlar, iç rezorpsiyon sonucu oluşan perforasyonlarda, retrograd dolgu maddesi olarak, kök kanal sisteminin bütünüyle doldurulmasından sonra kaide materyali olarak ve intrakoronel ağartma tedavisinde koronal tıkaç olarak kullanılmaktadır (29, 32-35).

MTA pulpa kapaklama materyali olarak kullanıldığında üzerine yapılacak olan restorasyon tedavinin klinik başarısında önemlidir. Kompozit restorasyon ve konvansiyonel cam iyonomer siman restoratif amaçlı kullanılabilir. Ancak literatürde bu materyallerin MTA' ya bağlanma dayanımı konusunda sınırlı bilgi vardır (3, 78, 79). Yapılan araştırmalarda MTA' nın üzerine kompozit restorasyon düşünülüyorsa en az 96 saat beklenmesi gerektiği rapor edilmektedir (3). Ancak 72 saat sonraki bağlanma dayanımları hakkında literatürde sınırlı bilgi bulunmaktadır (3, 61, 78, 79).

MTA üzerinde daimi restorasyon olarak bir adeziv restorasyon planlanıyor ise MTA'nın hazırlanmasını takiben 92 saat sonrasına restorasyon ertelenmelidir (3).

Final sertleşmeyi takiben total-etch sistem kullanıldığında asit uygulama basamağında uygulanan fosforik asit MTA'nın yüzey çözünürlüğünü etkilemektedir. Self-etch sistemler asit uygulama basamağı içermemekle birlikte farklı pH'ya sahip asidik monomerler içermektedirler. Self-etch sistemler asidik monomerin pH'ına göre hafif, orta ve kuvvetli self-etch adezivler olarak sınıflandırılmaktadırlar. Farklı asiditeye sahip monomer içeren self-etch sistemlerin MTA yüzeyinde etkileri ve asidik monomerin MTA/Self-etch adeziv bağlanma dayanımına etkisi konusunda bilgiler sınırlıdır.

Bu tez çalışmasında farklı asiditeye sahip monomer içeren self-etch adezivlerin; MTA'ya makaslama bağlanma dayanımının belirlenmesi ve self-etch adezivlerin MTA'nın yüzey sertliğine etkilerinin incelenmesi amaçlanmıştır. Bu çalışmanın hipotezi; düşük asiditeye sahip monomer içeren self-etch adezivlerin MTA'nın yüzey sertliğini olumsuz etkilemesi beklenmektedir.



## **4. GENEL BİLGİLER**

Vital pulpa tedavileri; pulpayı kimyasal, bakteriyel, toksik, mekanik ve termal etkilerden koruyarak, pulpa yaralanmalarını azaltan tüm tedavileri kapsamaktadır. Vital pulpa tedavilerinde amaç, pulpayı uygun bir madde ile örtmek ve tersiyer dentin oluşumunu tetikleyerek geri dönüşümlü pulpa yaralanmalarını tedavi etmektir (1).

### **4.1 Vital Pulpa Tedavileri**

Vital pulpa tedavileri endikasyona bağlı uygulama tekniğinin farklılığından dolayı 3 gruba ayrılır (1):

- İndirekt pulpa kapaklaması
- Vital amputasyon
- Direkt pulpa kapaklaması

#### **4.1.1 İndirekt Pulpa Kapaklaması**

Periapikal patoloji ve pulpa dejenerasyonuna ait klinik bulgular içermeyen, derin çürüklü dişlerin tedavisinde ve pulpanın preparasyon aşamasında ağız ortamına açılmadığı durumlarda uygulanan bir tekniktir (1).

Bir indirekt pulpa tedavisi prosedüründe, mekanik travmayı azaltan bir şekilde yapılan çürük debridmanı pulpanın toparlanmasında ilk aşamadır. Antibakteriyel ve düşük pulpal toksisiteye sahip olan ZnOE uygulanması bakteriyel tehdidi azaltır. Bakterilerin girişini engelleyen sızdırmazlık özelliğine sahiptir. Kullanımındaki son aşama ise bakterilerden yoksun bırakılan ve normal pH'ına dönen dekalsifiye dentinin tekrar mineralize olmasını sağlamasıdır (4).

İndirekt pulpa kapaklamasında yeterli remineralizasyon oluşması için çürük uzaklaştırma prosedürü sonrası uygun materyalle kapatıldıktan sonra minimal 8-12 haftanın geçmesi gerekir. Sonra 1,4 µm kalınlığında tamir dentini meydana gelir (3).

#### **4.1.2 Vital Amputasyon**

Travma veya çürük sonucu oral kaviteye açılmış ve enfekte olduğu düşünülen pulpanın kısmi olarak uzaklaştırılıp geride kalan bölümün altında dentin tabakasının oluşturulmasını sağlayan bir tedavidir (1, 2).

Geçmişte pulpa amputasyonu kron pulpasının tamamının çıkarılması ve kök kanallarının ağzından 1-2mm steril bir frezle girilerek çıkarılması ile yapılırdı. Bu teknikte pulpa yara yüzeyinin küçültülmesi amaçlanırdı. Günümüzde uygulanan vital amputasyon tekniği pulpadaki enflamasyon derinliğine göre yapılmaktadır. Klinik ve

histolojik incelemelerin sonucuna göre parsiyel koroner vital amputasyon, koroner vital amputasyon ve vital derin kök amputasyonu şeklinde yapılmaktadır (1).

#### **4.1.3 Direkt Pulpa Kapaklaması**

Travma veya iyatrojenik sebeplerle açığa çıkmış sağlıklı bir pulpanın yeni dentin yapımını aktive edecek bir materyal ile örtülmesidir. Pulpa örtülmesi veya kuafaj olarak da tanımlanmaktadır. Bilinen ilk vital pulpa tedavisi 1756 yılında Philip ve Pfaff tarafından ekspoz olmuş pulpa üzerine altın yaprak yerleştirilerek yapılmıştır Direkt pulpa kapaklamasında başarıyı etkileyen faktörler şunlardır; (1, 2)

- a) Perforasyon alanının büyüklüğü
- b) Mikrosızıntı ve bakteri kontaminasyonu
- c) Pulpal kanamanın kontrolü
- d) Pulpanın yaşı
- e) Kavitenin dezenfeksiyonu
- f) Kullanılan materyalin fiziksel ve biyolojik özellikleri

#### **a) Perforasyon Alanının Büyüklüğü**

Pulpa kapaklaması tedavilerinde perforasyon büyüklüğünün mikrosızıntı, bakteriyel penetrasyon ve daha da önemlisi kanama kontrolünün sağlanmasının zorlaşması gibi dezavantajları vardır (1). Kuafaj tedavisinin başarılı olabilmesi için genel düşünce pulpa açıklığının 1 mm'den daha az olması gerektiğidir (1, 5, 6) Bununla birlikte bazı çalışmalarda perforasyon büyüklüğünün başarıda bir sınırlama olmadığı rapor edilmiştir (5, 7).

#### **b) Mikrosızıntı ve Bakteri Kontaminasyonu**

Yapılan çalışmalarda direkt pulpa kapaklamasının prognozunu etkileyen en önemli faktörün çürük, tükürük veya restorasyon/diş arayüzeyinden mikrosızıntı aracılığı ile bakterilerin pulpaya ulaşması olabileceği rapor edilmiştir (8, 9). Ağız florası ile temas eden expose pulpanın iyileşmesi steril pulpaya göre daha düşüktür. Tedavi esnasında bakteriyel kontaminasyonun önlenmesi önemli olduğu gibi restorasyon tamamlandıktan sonra da mikrosızıntı ile bakterilerin pulpaya ulaşmasının engellenmesi önemlidir Bu yüzden bakteriyel mikrosızıntıyı azaltacak restoratif materyalin seçimi direkt pulpa kapaklaması tedavisinin başarısını artıracaktır (1).

### **c) Pulpal Kanamanın Kontrolü**

Pulpa perforasyonu odontoblast tabakasında harabiyete ve pulpa dokusunda kapiller hemorajiye neden olur. Bu hemoraji miktarı açılan kan damarları sayısına ve yaranın genişliğine bağlıdır (1). Kapaklama materyali altında kanama fazla olursa pıhtı veya kalın fibropürülan bir membran oluşur. Pıhtı komşu pulpa dokusunda kronik iltihaba neden olarak yara iyileşmesini bozar. Kapaklama materyali olarak kullanılan materyallerin ortamda pıhtı olmadan doku ile direkt temas halinde olması gerekir (10, 11). Kan pıhtısı varlığı dentin köprüsü oluşumunu olumsuz yönde etkilemektedir (12). Ekspoz bölge küçük, kırmızı veya pembe renkte ise ve kanama yoksa veya kanama olması durumunda kanama 2-3 dakika içerisinde kontrol edilebiliyorsa pulpa kapaklamasının başarılı olabileceği bildirilmektedir. Açılan pulpada eksudasyon ve kanama miktarı fazla ise, kanama kolayca kontrol altına alınamıyorsa başarı olasılığı zayıflamaktadır (13-16)

### **d) Pulpanın Yaşı**

Pulpada zamanla fizyolojik ve patolojik yaşlanma oluşur. Pulpanın fizyolojik yaşlanmasında kişinin fizyolojik yaşının artmasına bağlı olarak pulpa hücrelerinde ve hücreler arası maddede farklılaşmalar meydana gelir.. Ayrıca çürük, travma, periodontal hastalıklar ve okluzal travma gibi lokal etkenler dişlerde patolojik yaşlanmaya neden olur (1). Dolayısıyla aynı yaşta bulunan iki insanda değişik fizyolojik yapıya sahip pulpalar olduğu gibi aynı insanda değişik yaşta pulpalara da rastlanılabilmektedir (1). Bu nedenle bireyin yaşı ve pulpanın yaşı tedavinin başarısında önemli bir faktördür (17).

### **e) Kavitenin Dezenfeksiyonu**

Kavite preparasyonu sonrası çürükten etkilenmiş dentin zaman zaman uzaklaştırılmaz. Çürükten etkilenmiş dentin bakteri ve toksinlerini içermektedir. Pulpa kapaklamasında bakteriyel irritasyonun engellenmesi, dentin köprüsünün oluşması ve pulpa canlılığının devam etmesi amaçlanmaktadır. Başarı ihtimalinin yüksek olması için kavite dezenfeksiyonu sağlanmalı ve böylece bakterilerin pulpaya ulaşma olasılığı en aza indirilmelidir (1).

### **f) Kullanılan Materyallerin Fiziksel ve Biyolojik Özellikleri**

İdeal bir pulpa kapaklama materyali biyouyumlu olmalı, dentin köprüsü yapımını uyarmalı, antiseptik olmalı, alkali reaksiyon göstermeli, ısı iletmemeli, büzülme ve genişleme göstermemeli, bakteriyel sızıntıyı önlemeli, kolayca yerleştirilebilir olmalıdır

(1). Vital pulpa tedavilerinde kullanılan materyalin fiziksel ve biyolojik özellikleri vital pulpa tedavisini etkiler. Geçmişten günümüze kapaklaması materyali olarak,

- Enzimler, matriks bileşenleri
- Kortikosteroidler ve antibiyotikler
- Hidroksiapatit (18)
- Dentin adezivleri (19-21)
- Çinko oksit öjenol
- Kalsiyum hidroksit (22) ve
- Mineral trioksit agregat (23, 24) kullanılmaktadır.

## **4.2 Pulpa Kapaklama Materyalleri**

### **4.2.1 Enzimler ve Matriks Bileşenleri**

Alkalin fosfatazın ekspozite pulpaya lokal olarak uygulandığında sonradan dentin matriksini hazırlayacak pulpa hücrelerinin odontoblast benzeri hücrelere farklılaşmasını uyardığı belirlenmiştir (1). Ancak asit fosfatazda veya kondroidin sülfat da benzer sonuçlar elde edilememiştir. Kondroidin sülfat ve alkalin fosfataz karıştırılarak uygulandığında matriks oluşumu gözlenmiştir (25, 26).

### **4.2.2 Kortikosteroidler ve Antibiyotikler**

Adrenokortikal hormonlardan glukokortikoidler iltihabi işlemleri durdurucu ve ağrı dindirici özelliklerinden dolayı 1958'den beri endodontik tedavilerde kullanılmaktadır. Ancak kortikosteroidlerin vital pulpa tedavilerinde kullanıldığında fibroblastik aktiviteyi azalttığı, odontoblastik aktivite üzerine baskılayıcı etkiyle birlikte sert doku oluşumunu azaltmaktadır (25).

### **4.2.3 Hidroksiapatit**

Hidroksiapatit, dişlerin mine ve dentin tabakası ve kemikte bulunan, kimyasal formülü  $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$  olan kalsiyum tuzudur. Minenin ve dentinin inorganik bileşenidir. Diş sert dokularında doğal olarak bulunan bir materyalin pulpa kapaklanmasında kullanılmasının başarılı olabileceği düşünülmüş ve yapılan hayvan çalışmalarında 28. günden sonra tamir dokusunun oluştuğu bildirilmiştir. Ancak kalsiyum hidroksitle pulpa kapaklanmasının daha stabil bir dentin köprüsü oluşturduğu rapor edilmiştir. Ayrıca çalışmalarda hidroksiapatitin pulpa dokusunda distrofik kalsifikasyona neden olduğu için kullanılmaması gerektiği bildirilmiştir (27).

#### 4.2.4 Çinko Oksit Öjenol

Çinko oksit öjenol sedatif ve antienflamatuar etkilerinden dolayı derin kavitelere kullanılmaktadır. Çinko oksit öjenol içindeki öjenolün miktarına bağlı olarak perforasyonlu pulpaya etkisi aşırı vazodilatasyon, nekroz, sinir aktivitesi inhibisyonu, nörotoksik etkiye sebep olabilmektedir (28). Düşük dozlarda öjenolün pulpadaki sinir aktivitesini inhibe etmekte ve anestezi etkisi gibi olumlu etkileri bulunmaktadır (25).

#### 4.2.5 Dentin Adeziv Sistemler

Pulpa kapaklamasında başarının temel faktörünün bakteriyel invazyonun engellenmesi olduğu vurgulanmıştır (1). İdeal koşullar sağlandığında pulpa kapaklama materyali olarak kullanılan adeziv sistemler dentin kanallarını hermetik bir şekilde kapatması ve bakteri infiltrasyonunu önlemesi amacıyla kullanılmıştır. Bununla birlikte kullanılacak olan kuafaj materyalinin biyolojik uyumluluğu ve sitotoksitesisi pulpa kapaklamasının başarısını ve iyileşmeyi etkilemektedir (25).

Adeziv sistemlerin kapaklama materyali olarak kullanımı ile ilgili çalışma sonuçları çelişkilidir. Lea ve ark., perfor edilmiş köpek dişlerine self-etch adezivler ile pulpa kapaklaması yapıldığı zaman herhangi bir pulpal tamir rapor etmemişlerdir (29). Scarano ve ark., adeziv kullanılan örneklerde aktif odontoblastların varlığının gözlendiğini fakat dentin oluşumu ile ilgili bir bulguya rastlanmadığını rapor etmişlerdir (20). Diğer taraftan., insan dişlerinde dentin adezivleri ile direkt pulpa kapaklaması yaptıkları bir çalışmada enflamatuar hücre infiltrasyonu ve koronal pulpada kronik apseler tespit etmişlerdir. Bu nedenle self-etch adezivlerin pulpa kapaklanmasında kullanılmasının uygun olmadığı bildirilmiştir (23).

Adeziv sistemlerin pulpa kapaklama materyali olarak kullanılmasını araştıran çalışmaların birçoğu hayvanlar üzerinde yapılan araştırmalardan oluşmaktadır (20, 29). Kemirgen dişlerinde histolojik olarak yapılan bir çalışmada pulpa kapaklamasında dentin adezivi ve kalsiyum hidroksit karşılaştırılmıştır (30). Dentin adezivi kullanıldığında bakteriyel enfeksiyon ve pulpa nekrozu gözlenirken, kalsiyum hidroksit ile daha başarılı tedavi sonuçları elde edildiği bildirilmiştir. Dentin adezivleri ile yapılan pulpa kapaklaması sonrası ortodontik nedenlerle çekilen dişlerin histolojik değerlendirilmesinde akut enflamatuar hücre infiltrasyonundan nekroza kadar bulgular saptanmıştır. Ayrıca pulpa dokusunda mikroapseler gözlenmiştir. Adeziv uygulanan gruplarda herhangi bir dentin köprüsü oluşumu gözlenmemiştir (31-33). Yapılan hayvan

ve insan araştırmaları sonucunda adezivlerin pulpa kapaklanmasındaki etkinliği yeterli bulunmadığı için rutin klinik uygulamalarda kullanılması kesinlik kazanmamıştır (29, 34).

#### **4.2.6 Kalsiyum Hidroksit**

Kalsiyum hidroksit yoğunluğu 2,24 g/cm<sup>3</sup> olan bir tozdur. 25°C' sudaki doymuş solüsyonunun pH'sı 12,4'tür . Kalsiyum hidroksit ilk olarak Nygren tarafından 1830'da pulpa kapaklama materyali olarak kullanılmıştır (35). Konservatif tedavide ve endodontik tedavide saf su, kafurlu monoklorfenol, kafurlu paraklorfenol, metil selüloz, ringer solüsyonu iyodoform ve gliserin ile karıştırılarak kullanılmıştır (25).

Kalsiyum hidroksit yüksek pH'sından dolayı temas ettiği yüzeyde geçici bir koagülasyon nekrozu oluşturmaktadır. Pulpa hücrelerini uyararak tamir dokusunun oluşumunu aktive eder. Oluşan nekroz tabakanın altındaki farklılaşmamış mezenşim hücreleri odontoblastlara dönüşür. Yaklaşık 21 günde kalsifiye köprü oluşumu gerçekleşir (36).

Kalsiyum hidroksit antibakteriyel ve antienflamatuar olması, sert doku oluşumunu uyarıcı, ve asitleri nötrale edici özelliği, hemastatik etkisi, vital doku ile temas ettiği bölgede kesin ve sınırlı bir nekroz oluşturması ve kalsiyum iyonlarının doku tarafından iyi tolere edilmesi nedeniyle pulpa kapaklamasında sık tercih edilen bir materyal olmuştur (1). Bununla birlikte, materyal uygulandıktan sonra rezorbe olma özelliği ve yerleştirilen restoratif materyale yeterli desteği sağlayamaması en önemli dezavantajdır. Kalsiyum hidroksitin asit uygulama sırasında ya da zaman içinde restorasyonun altında kenar sızıntısı ile çözünebildiği bildirilmiştir. (37, 38).

#### **4.2.7 Mineral Trioksit Agregat**

Mineral Trioksit Agregat ilk defa 1993 yılında Torabinejad tarafından tanıtılmıştır. 1998' de Amerika Birleşik Devletlerinde FDA onayı alınca diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (39, 40). MTA klinikte; vital pulpa tedavilerinde ve apeksi oluşmamış dişlerde apikal bariyer olarak, furkasyon perforasyonları, strip perforasyonlar, iç rezorpsiyon sonucu oluşan, perforasyonlarda, retrograd dolgu maddesi olarak, kök kanal sisteminin bütünüyle doldurulmasından sonra kaide materyali olarak ve kanal içi ağartma tedavisinde koronal tıkaç olarak kullanılmaktadır (39, 41-44).

MTA, trikalsiyum silikat, trikalsiyum aluminat, trikalsiyum oksit ve silikondioksit'in ince hidrofilik partiküllerini içerir (45). Daha sonraları bizmut oksit radyoopasite sağlaması için MTA'ya eklenmiştir. İlk üretilen MTA gri renkte olup dişlerde renklenmelere neden olmaktadır. Bundan dolayı 2002 yılında beyaz MTA (WMTA) geliştirilmiştir (46). Her iki tip MTA'da %75 portland siman, %20 bizmut oksit ve %5 gypsum vardır. WMTA'da gri MTA (GMTA)'dan farklı olarak tetra kalsiyum alümino ferrit'in bulunmadığı rapor edilmiştir. Bu mineralin olması GMTA'ya gri rengi verir (47). Bazı araştırmalarda ise WMTA'da GMTA'ya göre daha az oranda demir, alüminyum ve magnezyum bulunduğu rapor edilmiştir (48-50). WMTA ve GMTA'nın bir yüzey kalite analizinde, GMTA'nın kristal boyutunun WMTA'nın kristal boyutundan 8 kat daha fazla olduğu bildirilmiştir (51). MTA'nın sertleşmesi için suya ihtiyaç vardır. MTA suyla karıştırıldığında başlangıçta kalsiyum hidroksit ve kalsiyum silikat hidratları oluşur (52). Karışımdaki kalsiyum silikat oranı kalsiyum çökmesine bağlı olarak azalır. Çökelen kalsiyum, kalsiyum hidroksiti oluşturur. Bu nedenle hidrasyon sonrası yüksek alkalın yapıdadır (52).

#### **MTA'nın Fiziksel Özellikleri**

MTA karışımının özellikleri toz-likit oranına, karıştırma metoduna, kondensasyon basıncına, MTA'nın tipine, saklama koşulları (kuru ve serin ortamda, kutusunda), ortamın asiditesine, karıştırma ve değerlendirme arasında geçen süreye, materyalin kalınlığına ve sıcaklığa bağlıdır (53). Materyalin fiziksel özelliklerini değerlendirmek amacı ile önceki çalışmalarda sertleşme süresi, ekspansiyonu, çözünürlüğü, sıkışma ve bükülme dayanımı, push-out dayanımı, farklı yapılara bağlanma dayanımı (adeziv, cam iyonomer siman), pH'sı, radyoopasitesi partikül boyutu, porözitesi, mikrosertliği araştırılmıştır (46, 54-59). Bu sonuçları değerlendirecek olursak;

##### **a) Sertleşme süresi**

MTA, toz ve likitin 3:1 oranında karıştırılmasıyla hazırlanır (60). MTA'nın ortalama başlangıç sertleşme süresi,  $165 \pm 5$  dakikadır. GMTA, WMTA'ya göre daha uzun başlangıç ve nihai sertleşme süresine sahiptir (43). Materyalin en önemli dezavantajlarından birisi uzun süren sertleşme zamanıdır. Bu nedenle restorasyon tek seansta tamamlanamaz. Bu klinik dezavantajın üstesinden gelmek amacı ile sertleşmekte olan MTA ile bağlanma sağlayabilecek ideal restoratif materyaller araştırılmıştır. Aynı seansta restorasyonu tamamlayabilmek için MTA'nın

hazırlanmasından 45 dakika sonra CİS kullanılabilceği önerilmiştir (61). Diğer taraftan, MTA yüzeyinin final sertleşme öncesi örtülmesi ve MTA'nın kuru ortamda kalması MTA'nın fiziksel özelliklerini etkileyebilir. MTA'nın sertleşme süresi ve sızıntı, örneklerin kuru ortamda sertleşmesinden olumsuz yönde etkilenir. MTA'nın çift taraflı hidrasyonu, tek taraflı hidrasyonuna göre flexural (bükülme) dayanımını daha fazla artırır. Bu nedenle MTA'nın tek seansta, harici bir nem olmadan uygulanması tartışmalıdır (62).

### ***b) Sıkışma dayanımı***

Sıkışma dayanımı materyalin kırılmadan önce gelen kuvvete karşı gösterdiği gücün miktarıdır. Bununla birlikte materyalin sıkışma dayanımı ile materyale gelen kuvvet ile klinik performans arasında direkt bir ilişki yoktur. (63)

MTA direkt pulpa kapaklama materyali olarak kullanıldığında üzerine yerleştirilen restoratif materyale uygulanan kondensasyon kuvvetine dayanacak yeterli sıkışma dayanımına sahip olmalıdır (64). MTA'nın sıkışma dayanımını etkileyen temel faktörler; MTA'nın tipi (WMTA veya GMTA), materyal üzerindeki kondensasyon basıncı, karıştırma likidinin pH'sı ve saklama koşullarıdır (64, 65).

MTA'nın 24 saat sonraki sıkışma dayanımı amalgam, IRM (intermediate restorative material), super EBA ile kıyaslandığında oldukça düşüktür. Karıştırıldıktan 24 saat sonra sıkışma dayanımı 40 MPa iken final sertleşmeye doğru devam eden süreçte sıkışma dayanımları benzerdir. 21 gün sonra bu değer artıp yaklaşık 67 MPa civarına ulaşmaktadır (45).

WMTA'nın total-etch adezivler ile restorasyonu için asit-etch (%37 fosforik asit) ile dağlanması sıkışma dayanımını önemli derecede azaltmaktadır. Bu nedenle total-etch adezivlerde sistemlerin tercih edildiği durumlarda asit uygulama basamağının, MTA yerleştirildikten yaklaşık 96 saat sonrasına ertelenmesi önerilmektedir (66).

### ***c) Push Out dayanımı***

Daha çok endodontik materyallerin fiziksel özelliğini değerlendirmek için kullanılan push-out dayanımı testi MTA gibi tamir materyallerin diğ dokularına adezyonun değerlendirilmesinde kullanılan önemli bir kriterdir. Özellikle MTA perforasyon tamirinde kullanıldığı durumlarda diğin fonksiyonu ile materyal adaptasyonu etkilenebilir (53). Dikalsiyum silikat MTA'nın push out dayanımında



etkilidir. Dikalsiyum silikatın hidrasyonu trikalsiyum silikattan daha yavaş olduğu için MTA'nın nemli ortamda bekletilmesi zamanla push out dayanımını artıracaktır (46).

Konvansiyonel yöntemle karıştırılan bir MTA'nın push-out dayanımı 118 MPa civarında ölçülmüştür. Konvansiyonel yöntemle ultrasonik karıştırma yönteminin MTA push-out dayanımına önemli etkisi yoktur. Ancak asidik ortamın, alkali ortamın ve MTA'nın nemli ortamda bekletilmesi push out dayanımını etkiler. Sonuç olarak, asidik ve alkali ortam MTA'nın push-out dayanımını azaltırken nemli ortamda bekletilmesi push-out dayanımını artırmaktadır.

#### ***d) Radyoopasite***

Dental materyallerin radyoopasitesi uygulandıkları alanda çevre dokularla ilişkisinin ve sınırlarının gözlenebilmesi için önemlidir. International Organization for Standardization'a (ISO) göre kanal dolgu materyali minimum 3 mm alüminyum kalınlığına sahip olmalıdır (67). MTA'nın radyoopasitesini bizmut oksit belirler. Yaklaşık 7 mm kalınlığındaki MTA'nın radyoopasitesi aynı kalınlıktaki alüminyumun radyoopasitesine eşdeğer olduğu bildirilmiştir (45). Bu değer Super EBA veya IRM' nin radyoopasitesinden daha yüksek bir değerdir (68). WMTA GMTA'dan daha radyopaktır (56, 65).

#### ***e) Asidite (Ph değeri)***

MTA'nın karıştırıldıktan hemen sonraki pH'sı 10.2'dir. Bu değer 3 saat içinde 12.5'e yükselir (45). Yüksek pH seviyesi kalsiyum iyon salınımından ve kalsiyum hidroksit oluşumundan kaynaklanmaktadır (69).

#### ***f) Yüzey pürüzlülüğü (Pörözite)***

MTA'nın pörözite miktarı karışım hazırlarken kullanılan likitin miktarı, karıştırma işlemi boyunca oluşan hava kabarcığı ve ortamın asiditesi ile ilişkilidir (45, 55, 70, 71). Asidik bir çevrede bekletilen MTA'nın pörözitesinde artma görülmektedir (71). MTA karıştırılırken kullanılan likit miktarı arttıkça pörözite de artmaktadır (45, 55).

#### ***g) Yüzey sertliği***

MTA'nın mikrosertliği çevrenin pH değeri, materyal kalınlığı, kondensasyon işlemi, karışımda kalan hava miktarı, nem, materyal yüzeyine asit uygulanması ve ortamın ısı gibi birçok faktöre bağlıdır (46, 60, 64, 72, 73). Asidik çevrenin hem GMTA hem de WMTA'nın mikrosertliği üzerine negatif etkisi vardır. MTA'nın

hidrasyonunda kübik kristaller arasında iğne benzeri kristaller gözlenir. Ancak asidik çevrede bekletilen MTA'da iğne benzeri kristaller gözlenmemektedir. MTA'nın mikrosertliğinde meydana gelen azalma bu kristallerin yokluğuna bağlanmaktadır (72). MTA yerleştirilirken 3.22 MPa basıncın materyalin mikrosertliği için ideal olduğu düşünülmektedir (64). Fazla kondensasyon basıncı MTA mikrosertliğini azaltır. EDTA(etilen daimin tetra asetik asit) gibi şelasyon ajanlarının uygulaması veya fosforik asit uygulaması MTA'nın sertliğini olumsuz yönde etkiler (53, 64). Ancak klorhegzidin sodyum hipoklorit gibi solusyonlar MTA sertliğinde önemli değişiklik oluşturmazlar (72).

MTA yerleştirilirken 3.22MPa basıncın materyalin mikrosertliği için ideal olduğu düşünülmektedir (64). Fazla kondensasyon basıncı MTA mikrosertliğini azaltır. EDTA(etilen daimin tetra asetik asit) gibi şelasyon ajanlarının uygulaması veya fosforik asit uygulaması MTA'nın sertliğini olumsuz yönde etkiler (53, 64). Ancak klor hegzidin, sodyum hipoklorit gibi solusyonlar MTA sertliğinde önemli değişiklik oluşturmazlar (53).

#### ***h) Çözünürlük***

Çözünürlük, belli bir miktar çözünenin, belirli şartlar altında, spesifik bir çözücü içinde çözünmesini tanımlar. Belirli miktardaki bir çözücü içinde çözünebilecek maksimum çözünen madde miktarına, o maddenin o çözücü içindeki çözünürlüğü denir. Bir materyalin çözünmesi fiziksel özelliklerinin zayıflaması anlamına gelir. Çözünürlük miktarı ve pörözite materyalin bileşimi ve yüksek su/toz oranı ile ilişkilidir. MTA'nın çözünürlük derecesi çalışmalarda tartışmalı bir konu olmuştur. Pek çok araştırmacı, uygulandıktan sonra MTA'nın çözünürlüğünün düşük olduğunu ya da çözünmediğini iddia etmektedirler (47, 56, 64, 74, 75). WMTA'nın çözünürlüğü GMTA'dan yüksektir (74) MTA'ya bizmut oksit eklenmesi ile MTA'nın çözünürlüğü azaltılmıştır (53). Yapılan çalışmalarda bizmut oksitin, kalsiyum ve silikat yapılarıyla reaksiyona girdiğini doğrulamıştır (60). Portland Siman (PC) ile WMTA'nın çözünürlüğü karşılaştırıldığında sonuçlar çelişkilidir (47, 74). Çelişkili sonuçlar araştırmalarda kullanılan portland siman türünün farklı olmasına bağlanmıştır (65).

MTA'nın toz/su oranı çözünürlük miktarını etkiler. Su /toz oranının daha yüksek olması, MTA'nın pörözitesini ve çözünürlüğünü artırdığı rapor edilmiştir. Suyun fazla kullanımının MTA'dan kalsiyum salınımını artırdığını bildirmektedir (69).

WMTA farklı pH'ya sahip (pH: 6.4 ve pH: 4) solüsyonlarda bekletildiğinde başlangıçta ağırlığı azalmakta 30 gün sonra ise tekrar artmaktadır. Ağırlık kaybı, kalsiyum hidroksit salınımına, ağırlığın artışı ise materyal yüzeyindeki apatit kristal oluşumuna bağlanmaktadır (76).

MTA'dan kalsiyum salınımı, klinik koşullardan etkilenebilir. Rezorbe kökleri taklit edecek şekilde kanalların içine MTA'nın yerleştirildiği bir çalışmada, MTA içermeyen kök dolgularına göre daha fazla kalsiyum iyonu salınımı bildirilmiştir. MTA'nın çözünürlüğündeki diğer farklılıkların nedenleri, materyalin bekletilme süresi, MTA'nın tipi ve toz/likid oranıdır (55, 65, 77).

### ***1) Bağlanma dayanımı***

MTA üzerinde kullanılacak dolgu materyali restorasyonun klinik ömrü ve başarısı için önemlidir. MTA üzerinde restoratif materyal olarak kompozit, kompomer ve cam iyonomerler simanların kullanıldığı çalışma sonuçları literatürde mevcuttur (61, 78). MTA-cam iyonomer makaslama bağlanma dayanımı 9.33 MPa'dır.

Diğer taraftan adeziv sistemlerle kompozit ve kompomer restorasyon bağlanan çalışmalarda total-etch sistemler 23 MPa self-etchself-etch 13 MPa bağlanma dayanımı göstermişlerdir (78, 79). Dentin adezivlerin MTA'ya bağlanma dayanımı; asidik monomerlerin pH'sına, çözücünün tipine ve doldurucu içeriğine göre değişebilir (79).

Genellikle bir ön hazırlık gerektirmeksizin direkt uygulanabilirliği nedeniyle başlangıç sertleşmesini takiben konvansiyonel cam iyonomerlerinkullanılması ve daha sonra bir rezin restorasyon kullanılması önerilmektedir (61). Eğer direkt rezin kompozit ile restorasyon planlanıyor ise MTA yerleştirildikten 72-96 saat sonrasına kadar herhangi bir işlem yapılmaması önerilmektedir (66) .

### **4.3 Adezyon ve Dentin Adeziv Sistemler**

Adezyon kelime olarak Latincedeki adhaerere kelimesinden gelmektedir. Terminolojik olarak adezyon, bir maddenin başka bir maddeye bağlanmasıdır. Bağlanılan maddeye ya da yüzeye *adherent*, bağlanmayı oluşturan maddeye ise *adeziv* denir (80). Bağlanmanın 3 farklı mekanizması vardır (81)

*Fiziksel bağlanma:* Hidrojen bağları, Van der Waals veya diğer elektrostatik etkileşimler gibi sekonder kuvvetler sonucu farklı yapıdaki düz yüzeyler arasında oluşur. Zayıf bir bağlanma türüdür.

*Kimyasal bağlanma:* Farklı yapıdaki atomların yüzeyleri arasında oluşan bağlanmadır. İyonik, kovalent ve metalik kimyasal bağlar gibi primer kimyasal bağların etkisi ile oluşur.

*Mekanik bağlanma:* Girintili çıkıntılı yüzeyler arasındaki güçlü kilitlenmedir (81, 82).

Diş sert dokuları ile restoratif materyaller arasında adezyonun temel prensibi dişin inorganik kısımlarının rezin ile yer değiştirmesidir (80). Bağlanmanın dayanıklılığı ve kalıcılığı adherentin heterojen doku özellikleri, kavite preparasyonu süresince oluşan, smear tabakası, eksternal streslerin gelişimi ve adezivün fizikokimyasal özelliklerine bağlıdır. Nem, fiziksel stresler, sıcaklık değişimi, pH, beslenme ve çiğneme alışkanlıkları gibi ağız içi şartlar da materyal/diş dokusu arasındaki bağlantıyı etkileyen diğer önemli faktörlerdir (83).

Adezyon mekanizmaları arasında günümüzde halen geçerli olan mekanizma; dentinin adezivler ile materyal arasında hibridizasyon ve mikromekanik retansiyon oluşmasıdır (84, 85) Hibridizasyon; asit uygulanmış dentindeki artık smear tabakası arasından geçen primerin eriyen hidroksiapatit kristallerinin bıraktığı boşlukları doldurması ve intertübüler dentindeki çevresinde ağ biçiminde 1-5µm kalınlığında bir tabaka oluşturmasıdır Kolajen, kopolimer ve polimer ile sarılmış hidroksiapatiten oluşan rezinle güçlendirilmiş, aside dirençli bu tabakaya “hibrit tabaka” oluşum sürecine de “hibridizasyon” denir. İkinci olarak dentin adeziv içerisine katılan bazı fonksiyonel monomerlerin bir uçlarının hidroksiapatit kristallerindeki kalsiyum ile kimyasal bağlantı oluştururken diğer uçlarının polimerize olma kapasitesine sahip olmalarıdır (86). Böylece modern adezivlerde hem mikromekanik hem de kimyasal olmak üzere ikili bağlanma mekanizması bulunmaktadır. (86).

#### **4.3.1. Dentin Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması**

Dentin adeziv sistemler, kronolojik olarak üretim yıllarına göre, uygulama şekillerine göre ve smear tabakası ile olan etkileşimlerine göre sınıflandırılırlar. Kronolojik sınıflandırmaya göre;

1. Kuşak Adezivler: Bounocure ve arkadaşları 1956'da gliserofosforik asit dimetakrilatın (GPDM) hidroklorik asitle asitlenmiş dentin yüzeyine bağlanabileceğini rapor etmişlerdir. Bu adezivlerde bağlanma dayanımının sadece 2-3 MPa olduğu ve bağlanmanın sulu ortamda stabil olmadığı bulunmuştur (87).

2. Kuşak Adezivler: 1978'de 2. kuşak olarak tanıtılan adezivler metakrilat ürünlerinin fosforlu esterlerine dayanır. Bu adezivlerin mekanizmalarında pozitif yüklü kalsiyum iyonları ile negatif yüklü fosfat grupları arasında iyonik etkileşmeye ilaveten daha iyi bir ıslanma da vardır. İyonik bağlanma nedeniyle dentine 10MPa' dan daha fazla bağlanma dayanımı göstermektedirler (88).

3. Kuşak Adezivler: Bu sistemlerde smear tabakasını kısmen uzaklaştırmak veya modifiye etmek için dentin yüzeyi adeziv uygulama öncesi asit ile hazırlanmıştır. Bu adeziv sistemlerinin dentine bağlanma dayanımları 14-20 MPa arasındadır (83).

4. Kuşak Adezivler: Adeziv diş hekimliğinde önemli gelişmeler 1990'ların başlarında birden fazla aşamalı dentin adezivlerinin gelişimi ile gerçekleşmiştir. Dentinin conditioner ve/veya primerlerle heterojen ve hidrofilik dentinin bağlanma için daha iyi konuma getirilmesi ve hibrit tabakayla rezin tagların oluşturulması amaçlanmıştır. Bu adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanımları 17-26MPa arasındadır. Total-etch tekniğinin kullanılması 4. kuşak dentin adezivlerin karakteristik özelliğidir (84, 89).

5. Kuşak Adezivler: 4. kuşağın uygulama aşama sayısı ve karmaşıklığından dolayı araştırmacılar ve üretici firmalar daha basit adeziv sistemler geliştirmişlerdir. Bu sistemler tek şişe sistemler ve self-etch primerlerdir (90). 14-28 MPa arasına dentine bağlanma dayanımlarına sahiptirler.

Bu sınıflandırmanın karışık olması, tanımlamaların birbirine yakın olması nedeniyle günümüzde adeziv sistemlerin dentin ile olan etkileşimlerini esas alan sınıflandırma daha çok kabul görmektedir.

Adezivler smear tabakası ile etkileşimlerine göre;

- a) Smear tabakasını modifiye eden
- b) Smear tabakasını tamamen kaldıran
- c) Smear tabakasını çözen adeziv sistemler olarak sınıflandırılırlar (80).

**a) Smear tabakasını modifiye eden adezivler;** Bu gruptaki adezivler, smear tabakasının bakteriyel geçişleri engellediği, pulpa-dentin sıvı akışını sınırlandırdığı ve sonuç olarak pulpayı koruduğu düşüncesiyle smear tabakasının tamamen uzaklaştırılmaması gerektiği düşüncesine dayanarak üretilmişlerdir (80, 85). Smear tabakası içine infiltre olan monomerlerin polimerizasyonu ile bu tabakanın altındaki dentine bağlantının kuvvetlendirilmesi amaçlanmıştır (80).

**b) Smear tabakasını tamamen uzaklaştıran adezivler;** Total-etch tekniğinin kullanıldığı bu sistemlerde, mine ve dentine eş zamanlı olarak asit uygulanarak smear tabakası tamamen kaldırılır. Bağlanma mekanizması prensip olarak hibridizasyon ve rezin tag oluşumuna bağlıdır (80). Genellikle 3 basamak şeklinde uygulanır. İlk basamakta uygulanan asit sadece smear tabakasını kaldırmaz. Ayrıca yüzeysel bir demineralizasyon sağlar. İkinci basamak primer uygulanmasını ve üçüncü basamak ise adeziv rezinin uygulanmasını içerir. Bu sistemin teknik hassasiyet gerektirmesi ve zaman alıcı olmasından dolayı primer ve adezivin tek şişede birleştirildiği, dolayısıyla basamak sayısının azaldığı smear tabakasını kaldıran adeziv sistemler geliştirilmiştir (80, 85).

**c) Smear tabakasını çözen adezivler;** Bu adezivlerde mine ve dentinin asitle dağlanması, primer uygulanması ve adeziv penetrasyonu aynı anda olur. Smear tabakasını tamamen kaldırmaksızın yalnızca çözen zayıf asidik primer kullanılır. Bu primerler tübül ağzıklarını açarak dentin yüzeyinin parsiyel demineralizasyonu sağlarlar. Çözünen smear tabakası ortamdaki uzaklaşmadığı için bu tabakayla içi içe geçmiş hibrit tabaka oluşur (80, 85).

En son yapılan ve hala geçerli olan sınıflandırma klinik uygulama aşamalarının ve dentin ile olan etkileşimini esas alan sınıflandırmadır (91). Bu sınıflandırmada adeziv sistemler diş sert dokularına uygulama yöntemleri esas alınarak şu şekilde sınıflandırılır (92-94).

- Total-etch adezivler
- Self-etch adezivler
- Cam iyonomer esaslı adezivler

#### **4.3.1.1. Total-etch adezivler**

Bu sistemler asit uygulama ve yıkama işlemlerini gerektirir (94). İki veya üç basamaklı sistemlerdir. Üç basamaklı total-etch sistemlerde %30-40'lık fosforik asit uygulamasını primer ve adeziv uygulama basamakları takip eder. Basitleştirilmiş iki basamaklı total-etch sistemlerde ise primer ve adeziv tek bir şişede birleştirilmiştir (93, 95, 96).

Total-etch sistemler smear tabakasını tamamen ortadan kaldırıp yüzeysel dentinde demineralizasyon meydana getirir. Dentinin fosforik asitle dağlanması hidroksiapatitleri uzaklaştırıp kolajenleri açığa çıkarır (80, 91, 93). İkinci basamak, bağlanmayı artırıcı

monomerlerin (primer) uygulanmasıdır. Bu basamakta açığa çıkmış kollajen fibrillerin yeterince ıslatılması ve kalan suyun uzaklaştırılması sağlanmalıdır. Böylece dentin, adeziv penetrasyonu için hazır hale gelir (94). Açığa çıkan kolajen ağ içine rezin infiltrasyonu ve hibridizasyonu ile bağlantı oluşur (96).

İki aşamalı total-etch sistemlerde bağlanma mekanizması üç aşamalı adezivlerdeki mekanizma gibidir. Nemli dentine bağlanma esastır. Nemli bağlanma tekniğinde yüzey asit uygulama ve yıkama işleminden sonra kolajen fibrillerin çökmemesi için tamamen kurutulmaz. Böylece kolajenin içine rezin penetre olur (97).

Total-etch dentin adeziv sistemlerde önemli bileşenler monomerler ve solventlerdir (98). Monomerler, hidrofilik özelliği ile dentindeki kolajenlere afinite gösterirken, hidrofobik özelliği ile adeziv rezinlerle kopolimerize olurlar. Primer uygulaması ile hidrofilik dentin yüzeyi hidrofobik hale getirilerek rezinin kolajen ağa penetrasyonu sağlanır (99). Monomerler arasında yer alan HEMA hidrofilik olması nedeniyle adezyon artırıcı bir monomerdir. Solventler ise asitle pürüzlendirilmiş dentin yüzeyinde monomer difüzyonunu artırır. En çok kullanılan solventler su, etanol ve aseton (98). Su bazlı adezivlerde suyun uzaklaştırılması ve monomer difüzyonu uzun zaman alır. Aseton bazlı adezivlerde ise kolajeni genişletme özelliği olmadığından dolayı monomerin difüzyonu tam olarak sağlanamaz. Ayrıca yüksek teknik hassasiyet gerektiren sistemlerdir (100).

#### **4.3.1.2. Self-etch adezivler**

Total-etch sistemlerdeki özellikle asit uygulama basamağına bağlı teknik hassasiyetin yüksek oluşu nedeniyle 1990'lı yılların başında asit etch basamağında Primer ve adeziv ile tek şişede birleştirildiği self-etch adezivler piyasaya sunulmuştur. Self-etch adezivlerin bağlanma mekanizması, mine ve dentinin eş zamanlı olarak asit ve primer ile hazırlanması, sonrasında adeziv uygulaması ve zaman zamanda asit, primer ve adezivin birlikte uygulanması prensibine dayanır (97). Self-etch adezivler adezyonu olumsuz etkileyebilecek aşırı nemlilik ve aşırı kurutma olasılıklarını azaltır (101, 102). Self-etch adezivlerin en önemli dezavantajı mineye total-etch adezivler kadar iyi bağlanamamasıdır (97). Bu sistemlerde yıkama aşaması olmadığı için teknik hassasiyet ve hata yapma olasılığı düşüktür. İki aşamalı self-etch adezivlerde ilk aşama asidik monomer ilave edilmiş primer uygulanması, ikinci aşama ise adeziv rezin uygulamasıdır (98). Tek aşamalı self-etch adezivlerde ise asidik monomer içeren primer

ve adeziv rezin birlikte bulunur. Basitleştirilmiş sistemlerdir. Bu iki sistemde de asitleme ve yıkama prosedürleri olmadığı için total-etch ile kıyaslandığında teknik hassasiyet oldukça düşüktür (96, 98, 103).

Self-etch adezivler uygulama prosedürlerine ve asiditelerine göre sınıflandırılabilirler. Uygulama prosedürlerine göre iki aşamalı self-etch adezivler ve tek aşamalı (all in one ) adezivler olmak üzere ikiye ayrılır. Asiditelerine göre ise ılımlı ( $\text{pH} \geq 2$ ), orta kuvvetli ( $\text{pH} \approx 1.5$ ) ve kuvvetli self-etch adezivler ( $\text{pH} \leq 1$ ) olmak üzere üçe ayrılırlar (98).

Kuvvetli self-etch adezivler asiditelerinden dolayı dentinde oluşturdukları arayüz morfolojileri total-etch sistemlere benzerlik gösterir. İlimli self-etch adeziv rezinler dentinde sığ bir demineralizasyon meydana getirir. Submikron boyutlarda yüzeyel bir hibrit tabakası oluşturur. Dolayısıyla kolajen fibrillerin üzerinde önemli miktarda hidroksiapatit kristalleri kalır. Kalan hidroksiapatitle fonksiyonel monomerlerin karboksil ve fosfat grupları kimyasal bağ yaparlar (78). Bu kimyasal bağların kolajeni hidrolitik parçalanmaya karşı koruduğu ve bağlantının erken dönemde zarar görmesini önlediği düşünülmektedir. Kuvvetli self-etch adezivlerin dentine infiltrasyonları hafif self-etch adezivlere göre daha iyidir. Bu nedenle hibrit tabakası kalındır (94).

Self-etch adezivlere suyun katılması ile demineralizasyon sonrası büzülmüş kolajeni yeniden genişletilmesi amaçlanmıştır. Fakat suyun buhar basıncının düşük olması adeziv arayüzünde kalan suyun uzaklaştırılmaması sonucu bağlanma dayanımı olumsuz yönde etkilenir. Özellikle kuvvetli self-etch adezivler su içerirler ve bu suyun uzaklaştırılması zordur. Bu nedenle bazı self-etch adezivlerde çözücü olarak etanol ve aseton ilavesi yapılır (104).

Self-etch adezivlerdeki mikromekanik bağlanma yanında kimyasal bağlanmanın restorasyonun dayanıklılığını artırdığı düşünülmektedir (96). Bazı self-etch adezivlere katılan 10-MDP ve 4-MET gibi monomerlerin hidroksiapatit içindeki Ca ile iyonik bağ yapabileceği gösterilmiştir. Ancak Ca-4-MET tuzu yüksek çözünürlüğe sahiptir. Bu nedenle stabil değildir (105).

Self-etch adezivlerde kullanılan fonksiyonel bir monomer olan 10-MDP Kuraray firması tarafından sentezlenen bir monomerdur. Hidroksiapatit içindeki Ca ile kuvvetli iyonik bağ yapar (105). Oluşan iyonik bağ stabildir ve düşük çözünürlüğe sahiptir.



Yapısal olarak uzun karbon zincirinden dolayı hafif hidrofobiktir. Bundan dolayı etanol veya aseton çözücü olarak idealdir (104).

#### **4.3.1.3. Cam iyonomer esaslı adezivler**

Cam iyonomerler diş yüzeyine herhangi bir yüzey hazırlığı yapılmaksızın diş sert dokularıyla kimyasal bağlantı sağlayabilen bir materyaldir (106). Cam iyonomerlerin kimyasal bağlanma etkisinden faydalanmak amacıyla cam iyonomer esaslı adeziv sistemler geliştirilmiştir. Polialkenoik asit hazırlayıcıları smear tabakasını kaldırarak 0.5-1µm derinliğe kadar kolajen fibrilleri açığa çıkarır. Rezinin bileşenlerin difüze olması ile de mikromekanik bağ kurulur (93, 107).

Cam iyonomer adezivlerde mikromekanik bağlanmanın yanı sıra kimyasal bağlanma da oluşur. Bu polialkenoik asitin karboksil gruplarının hidroksiapatitlerin kalsiyumu ile iyonik etkileşimi sonucu meydana gelir (106).

Adeziv sistemlerin uzun dönem klinik performansı değerlendirmek zordur. Çünkü çalışmalar uzun zaman almakta ve yeni piyasaya çıkmış bir ürünün deneme aşaması bitmeden bir başka ürün piyasaya sürülmektedir. Bu nedenle sıklıkla dentin adeziv sistemlerinin niteliklerinin değerlendirilmesi için laboratuvar şartları altında yapılan adezyon testlerinden faydalanılmaktadır (108).

#### **4.4 Adezyon Testleri**

Diş sert dokularına restoratif materyalin 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 18-20 MPa dır.(109).

Laboratuvar şartları altında adezyon analizleri bir çok test metodunu içerir. İn vitro olarak; materyalin çekme-koparma-gerilim (tensile), burma (torsion) veya makaslama (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 ve gerilim bağlanama dayanımı testleri uzun süre tercih edilmiştir (110).

#### **Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi (Shear Bond Strength Test)**

Diş ile restoratif materyalin bağlantı ara yüzeyine paralel yönde ve sabit artışla kuvvet uygulanması esasına dayalı bir testidir. Örnek hazırlanmasının daha kolay

olması ve klinik ortamdaki yük dağılımını daha iyi taklit etmesi nedeniyle çok sık kullanılan bir test yöntemidir (110).

Makaslama bağlanma dayanımı testinde kuvvetin örneğe ilettiği andan kopmanın gerçekleştiği ana kadar bağlantı alanında çok ciddi gerilim ve tork kuvvetleri oluşmaktadır (110). 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 (111).

Deney örnekleri üzerine kuvvetlerin yüklenmesi ile bir bölgeden gerilim kuvvetleri nedeniyle başlayan kırılma, diğer tarafa makaslama kuvveti olarak iletilir. Makaslama bağlanma dayanım testlerinde standart hata yüzdesinin yüksek olmasının oluşan gerilim ve tork kuvvetlerinin yanında bir diğer nedeni de uygulanan yükün yüksek hızda uygulanmasıdır (112). ISO standartlarına göre bağlanma kuvveti testlerinde uygulanan yüklenme 0.45– 1.05 mm/dk hızında olmalıdır(113).Yüksek hızda yüklenme yapıldığı zaman örneklerdeki koheziv kırılma oranı artmakta ve sonuçlar bağlayıcı ajanın gerçek fiziksel özelliklerini yansıtamamaktadır. Elde edilen veriler ancak seçilen diş dokusunun veya kullanılan restoratif materyalin iç koheziv değerlerini ifade edebilmektedir (112).

#### **4.5 Dental Materyallerin Yüzey Sertliği**

##### **Materyallerin Yüzey Sertliklerinin Ölçülmesi**

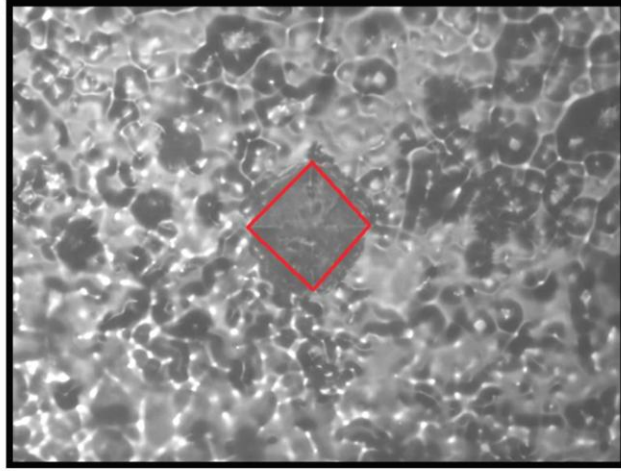
Dental materyallerin ağız içine gelen kuvvetlere karşı yeterli dayanıklılığı göstermeleri için önemsenmesi gereken bir diğer özellik yüzey sertlikleridir. Yüzey sertliği materyalin aşınmaya ve çözünmeye karşı direncinin artması ve değişen kuvvet yüklenmesine karşı deformasyonun engellenmesi anlamına gelir. Klinik başarıyı etkileyen önemli faktörlerden biridir (114).

Yüzey sertlik ölçümleri genellikle konik veya küresel şekilde standart bir ucun deney materyaline uygulanması karşısında materyalin gösterdiği direncin ölçülmesi ile yapılmaktadır. Seçilen uç belirli bir kuvvetle materyale uygulandığında materyal üzerinde bir deformasyon alanı oluşmaktadır. Deformasyon alanı ölçüldüğü zaman materyali sertliği bu alanın büyüklüğü ile ters orantılıdır (114, 115). Materyallerin yüzey sertliğini ölçmek için yaygın olarak kullanılan ölçüm testleri: Brinell, Rockwell, Vickers, Knoop, Shore ve Barcol sertlik testleridir.

### Vickers sertlik ölçüm testi

Sertliği ölçülecek materyal üzerine tepe açısı 136° olan, kare tabanlı, piramit şekilli bir elmas uç ile kuvvet uygulandığında materyalin özelliklerine göre bir deformasyon alanı oluşması beklenir.

Yük kaldırıldıktan sonra meydana gelen piramit şeklindeki deformasyon alanı belirlenir. Bu ölçüm, cihaza ilave edilmiş bir mikroskop yardımıyla ölçme ekranına aktarılarak, ölçüm ekranındaki hareketli iki cetvel yardımıyla, köşegenlerin uzunluklarının ayrı ayrı ölçülüp ortalamasının alınmasıyla yapılmaktadır (Resim 1).



**Resim 1** Vickers sertlik ölçümünde oluşan piramite benzer deformasyon alanı

Vickers sertlik değeri Kg olarak ifade edilen deney yükünün  $\text{mm}^2$  olarak ifade edilen deformasyon alanına bölümü olup  $HV=1.854 \times \text{kuvvet} / (\text{taban köşegeni})^2$  formülü ile hesaplanır.

Deformasyon alanı ne kadar küçükse elde edilen Vickers sertlik değeri o kadar büyük olur ve materyalin daha sert olduğunu gösterir (116).

## 5. GEREÇ-YÖNTEM

Bu çalışmada MTA/Adeziv makaslama bağlanma dayanımı, yüzey sertlik ölçümleri ve MTA/Adeziv bağlantı arayüzeyinin incelenmesi Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği laboratuvarlarında gerçekleştirildi.

Bu çalışmada 5 adet self-etch adeziv, 2 adet total-etch adeziv ve WMTA kullanıldı (Resim 2-3). Kullanılan materyaller, içerikleri ve kullanma talimatları Tablo 1'de verildi.



**Resim 2** Adziv Sistemler (a) Clearfil SE Bond, (b) Clearfil S<sup>3</sup> Bond, (c) AdheSE Bond, (d) G Bond, (e) Prime&Bond NT (f) Adper Single Bond,(g) Adper Prompt L-pop



**Resim 3** Mineral Trioxide Aggregate

MATERYALLER	ÜRETİM NUMARALARI	İÇERİKLERİ	UYGULAMA AŞAMALARI
<b>Beyaz Mineral Trioksit Agregat, (Densply, Tuls dental, ABD )</b>	10003596	Triksiyum silikat, bizmut oksit, dikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat, kalsiyum sülfat di hidrat / <b>pH 10.2</b>	Toz/likit 1/3 oranında karıştırılır.
<b>Adper Prompt-L-pop, (3M ESPE, Deutschland, Almanya)</b>	104096	Metakrilik fosfat, Bis GMA, Başlatıcılar, Su, HEMA, Polialkenoik asit polimer/ <b>pH 0.9</b>	Uygulama apareyindeki iki hazne bir haznedeki birleştirilir. Birleşen karışım aplikatör yardımıyla 10sn uygulanır. 15 sn polimerize edilir.
<b>AdheSE (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein)</b>	P29734	Primer: Fosforik asit akrilat, Bis-akrilamid, su, başlatıcılar ve stabilize ediciler Bond: Dimetakrilat hidroksietil metakrilat, silikon dioksit, başlatıcılar, ve stabilize ediciler/ <b>pH 1.5</b>	Primer uygulanır. Hafif hava sıkılır. Adeziv uygulanır. Hava sıkılır. 10 sn polimerize edilir.
<b>Clearfil SE Bond (Kuraray, Okayama, Japonya )</b>	Primer: 01093A Bond: 01636A	Primer:MDP, HEMA, Su, başlatıcılar/ <b>pH 1.8</b> Bond: MDP, Bis-GMA, TEGDMA, polyalkenoik asit kopolimeri, dimetakrilat	Primer uygulanır. 20sn beklenir. Hava ile kurulanır. Adeziv uygulamasını takiben 10 sn süre ile polimerize edilir.
<b>G Bond (GC, Tokyo, Japonya)</b>	1101141	Aseton, distile su, 4-MET, UDMA, dimetakrilat komponent, fosforik ester monomer,/ <b>pH 2.3</b>	Bond uygulanır. 5-10 sn beklenir. 5 sn hava sıkılır. 10 sn polimerize edilir.
<b>Clearfil S<sup>3</sup> Bond (Kuraray, Osaka, Japonya)</b>	00149A	Bis GMA, HEMA, Etanol, MDP, koloidal silika, ,kamforokinon,su, reaksiyon başlatıcılar ve hızlandırıcılar/ <b>pH2.7</b>	20 sn bond uygulanır. Hava sıkılır. 10 sn polimerize edilir.
<b>Adper Single Bond (3M ESPE,St. Paul, ABD )</b>	N274838	HEMA, Bis-GMA, TEGDMA, polialkenoik asit kopolimeri, dimetakrilat, etanol, su, kamforokinon	15sn asit uygulanır. Yıkamp kurulanır. 2 kat bond uygulanır. Hava sıkılır. Polimerize edilir.
<b>Prime&amp;Bond NT (Densply, Millford, ABD)</b>	1009001199	Dimetakrilat rezin, PENTA, Amorf silika, Nano doldurucubaşlatıcılar, stabilize ediciler, etilamin, hidroflorid, aseton	15sn asit uygulanır. Su ile uzaklaştırıp hava ile hafifçe kurulanır. 20 sn süre ile bond uygulanır. Hava sıkılır. 10 sn polimerize edilir

**Tablo 1** Kullanılan materyaller, içerikleri, üretim numaraları ve uygulama aşamaları

## 5.1 Makaslama Bağlanma Dayanımı Ölçümü

### Örneklerin Hazırlanması

Her bir adeziv grup için 12 adet olmak üzere toplam 84 adet 17 mm çapında akrilik bloklar hazırlandı. Bu blokların tam ortasında çapı 4 mm, derinliği 2 mm olan silindirik boşluklar oluşturuldu. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda 1g MTA ile 0.33g steril sudan oluşan likit karıştırıldı. Akrilik bloklarda oluşturulan boşluklar hazırlanan MTA ile dolduruldu. Akrilik blok seviyesi ile aynı seviyede olacak şekilde MTA'nın fazlası yüzeyden uzaklaştırıldı. Daha sonra MTA yüzeyine nemli bir pamuk pelet yerleştirildi ve geçici dolgu materyali (Cavit, ESPE America Inc., Norristown, PA, USA) ile örtüldü. Daha sonra örnekler etüvde (37°C %100 nemli ortam) 72 saat bekletildi (Resim 4).



**Resim 4** Etüv cihazı

MTA'nın nihai sertleşmesi tamamlanınca üzerindeki geçici dolgu materyali ve pamuk uzaklaştırıldı. MTA yüzeyine ilave bir düzeltme veya yıkama işlemi uygulanmadı. Hazırlanan örnekler uygulanacak adezivlere göre 7 alt gruba ayrıldı.

Grup 1: MTA / Adper Prompt L-pop

Grup 2: MTA / AdheSE Bond

Grup 3: MTA / Clearfil SE Bond

Grup 4: MTA / G Bond

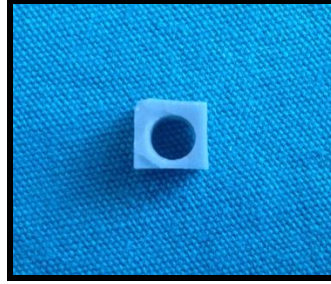
Grup 5: MTA / Clearfil S<sup>3</sup> Bond

Grup 6: MTA / Adper Single Bond

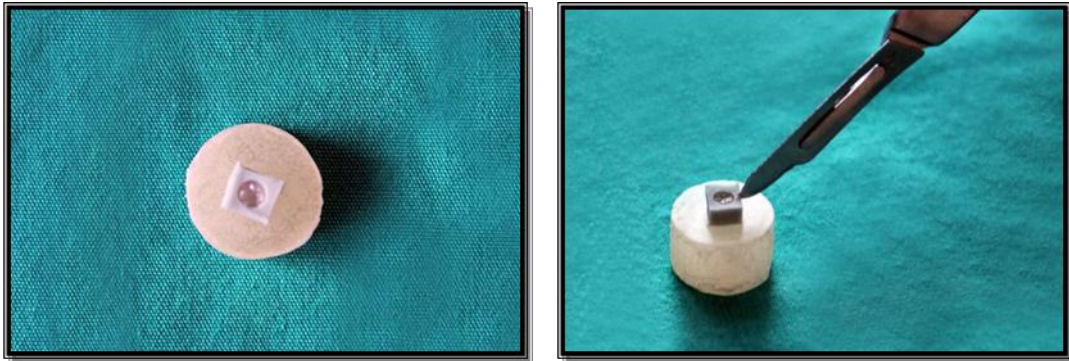
Grup 7: MTA / Prime&Bond NT

Daha sonra kompozit yerleştirmek için kondensasyon polimerizasyonlu bir ölçü maddesi kullanılarak 2 mm çapında 2 mm yüksekliğinde silindirik kalıp elde edildi (Resim 5-6). Her bir gruba üretici talimatları doğrultusunda Tablo 1' deki gibi 7 farklı dentin adeziv sistem uygulandı. LED ışık cihazı (Elipar freelight, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) kullanılarak adezivler polimerize edildi.

Hazırlanan MTA yüzeyinin tam ortasına gelecek şekilde, adezivin polimerizasyonunu takiben kompozit rezin ( Z250, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) bir plastik kalıp taşıyıcı yardımıyla ve tabakalama tekniği ile yerleştirildi (Resim 6). Resin kompozit LED ışık cihazı ile 20 sn polimerize edildi. Silindirik uç bistüri ile uzaklaştırıldıktan sonra ilave 10 sn daha polimerizasyona devam edildi. Örnekler 37°C'de %100 nemli ortamda 24 saat etüvde bekletildi.



**Resim 5** Silikon kalıp



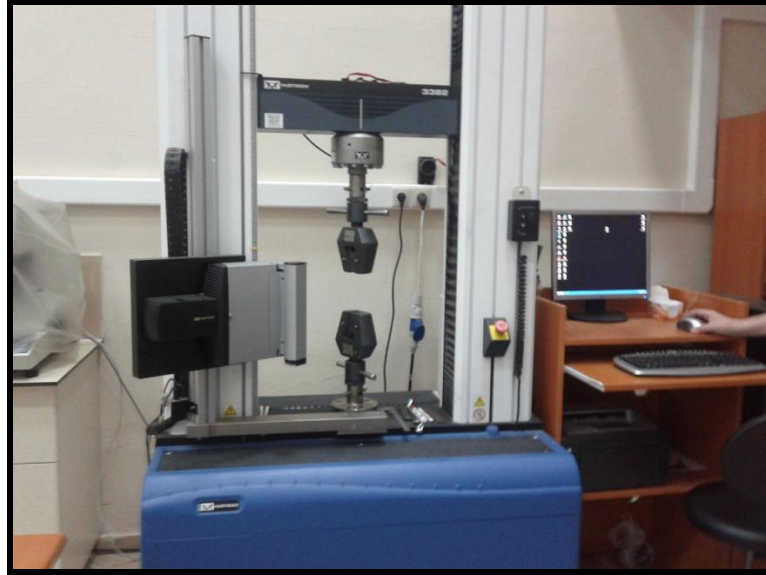
**Resim 6** Plastik taşıyıcı yardımıyla kompozit yerleştirilmesi ve plastik ucun bistüri ile uzaklaştırılması



**Resim 7** MTA/Adeziv Makaslama Bağlanma Dayanımı için hazırlanan örnekler

### **Makaslama Bağlanma Dayanımı Ölçülmesi**

Makaslama bağlanma dayanımı için Universal Çekme-Basma test cihazı (Instron 3382, USA) kullanıldı (Resim 8). Örnekler test cihazına bir aparat yardım ile sabitlendi (Resim 9 ). 1 mm/dak hızla akrilik yüzeye paralel olacak şekilde yük uygulandı (Resim 10). Newton olarak belirlenen MTA/Adeziv MBD değeri MPa'a çevrildi.

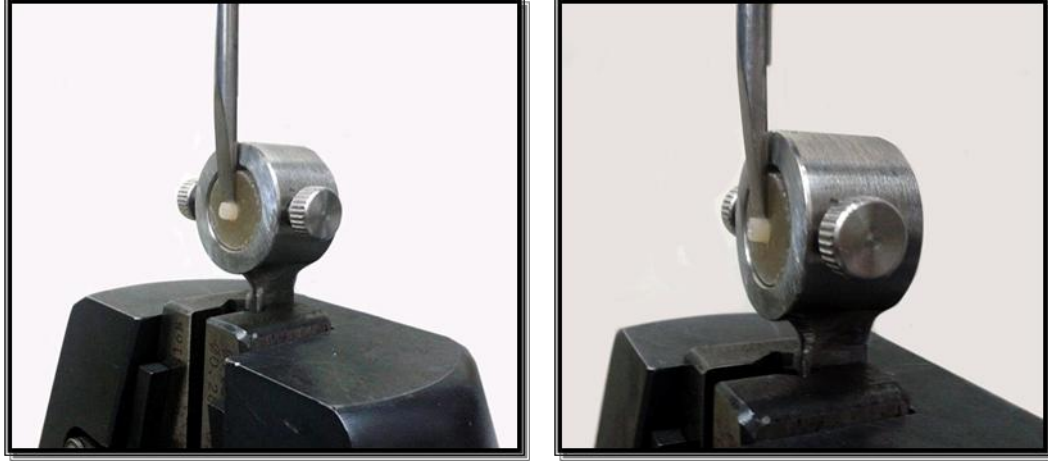


**Resim 8** Instron cihazı





**Resim 9** Akrilik blokları test cihazına sabitlemede kullanılan aparat



**Resim 10** MTA/Adeziv örneklerinin Instron test cihazına bağlanması

#### **Kopma yüzeyinin analizi:**

Kopma tipini belirlemek amacıyla, bağlantı yüzeyleri stereomikroskopta X25 büyütmede değerlendirildi. Aşağıda tanımlanan sınıflandırmaya göre kırılma tipi belirlendi.

CMTA: MTA içinde koheziv kopma

CC: Kompozit içinde koheziv kopma

A: MTA–kompozit ara yüzeyinde adeziv kopma

M: Kompozit ve MTA ara yüzeyinde karışık kopma

#### **5.2 Yüzey Mikrosertliği (Vickers Hardness)**

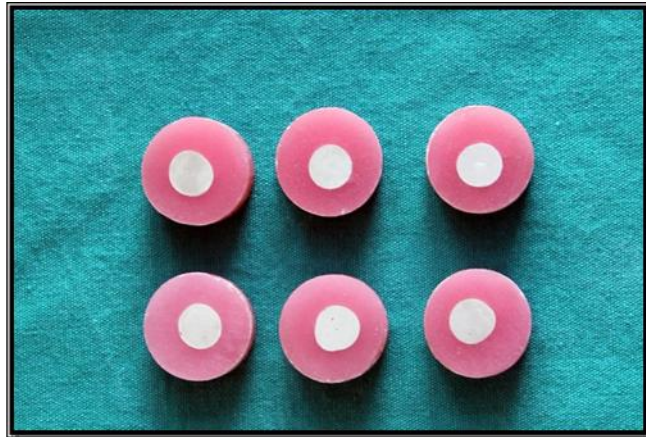
##### **Örneklerin Hazırlanması**

Her bir adeziv grup için 6 adet olmak üzere toplam 54 adet 17 mm çapında akrilik blok hazırlandı. Bu blokların tam ortasında çapı 6 mm, derinliği 4 mm olan boşluklar oluşturuldu. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda 1g MTA ile 0.33g likit karıştırılarak Akrilik blokların içi hazırlanan MTA ile dolduruldu. Akrilik bloğun üst seviyesi ile aynı seviyede olacak şekilde MTA'nın fazlası yüzeyden uzaklaştırıldı. Daha

sonra MTA yüzeyine nemli bir pamuk pelet yerleştirildi. Sertleşmekte olan MTA yüzeyi geçici dolgu materyali Cavit ile örtüldü. Daha sonra örnekler 37°C’de %100 nemli ortamda 72 saat süre ile bekletildi. Ardından geçici dolgu materyali MTA üzerinden uzaklaştırıldı. Standart yüzey oluşturmak için yarı otomatik parlatma cihazında ( Bulupol, İstanbul, Türkiye) sırası ile 600, 800, 1000 ve 1200 grit SiC (silikon karbid) zımpara kullanıldı. Finalde yüzeyler 1 µm ve 0.1 µm alüminyum oksit parlatma solusyonu ile standardize edildi (Resim 11-12). Daha sonra debris uzaklaştırmak amacı ile örnekler distile su ile 60 dk boyunca ultrasonik bir temizleyicide bekletildi ( Resim 13)



**Resim 11** Yarı otomatik yüzey hazırlama cihazı



**Resim12** Yüzey hazırlığı tamamlanmış MTA örnekleri



**Resim 13** Ultrasonik temizleyici

Yüzeyden çözünmeyi veya su absorpsiyonunu engellemek için MTA yüzeyleri hafifçe hava ile kurutuldu (Resim 12 ). Mikrosertlik test ölçümleri öncesi hazırlanan MTA örnekleri 9 alt gruba ayrıldı;

Grup 1: MTA /Adper Prompt L-pop

Grup 2: MTA/AdheSE

Grup 3: MTA/Clearfil SE bond

Grup 4: MTA/G Bond

Grup 5: MTA/Clearfil S<sup>3</sup> Bond

Grup 6: MTA/Prime&Bond NT (pozitif kontrol grubu)

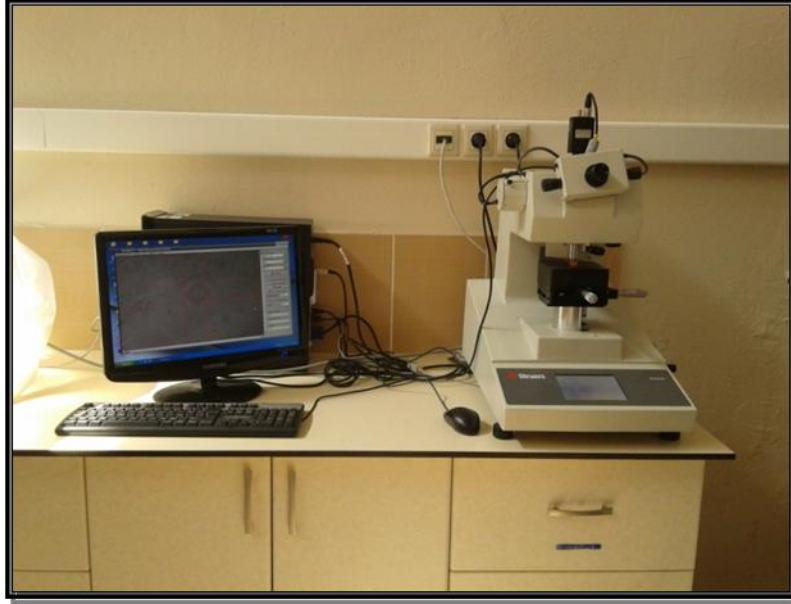
Grup 7: MTA/Single bond (pozitif kontrol grubu)

Grup 8: MTA/ %37'lik Fosforik Asit

Grup 9: MTA: MTA yüzeyine herhangi bir işlem uygulanmadı.

Adezivler üretici firma talimatlarına göre uygulandıktan sonra hava ile uzaklaştırıldı. Polimerizasyon işlemi yapılmaksızın Vickers mikrosertlik değerleri Micromet 5114 (Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, USA) ile ölçüldü ( Resim 14). Kare tabanlı piramid şekilli elmas uç ile 50 g yük 10 sn boyunca uygulandı. Elmas uç ile MTA örneği arasında 136° açı oluşturuldu. Bir örnekten ölçüm yapılan yerler arasında en az 1 mm mesafe olacak şekilde 3 ölçüm yapıldı. Ölçümlerin ortalaması materyalin Vickers mikrosertliği olarak kaydedildi. Vickers sertlik değeri  $HV=1.854 F/d^2$  formülüne göre hesaplandı. Aynı işlem tüm adeziv grupları için polimerizasyonu

takiben de yapıldı. Fakat adezivin yüksek elastisite modülü nedeniyle MTA yüzeylerinde anlamlı ölçümler yapılamadı. Bu nedenle polimerizasyon sonrası yüzey sertlik ölçümleri ile ilgili sonuçlar değerlendirme dışı bırakıldı.



**Resim 14** Micromet 5114 (Mikrosertlik Ölçüm Cihazı)

### **5.3 Taramalı Elektron mikroskobu(SEM) İncelemesi**

Yedi adet 6x15x10 mm boyutlarında akrilik kalıplar hazırlandı. Hazırlanan kalıpların ortasında 4 mm çapında 6 mm derinliğinde boşluklar oluşturuldu.

Üretici firmanın önerileri doğrultusunda 1g MTA ile 0.33g likit ile karıştırıldı. Akrilik bloklardaki kavitelelerin 2 mm'si hazırlanan MTA ile dolduruldu. Üzeri nemli pamuk ve geçici dolgu materyali Cavit ile örtüldü. Daha sonra örnekler 37°C %100 nemli ortamda 72 saat bekletildi.

MTA'nın final sertleşmesi tamamlandıktan sonra geçici dolgu materyali ve pamuk pelet uzaklaştırıldı. Her bir MTA örneği üzerine 7 farklı dentin adeziv sistemden birisi uygulandı. adezivin polimerizasyonunu takiben kavitenin kalan bölümü kompozit rezin ile dolduruldu. LED ışık kaynağı ile polimerize edildi. Hazırlanan örnekler 24 saat boyunca 37°C'de etüvde bekletildi. Örnekler düşük hızda hassas kesme cihazında (Micracut 125, Bursa, Türkiye) su soğutması altında 0.38 mm kalınlığındaki elmas separe ile bağlantı arayüzeyine dik olacak şekilde iki eşit parçaya bölündü (Resim 15).



**Resim 15** Hassas kesme cihazı

Örnek yüzeylerinin standardizasyonunu sağlamak için ara yüzeylere yarı otomatik polisaj cihazında sırayla 600, 800, 1000 ve 1200 grit SiC zımpara uygulandı. Daha sonra örnek arayüzeyleri 10 ve 1 µm alüminyum oksit parlatma cihazı ile standardize edildi. Örnekler daha sonra 60 dk ultrasonik cihazda distile suda bekletildi. 60 dk sonra hafif havayla kurulandı. Örnek yüzeyleri SEM’de incelenebilmesi için altın film tabakası ile kaplandı. 15 KV altında SEM görüntüleri EDX (Energy Dispersive X-ray) analizi ile değerlendirildi.

#### **5.4. İstatistiksel Değerlendirme**

Verilerin istatistiksel analizi için SPSS 16.0 (SPSS Inc., Chicago, USA) programı kullanıldı. MTA/Adeziv makaslama bağlanma dayanımı ve yüzey sertliği sonuçları tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile değerlendirildi. Gruplar arası farkın olduğu durumlarda çoklu karşılaştırma için (post-hoc) Tukey testi uygulandı ( $p < 0.05$ ). Tüm testlerde  $p < 0.05$  istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

## 6. BULGULAR

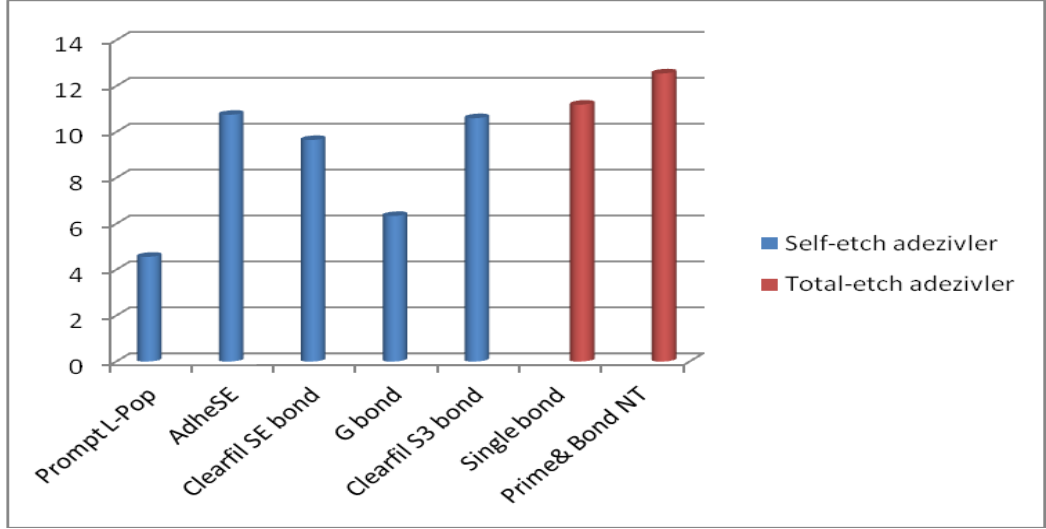
### 6.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı

MTA/Adeziv makaslama bağlanma dayanımları sonuçlarının ortalama ve standart sapma değerleri (Ss) Tablo 2 ve Şekil 1’de verilmektedir.

**Tablo 2** MTA/Adeziv makaslama bağlanma dayanımı sonuçları (a, b harfleri istatistiksel olarak aralarında anlamlı farklılık bulunan grupları ifade etmektedir. Aynı harfi taşıyan gruplar arasında fark yok iken, farklı harfleri taşıyan gruplar arasında anlamlı farklılık bulundu.

Adeziv Tipi	Gruplar (n:12)		pH	Ort.±Ss (MPa)
Self-etch	Prompt L-pop	Kuvvetli	1,0	4,56±0,88 <sup>b</sup>
	AdheSE Bond	Orta Kuvvetli	1,5	10,75±3,08 <sup>a</sup>
	Clearfil SE Bond	Orta Kuvvetli	1,8	9,65±3,43 <sup>a</sup>
	G Bond	Hafif	2,3	6,34±0,80 <sup>b</sup>
	Clearfil S <sup>3</sup> Bond	Hafif	2,7	10,60±4,30 <sup>a</sup>
Total-etch	Single Bond			11,19±4,75 <sup>a</sup>
	Prime& Bond NT			12,55±2,77 <sup>a</sup>

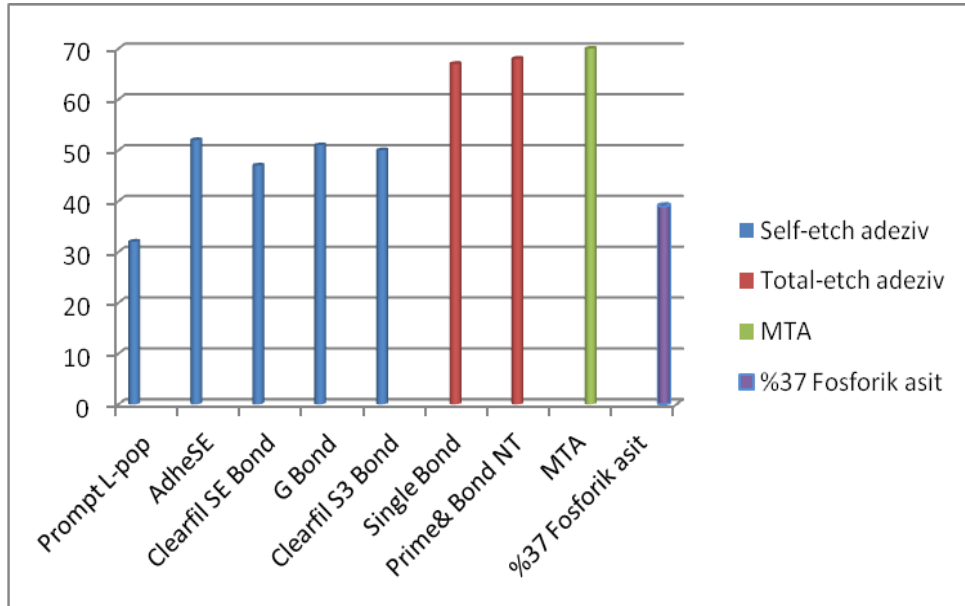
MTA’ya adezivlerin MBD sonuçları değerlendirildiğinde Total-etch sistemlerin Self-etch sistemlerden daha başarılı olduğu bulundu. Kendi aralarında değerlendirildiğinde Total-etch sistemlerin MTA’ya bağlanma dayanımında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı (p<0.05). Ancak Prompt L-Pop ve G Bond her iki total-etch adezivden anlamlı oranda farklılık gösterdi (p<0.05).



Şekil 1 MTA/Adeziv makaslama bağlanma dayanımı bar grafiği

## 6.2. Adezivlerin MTA Yüzey Sertliğine Etkisi

MTA yüzeylerine adeziv sistemler uygulandıktan sonra MTA'nın yüzey sertliği ölçüldü (Resim 16). Yapılan ölçümlerin gruplara göre ortalama ve standart sapma değerleri Şekil 2 ve Tablo 3'de verilmektedir.



Şekil 2 MTA yüzey sertliği ölçümleri bar grafiği

Adeziv Tipi	Gruplar (n:12)	pH	Ort.±Ss (VHN)	
Self-etch	Prompt L-pop	Kuvvetli	1,0	32,53±3,92 <sup>a</sup>
	AdheSE Bond	Orta Kuvvetli	1,5	52,00±3,88 <sup>b</sup>
	Clearfil SE Bond	Orta Kuvvetli	1,8	47,33±4,59 <sup>b</sup>
	G Bond	Hafif	2,3	51,60±9,29 <sup>b</sup>
	Clearfil S <sup>3</sup> Bond	Hafif	2,7	50,25±4,85 <sup>b</sup>
Total-etch	Single Bond			67±5,76 <sup>c</sup>
	Prime& Bond NT			68±4,75 <sup>c</sup>
Kontrol	MTA			70,00±8,00 <sup>c</sup>
	%37 fosforik asit			39,65±9,15 <sup>a</sup>

**Tablo 3** Grupların Vickers yüzey sertlik değerleri. (a, b, c harfleri istatistiksel olarak aralarında anlamlı farklılık bulunan grupları ifade etmektedir. Aynı harfi taşıyan gruplar arasında fark yok iken, farklı harfleri taşıyan gruplar arasında anlamlı farklılık vardır.)

	9	8	7	6	5	4	3	2	1
1. Prompt L Pop	*	*	-	*	*	*	*	*	
2. AdheSE Bond	*	*	*	*	-	-	-		
3. Clearfil S <sup>3</sup>	*	*	*	*	-	-			
4. G Bond	*	*	*	*	-				
5. Clearfil SE	*	*	*	*					
6. MTA	-	-	*						
7. %37 Fosforik	*	*							
8. Prime&bond	-								
9. Single Bond									

**Tablo 4** Yüzey sertliği için anlamlı farklılık tablosu

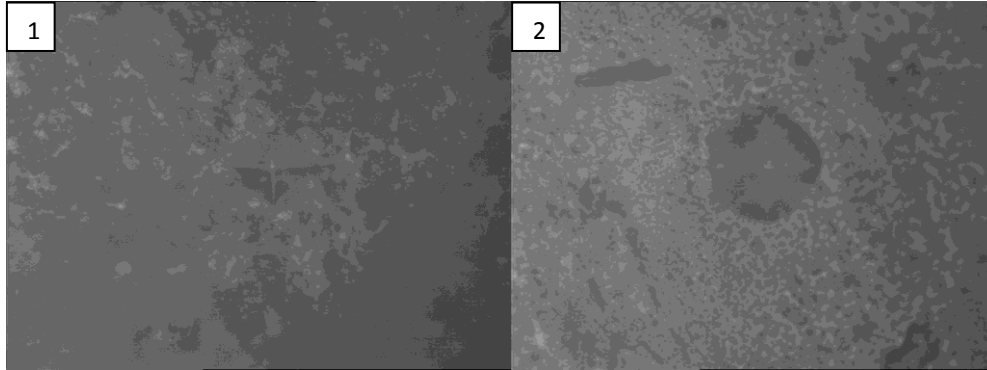
\*İstatistiksel olarak anlamlı farklılığı göstermektedir.



Yapılan istatistik analiz sonucunda kontrol grupları ile test grupları arasında MTA'nın yüzey sertliği açısından anlamlı farklılık vardı ( $p<0.05$ ). Ancak kontrol grupları (MTA, Single Bond ve Prime&Bond NT) kendi aralarında değerlendirildiğinde anlamlı farklılık bulunmadı ( $p>0.05$ ) (Tablo 4).

Tek yönlü varyans analizi sonucunda deney grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunduğu için gruplar arasında çoklu karşılaştırmalar yapıldı. MTA'nın başlangıç yüzey sertliği ile test grupları karşılaştırıldığında bütün gruplarda anlamlı farklılık tespit edildi ( $p<0.05$ ). Dentin adeziv sistem uygulanan tüm gruplarda MTA yüzey sertliğinde azalma belirlendi.

Test grupları kendi aralarında değerlendirildiğinde; Prompt L-Pop ile G Bond ve AdheSE Bond arasında anlamlı farklılık belirlendi ( $p<0.05$ ). G Bond ile AdheSE, Clearfil S<sup>3</sup> Bond ve Clearfil SE Bond arasında anlamlı farklılık belirlenmedi ( $p>0.05$ ). AdheSE Bond ile Clearfil SE bond ve Clearfil S<sup>3</sup> Bond arasında anlamlı farklılık bulunmadı. ( $p>0.05$ ).

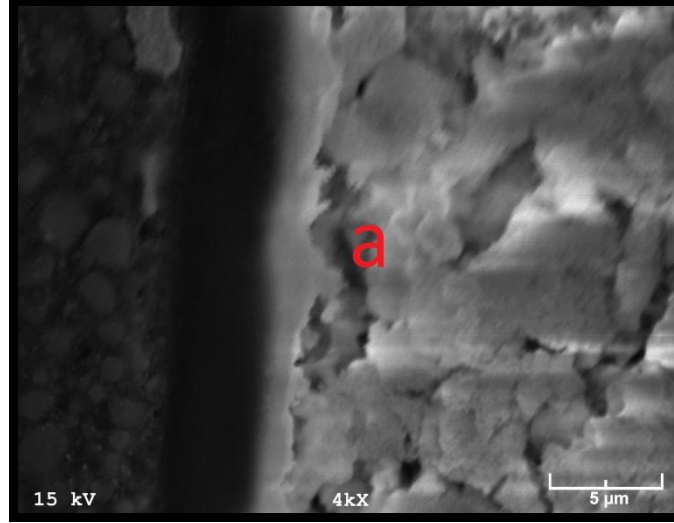


**Resim 16** Vickers sertlik ölçümünde kullanılan piramit şeklindeki elmas ucun oluşturduğu deformasyon alanı (1: MTA yüzeyine adeziv uygulanmadan elde edilen görüntü, 2: MTA yüzeyine adeziv uygulandıktan sonra elde edilen görüntü)

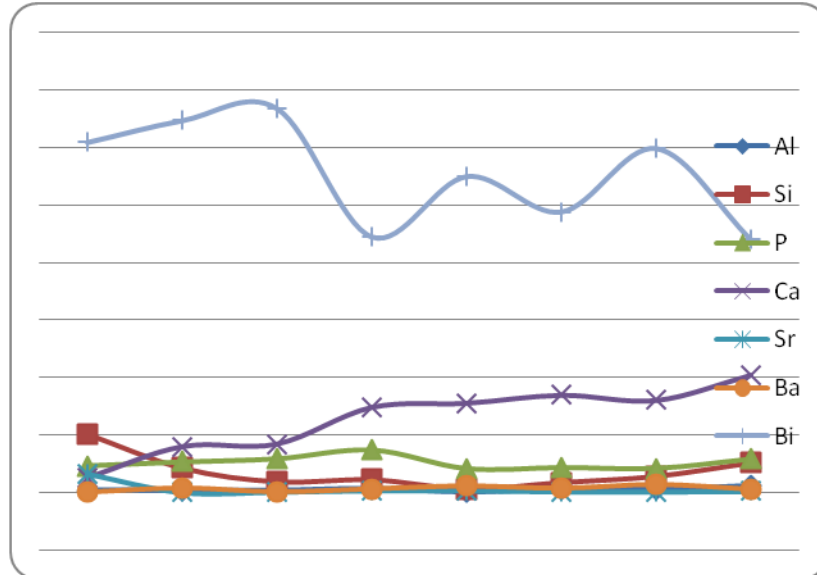
### 6.3 MTA- Adeziv Arayüzünün SEM görüntüleri ve EDAX Analizi

#### 6.3.1 MTA/Prime&Bond NT Arayüz SEM Analizi

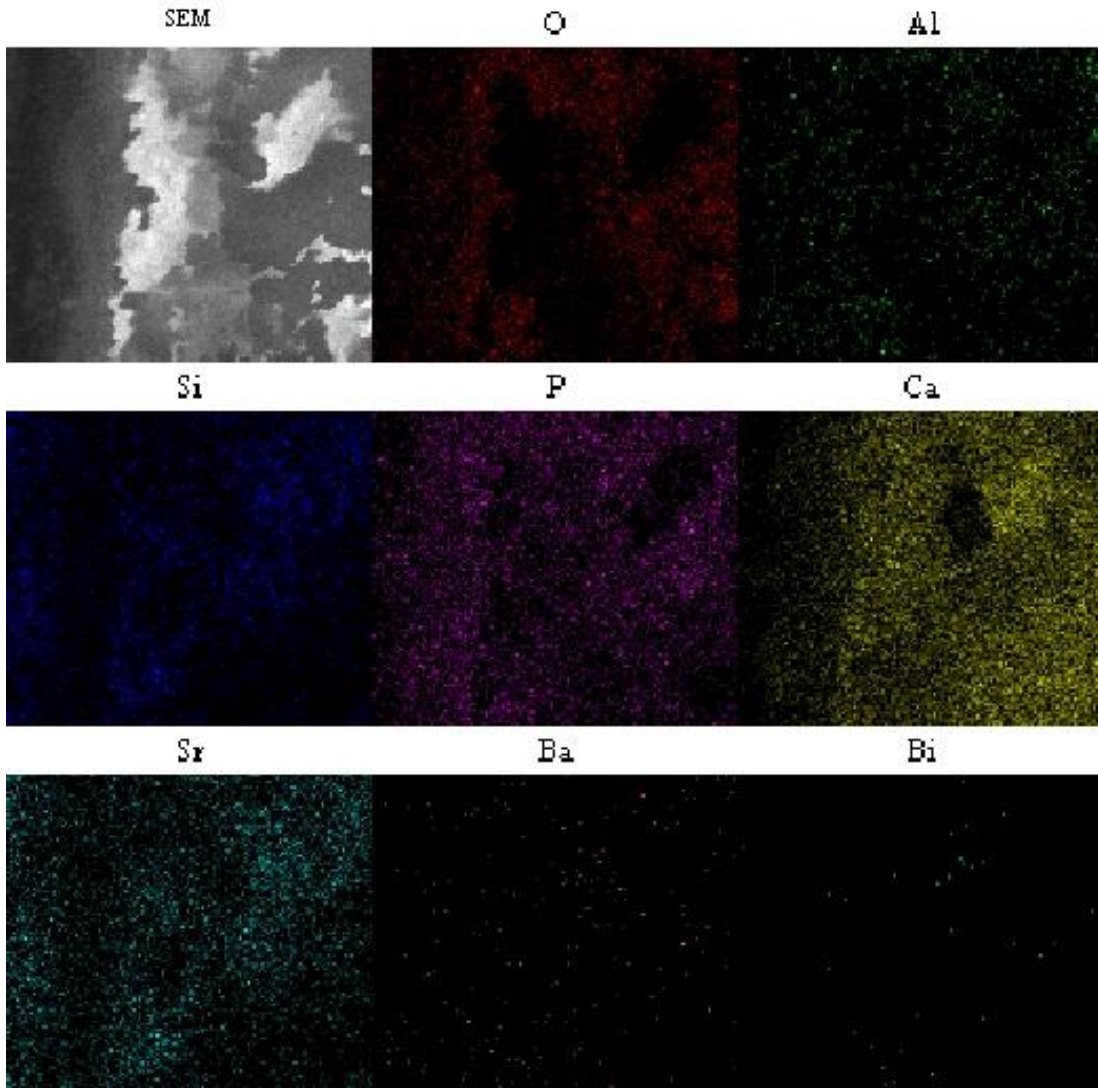
MTA/Prime&Bond NT arayüzü SEM değerlendirildiğinde MTA yüzeyinde gap formasyonları ve çatlaklar görüldü(a). MTA yüzeyinden adeziv tabakaya Ca, Al, Bi geçişi gözlemlendi (Şekil ve Resim 18). Diğer gruplardaki Bi oranları ile kıyaslandığında MTA yüzeyinde ve adeziv tabakada daha az Bi görüldü.



Resim 17 MTA/Prime&Bond NT arayüz SEM görüntüsü



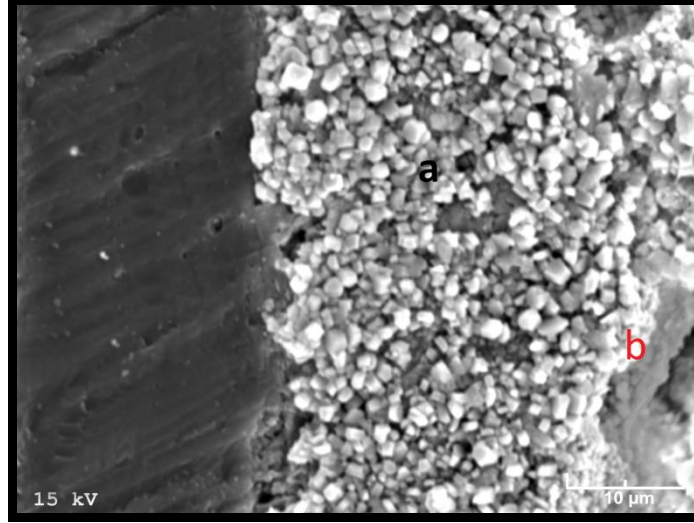
Şekil 3 MTA/Prime&Bond NT arayüz iyon değişim grafiği



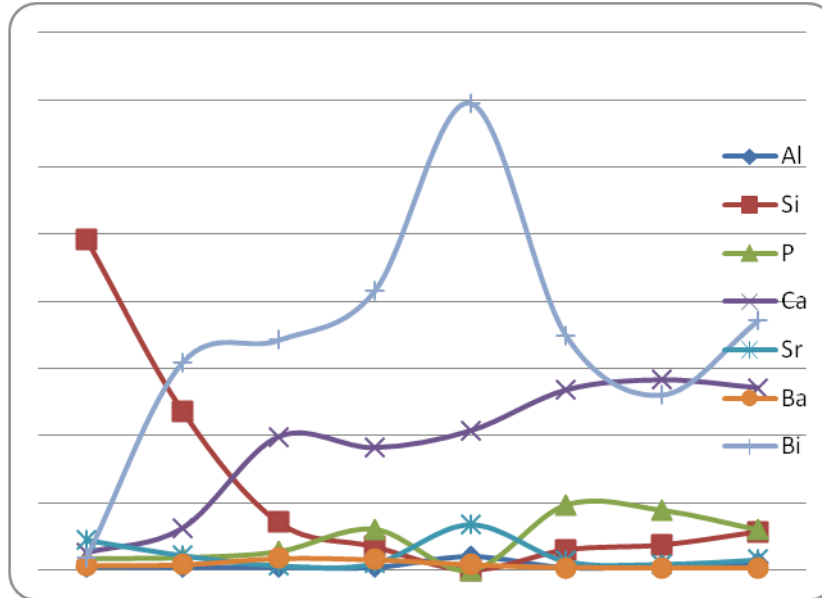
**Resim 18** MTA/Prime&Bond NT arayüz iyon değişimi

### 6.3.2 MTA/ Single Bond Arayüz SEM Analizi

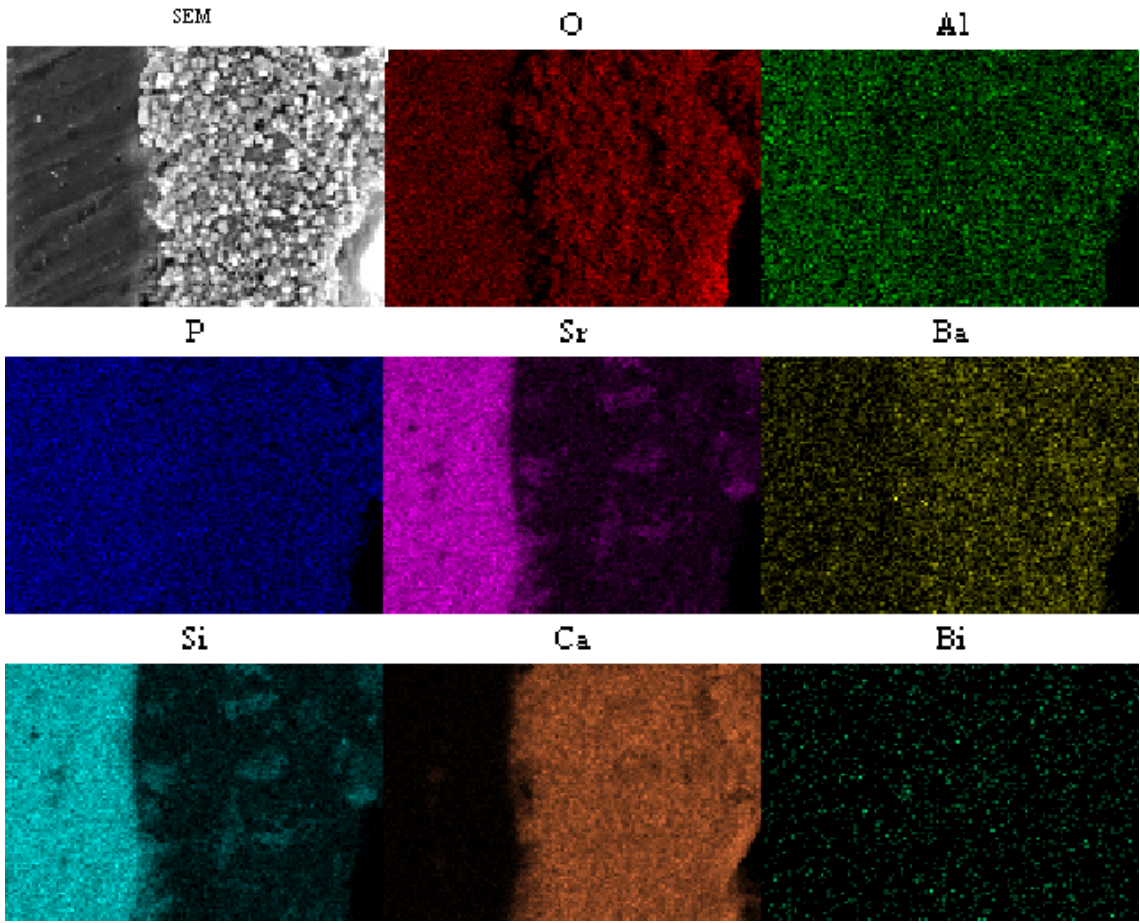
MTA/Single Bond arayüz SEM görüntüsünde adeziv tabaka ile MTA arasındaki iyon geçişleri değerlendirildi(Resim 19, Şekil 4). MTA yüzeyinde kübik benzeri yapılar gözlemlendi (a). Ayrıca çukurluklar görüldü (b). MTA'dan adeziv tabakaya Al,Bi ve Ca geçişi izlendi(Resim 20).



Resim 19 MTA/Single Bond arayüz SEM görüntüsü



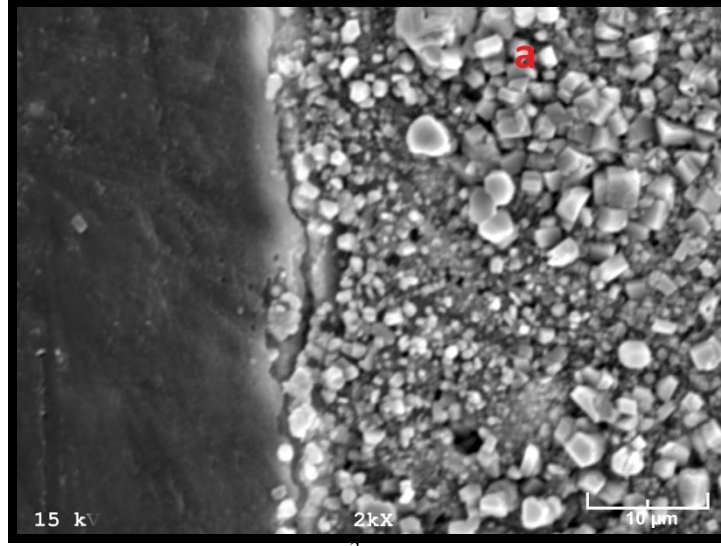
Şekil 4 MTA/Single Bond arayüz iyon değişim grafiği



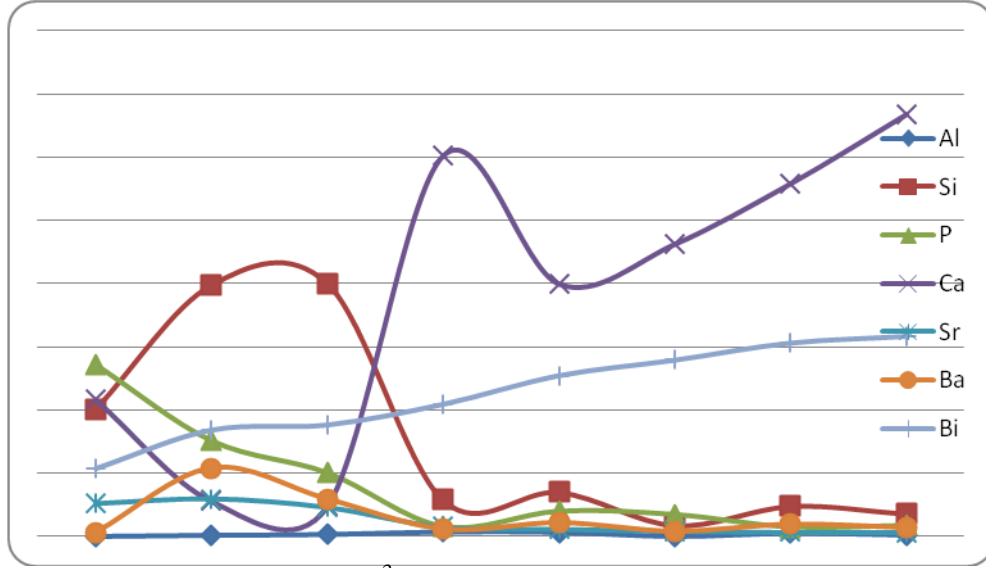
**Resim 20** MTA/Single Bond arayüz iyon değişimi

### 6.3.3 MTA/Clearfil S<sup>3</sup> Bond Arayüz SEM Analizi

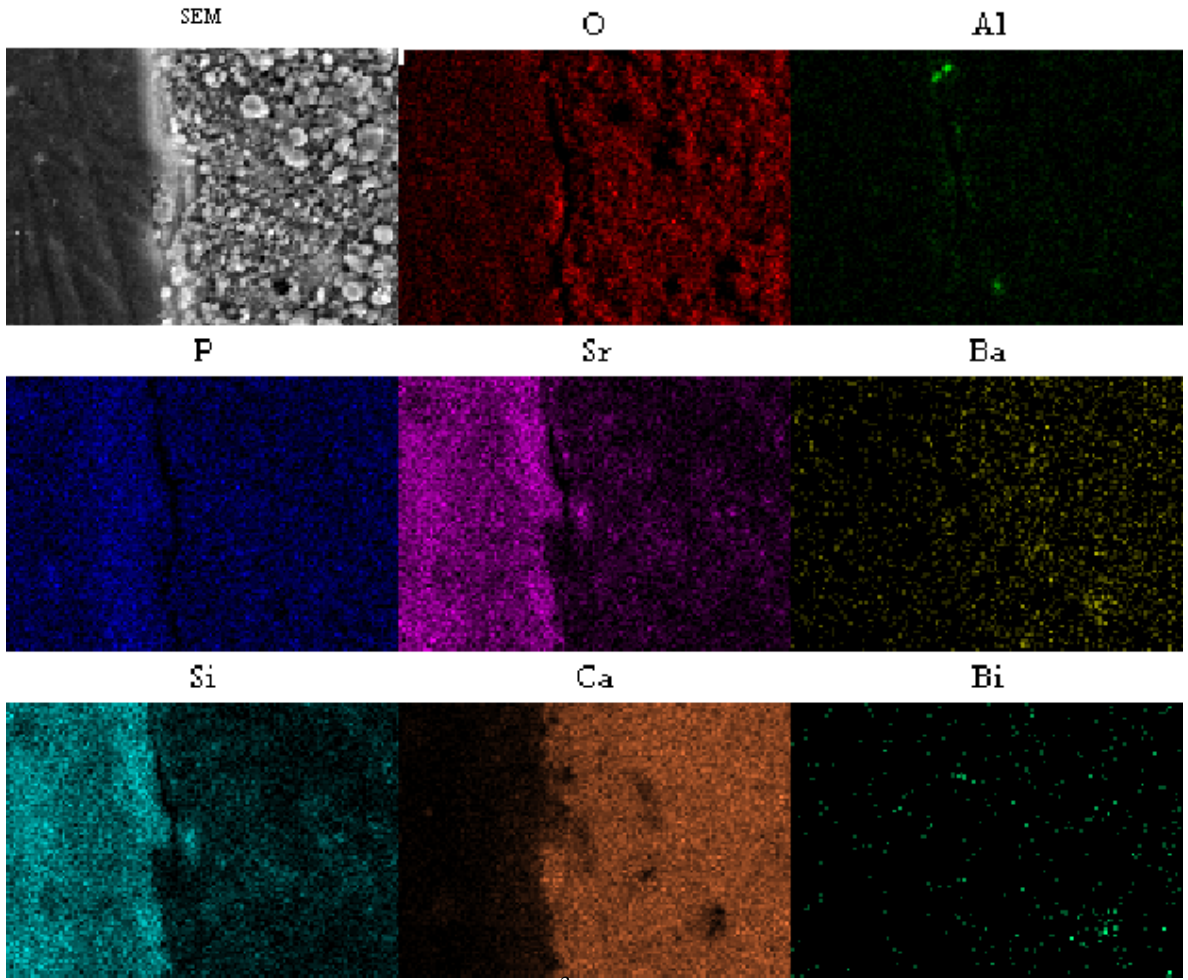
MTA/Clearfil S<sup>3</sup> bond arayüzünde kübik kristaller görüldü(Resim 21). İyon değişimleri Ca için daha çok MTA/adeziv bağlantı arayüzünde MTA'ya yakın alanlarda gözlemlendi (Resim 22). Bi her iki yüzeyde de homojen dağılım gösterdi (Resim22). İyon geçişleri Şekil 5'de gösterildi.



Resim 21 MTA/Clearfil S<sup>3</sup> Bond arayüz SEM görüntüsü



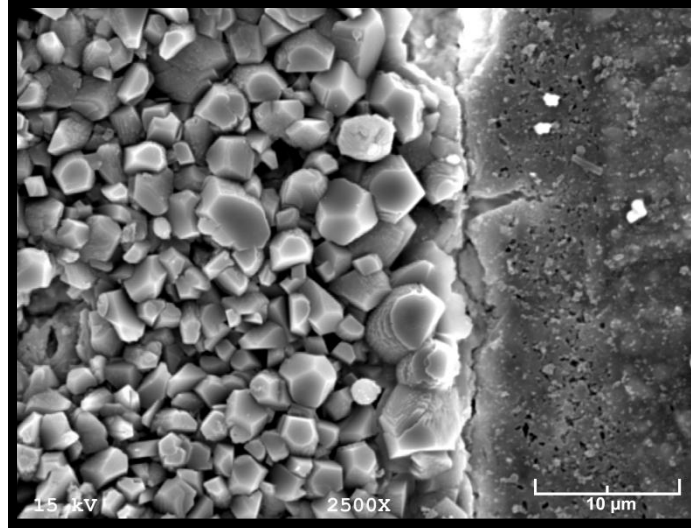
Şekil 5 MTA/Clearfil S<sup>3</sup> Bond Arayüzünün İyon Değişim Grafiği



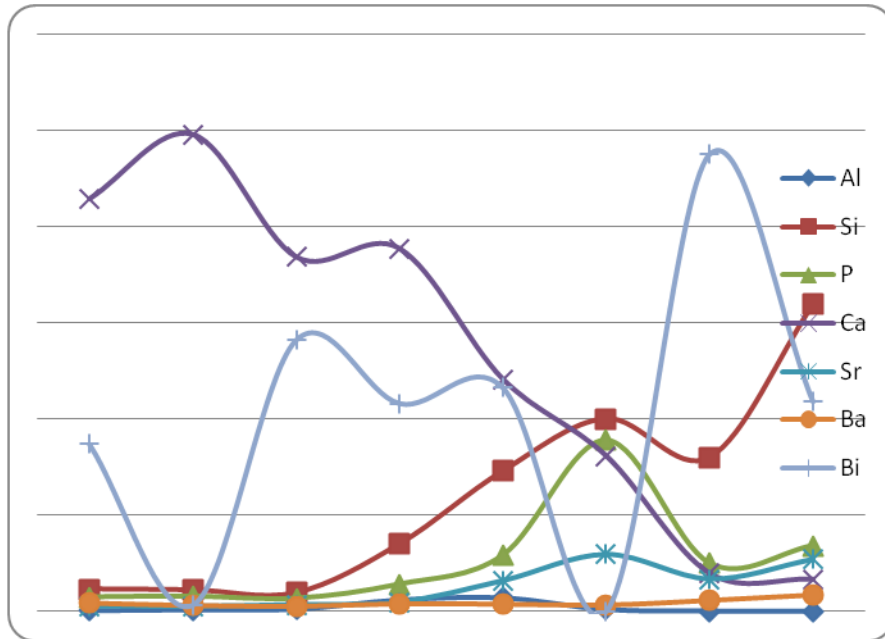
**Resim 22** MTA/Clearfil S<sup>3</sup> Bond arayüz iyon değişimi

### 6.3.4 MTA/Clearfil SE Bond Arayüz SEM Analizi

MTA/Clearfil SE Bond SEM değerlendirmesinde kübik kristaller ve MTA/Adeziv tabaka boyunca devam eden çatlaklar izlendi(Resim 23). EDX analizinde Ca, Al, Bi geçişi görüldü(Şekil 6). Al ve Bi geçişi homojen olarak görüldü. Fakat Ca daha çok MTA yüzeyine yakın olan adeziv bölgede görüldü(Resim 24).

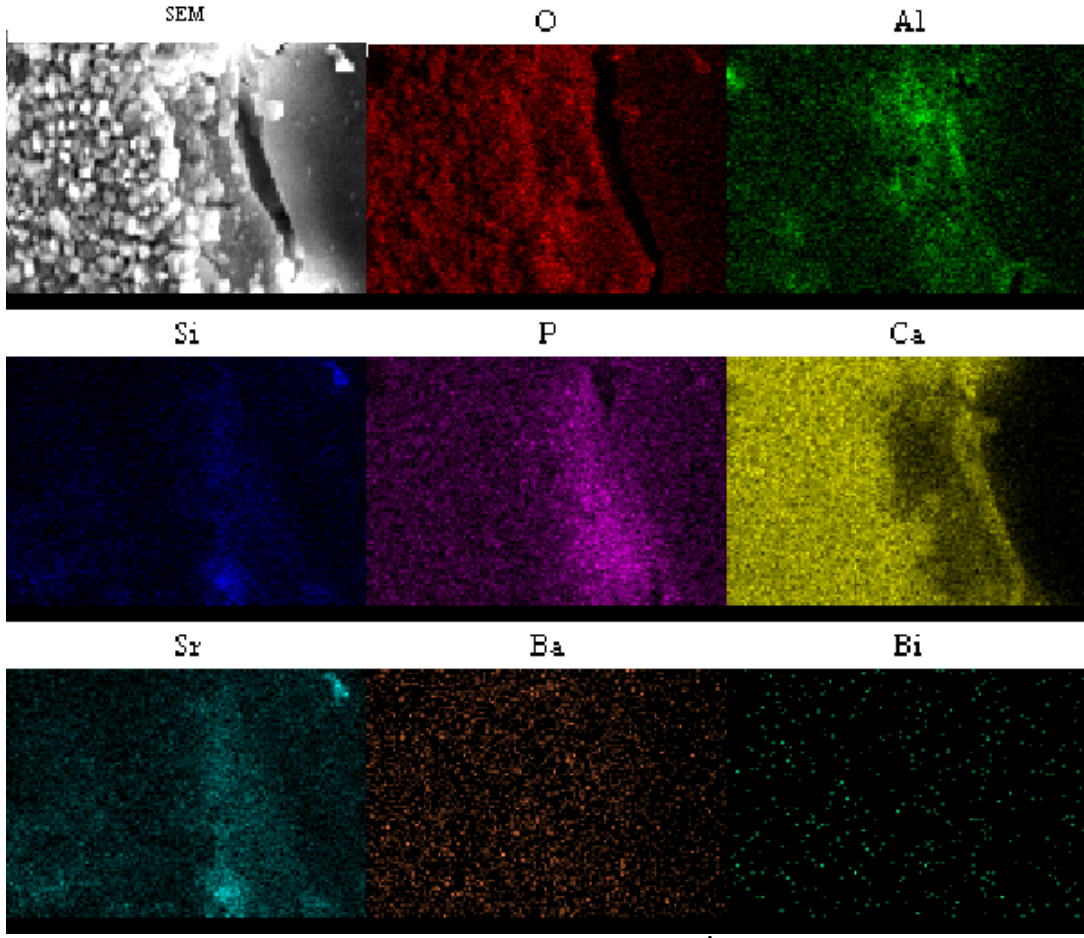


Resim 23 MTA/Clearfil SE bond arayüz SEM görüntüsü



Şekil 6 MTA/Clearfil SE Bond iyon değişim grafiği

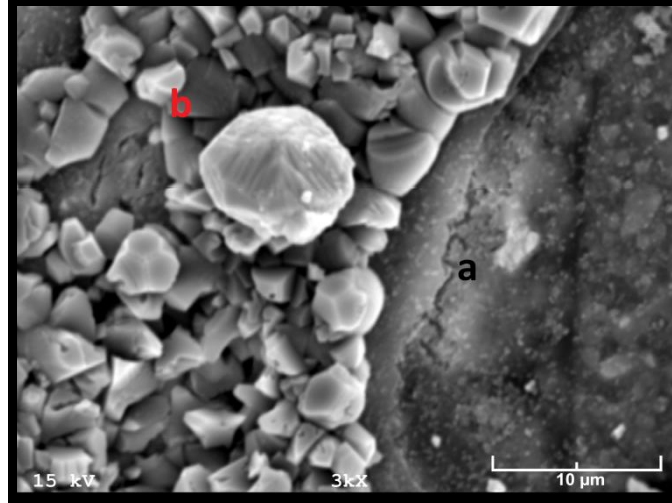




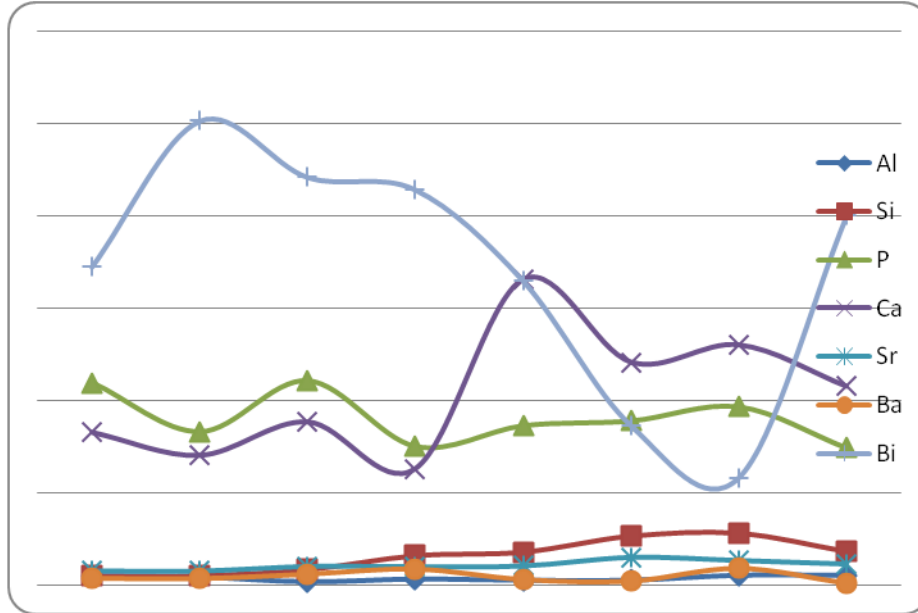
**Resim 24** MTA/Clearfil SE Bond İyon değişimi

### 6.3.5 MTA/AdheSE Bond Arayüz SEM Analizi

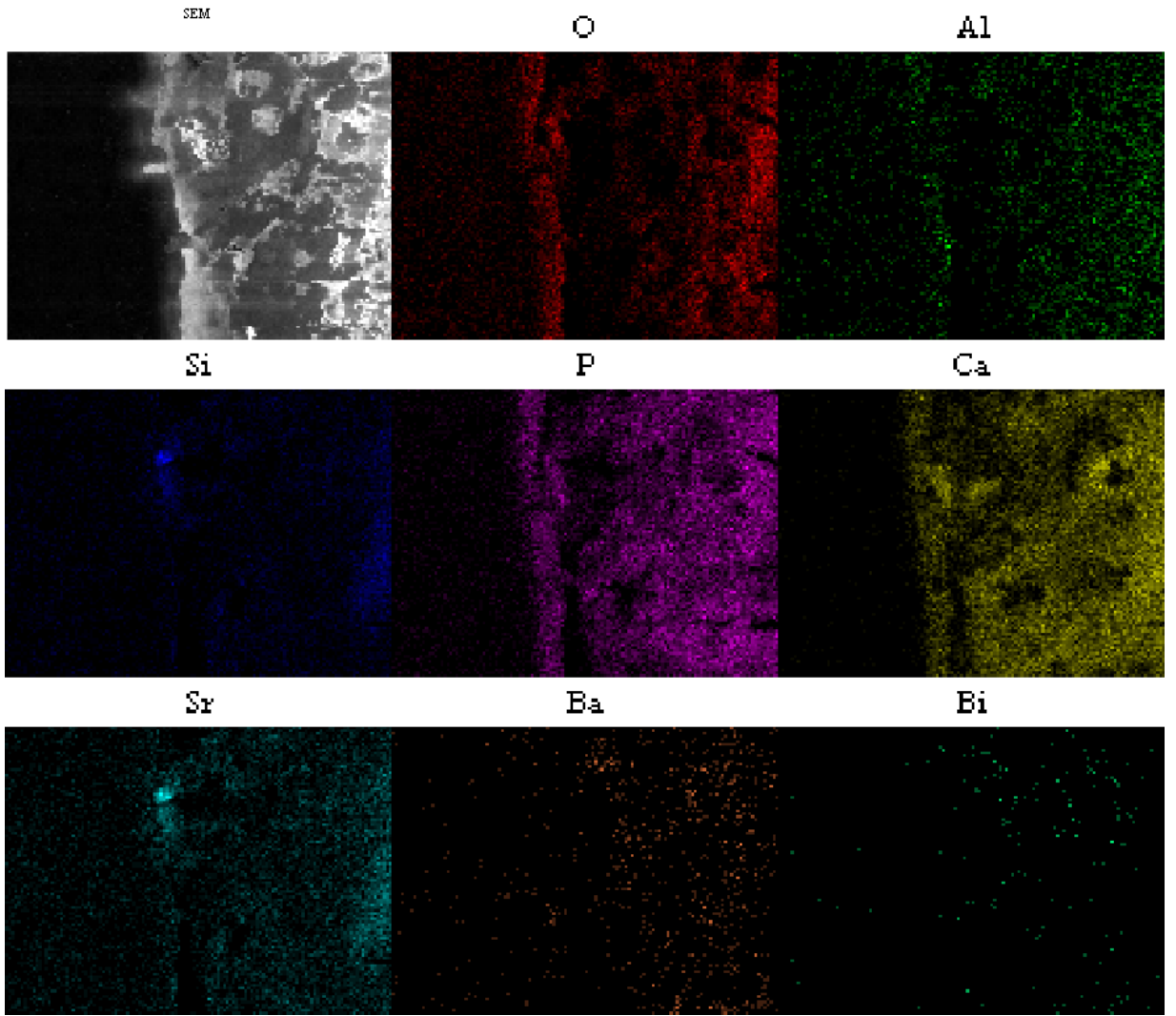
MTA yüzeyinde, MTA/adeziv arayüzeyinde ve adeziv tabakada çatlaklar ayrıca adeziv tabakada da çatlaklar görüldü. İyon değişimleri incelendiğinde Al' un homojen bir şekilde Ca ve Bi geçişi daha az görüldü.



Resim 25 MTA/AdheSE Bond arayüz SEM görüntüsü



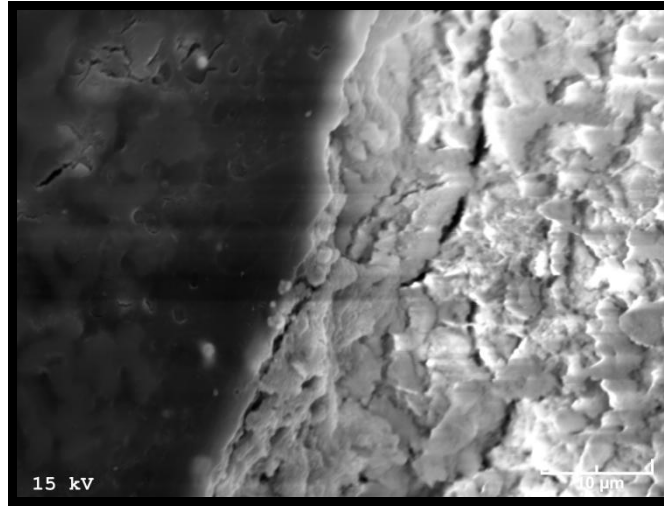
Şekil 7 MTA/ AdheSE Bond iyon değişim grafiği



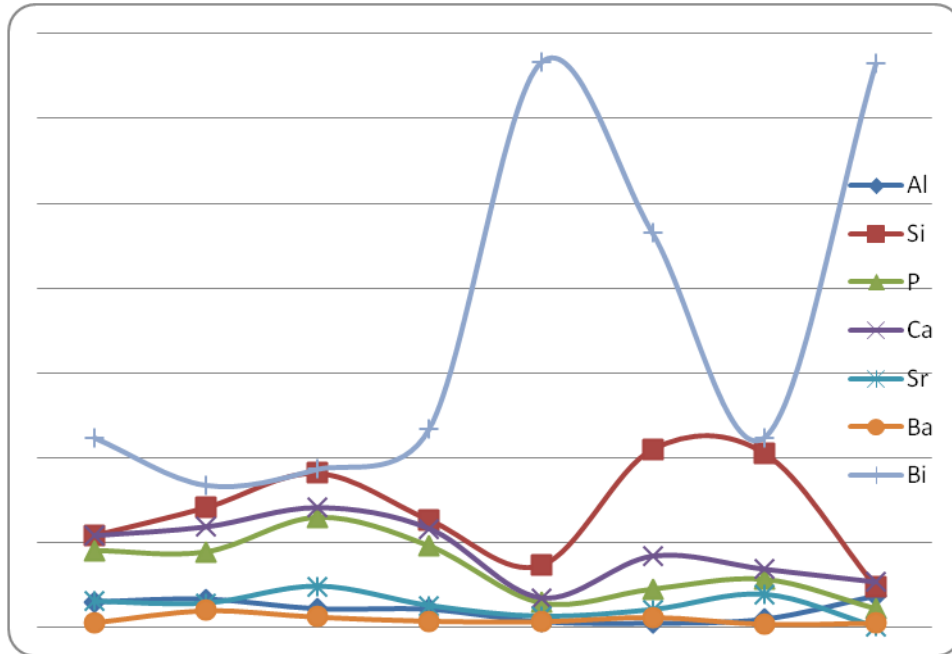
**Resim 26** MTA/AdheSE Bond arayüz iyon değişimi

### 6.3.6 MTA/ Prompt L-Pop Arayüz SEM Analizi

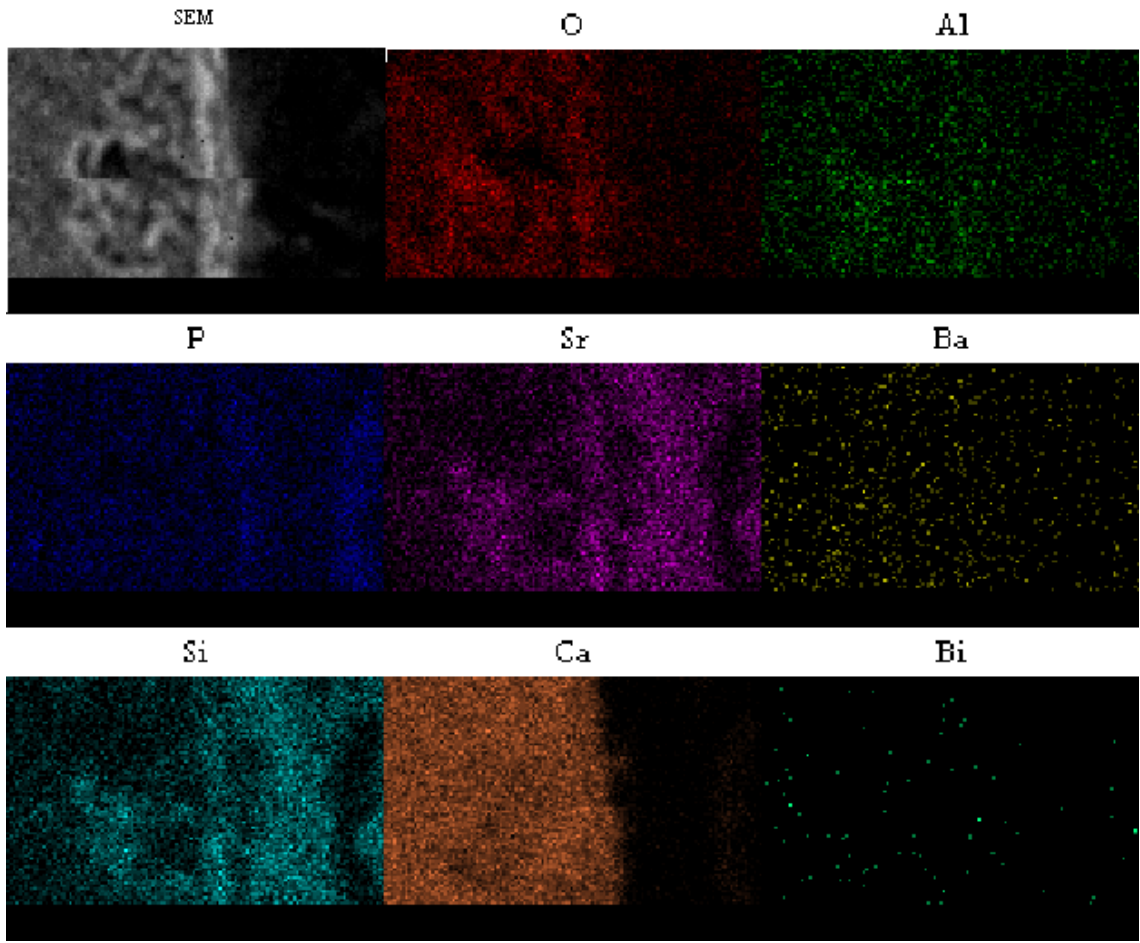
MTA Prompt L-pop arayüz SEM görüntüsünde MTA/adeziv tabakada çatlaklar ve kopmalar izlendi. Al' un geçişi homojen olup Ca ve Bi geçişi daha az gerçekleşti.



Resim 27 MTA/ Prompt L-Pop arayüz SEM görüntüsü



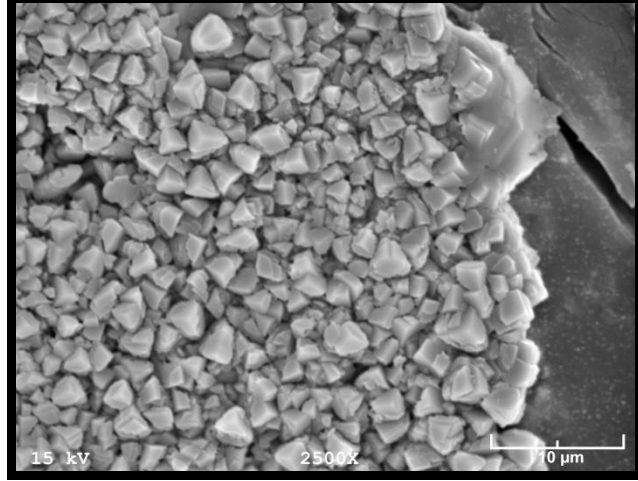
Şekil 8 MTA/Prompt L-Pop iyon değişim grafiği



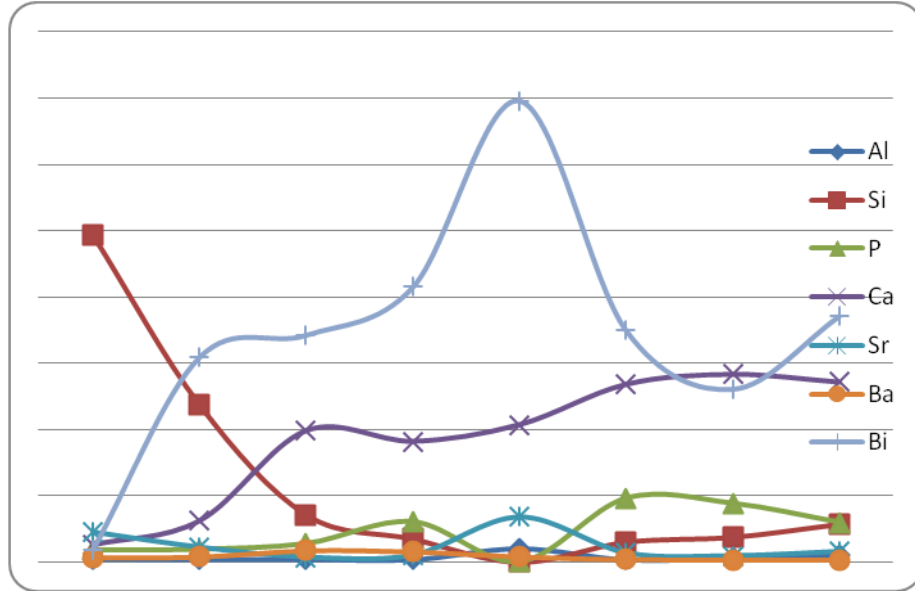
**Resim 28** MTA/ Prompt L-Pop arayüz iyon değişimi

### 6.3.7 MTA/ G Bond Arayüz SEM Analizi

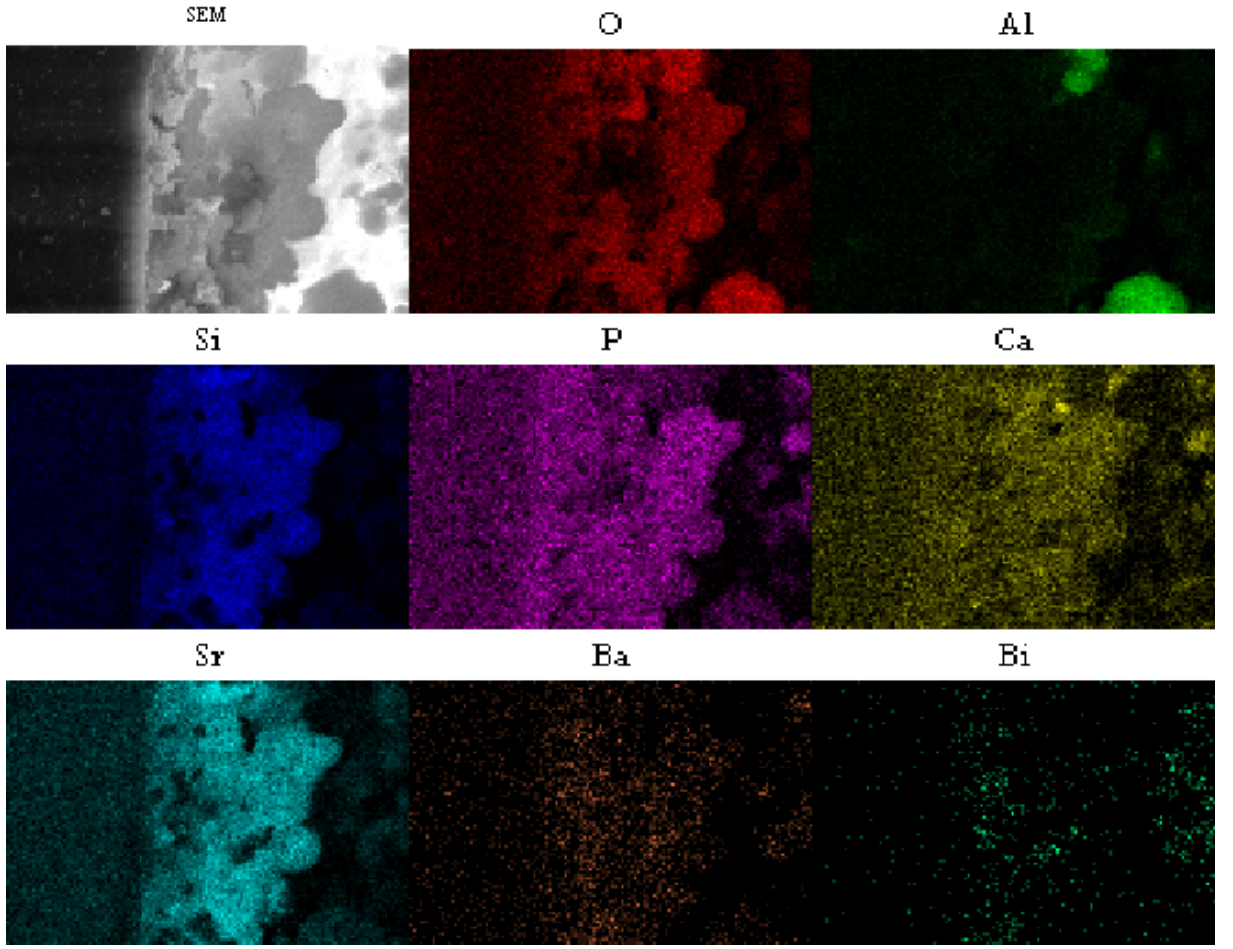
MTA/ G Bond arayüzü değerlendirildiğinde adeziv tabakada çatlaklar görüldü. MTA yüzeyinde ise daha çok kübik kristaller görüldü(Resim 29). Homojen olmayan Bi ve Ca geçişi gözlemlendi(Resim 30).



Resim 29 MTA/G Bond arayüz SEM görüntüsü



Şekil 9 MTA/ G Bond arayüz iyon değişim grafiği



**Resim 30** MTA/G Bond iyon değişimi

## 7. TARTIŞMA ve SONUÇ

Pulpa kapaklaması esas olarak, ağız ortamına açılmış “expose” olan canlı pulpanın uygun materyallerle en iyi şekilde örtülerek korunmasını ifade eder. Açığa çıkmış pulpanın örtülmesi, dişin vital fonksiyonlarını devam ettirmesini sağlayarak ileri endodontik tedavilere olan gereksinimi azaltır. Başarılı bir pulpa tedavisi için yaralanmanın tipi, lokalizasyonu, dişin yaşı, hastanın yaşı, perforasyon alanındaki kanama (hemoraji), ekspoz sahanın boyutu (1, 25) tedavinin başarısı açısından önemlidir. restorasyonun klinik başarısı ise pulpa kapaklama materyali olarak kullanılan materyal ile üzerine yerleştirilen restoratif materyal arasındaki etkileşim ve adezyonun niteliğine bağlıdır. Bu çalışmada farklı adezivlerin farklı pH'daki asidik monomer içeren self-etch adeziv sistemlerin MTA'nın yüzey sertliğine etkisi değerlendirildi.

Makaslama bağlanma dayanımı testi bağlantı ara yüzeyine paralel yönde ve sabit artışla kuvvet uygulanması esasına dayanır. Klinik ortamdaki yük dağılımını daha iyi taklit etmesi nedeniyle çok sık kullanılan bir test yöntemidir (101). Özellikle homojen yüzeylere bağlanmanın değerlendirilmesinde anlamlı sonuçlar elde edilir (111). Bu çalışmada MTA yüzeyi materyalin özelliğinden dolayı homojen olmamakla birlikte sonuçların diğer çalışmalarla karşılaştırılabilir olmasında dolayı MTA/Adeziv bağlantısı makaslama bağlanma dayanımı testi ile belirlendi.

Atabek ve ark., farklı zaman aralıklarında adezivlerin bağlanma dayanımını karşılaştırdıkları bir çalışmada final sertleşme sonrası en yüksek MTA/Adeziv bağlanma dayanımını rapor etmişlerdir. Atabek ve ark., MTA üzerine final restorasyon olarak adeziv bir restorasyon planlanıyor ise tedavi işleminin 96 saat sonrasına ertelenmesi gerektiği bildirilmiştir (3). Bu çalışmada hem başlangıç ( 2 saat 45 dk) hem de final sertleşme (72 saat) sonrasında self-etch adezivlerin bağlanma dayanımını değerlendirilmesi planladı. Fakat başlangıç sertleşmesi sırasında muhtemelen MTA'nın yüksek su içeriğinden dolayı erken bağlantı başarısızlığı elde edildi. Bu nedenle sonuçlar değerlendirmeye alınmadı. Bu çalışma sonuçları MTA'nın final sertleşmesi sonrası adeziv bağlanmasının etkilerini içermektedir.

İki yüzeyin birbirine bağlanmasında bağlantı arayüzeyinin homojen olması ve preparasyon artıklarının uzaklaştırılması önemlidir. Pulpa kapaklanması sonrası sıklıkla MTA'nın final sertleşmesini takiben restoratif materyal yapılması önerilmektedir (3). Bu çalışmada sertleşmemiş MTA yüzeyine nemli pamuk pelet ve geçici dolgu



materyali yerleştirildi. Final sertleşme sonrası yzeye den pamuk pelet uzaklaştırılmakla beraber çıplak gözle fark edilmeyen pamuk lifleri sertleşmiş MTA yzeye ynde kalmış olabilir. Yzeye yde kalan pamuk lifleri MTA/Adeziv bağlanma dayanımını etkilemiş olabilir. Diğer taraftan MTA/Adeziv bağlanma dayanımında adherentin yzeye y topografyasıda önemlidir. Muhtemel pamuk liflerini uzaklaştırmaya ynelik yzeye y işlemleri klinik olarak elde edilecek MTA yzeye y topografyasını da değiştirebilir. Bu çalışmada klinik durumu taklit etmek amacıyla MTA yzeye yne adeziv uygulama öncesi muhtemel kalmış olabilecek pamuk liflerini uzaklaştırmaya ynelik her hangi bir yzeye y hazırlama işlemi yapılmadı.

Çalışmanın MTA/Adeziv MBD sonuçları değerlendirildiğinde total-etch sistemlerin self-etch sistemlerden daha başarılı olduğu belirlendi. Bu çalışmada kullanılan total-etch sistem Prime&Bond NT ve Adper Single Bond'un MTA'ya makaslama bağlanma dayanımları benzerdi. Çalışmada kullanılan Self-etch adezivlerin bağlanma dayanımı birbirleri ile karşılaştırıldığında en dūřuk bağlanma dayanımı Prompt L-pop (pH: 1) adeziv sistemde elde edildi. Ancak self-etch sistemlerden Prompt L-pop ve G Bond uygulanan gruplar Total-etch uygulanan gruplarla karşılaştırıldığında bağlanma dayanımları daha dūřuk belirlendi. Dięer self-etch adeziv grupları (Clearfil SE Bond, Clearfil S<sup>3</sup> Bond ve AdheSE Bond) arasında MBD değerleri arasında benzerlik görüldü.

Clearfil SE Bond VE Clearfil S<sup>3</sup> Bond fonksiyonel monomer olarak 10-MDP içermektedir. 10-MDP hidroksiapatit içindeki Ca ile kuvvetli iyonik baę yapar (105). Oluřan iyonik baę stabildir ve dūřuk znrlęe sahiptir. Clearfil SE Bond ve Clearfil S<sup>3</sup> Bond'da bulunan 10-MDP monomeri MTA içindeki Ca ile iyonik baę yapabilir. AdheSE Bond yüksek doldurucu içerięine sahip bir monomerdur. AdheSE Bond'un Clearfil SE Bond ve Clerafi S<sup>3</sup> Bond gibi yüksek baęlanma dayanımının sebebi doldurucu içerięi olabilir.

G Bond, Prompt L-pop gibi dūřuk MBD göstermiştir. G Bond içerinde fonksiyonel monomer olarak 4-MET monomeri vardır. Bu monomer de hidroksiapatitteki Ca ile iyonik baę yapar. Ancak bu oluşan iyonik baę zayıftır ve çok çabuk bozulabilir. G bond uygulandığında MTA'daki Ca ile iyonik baę yapabilir ve dūřuk bağlanma dayanımı bu bağların bozulmasından dolayı oluşabilir. Ca-4MET bağı, Ca- 10MDP bağından daha zayıftır ve çok çabuk hidrolize olur.

MTA üzerinde direkt kompozit veya kompomer restorasyon uygulandığı bir çalışmada dört farklı adezivin (Prime & Bond NT, AdheSE, Xeno III ve Adper Prompt L-pop) MBD değerlendirilmiştir. İki aşamalı self etch adeziv olan AdheSE'nin MTA'ya MBD 13,7 MPa, tek aşamalı self-etch adeziv olan Adper Prompt L-pop'un bağlanma dayanımı 5,44 MPa olarak bildirilmiştir. Araştırmacılar sonuçlardaki farklılıkları içerdikleri asidik monomerin pH'sı, solventin tipi ve doldurucu içeriği ile açıklamışlardır (79). Prompt L-pop (pH:1) ve Xeno III (pH<1) kuvvetli self etch adeziv, AdheSE (pH:1,5) ise orta dereceli self-etch adeziv grubundandır. Karakteristik olarak düşük pH'ya sahip asidik monomer içeren self-etch adezivler mine yüzeyine daha zayıf MBD'na sahiptirler (79). Prompt L-pop kuvvetli self-etch adezivdir. Yüksek asiditesinden dolayı polimerizasyon inhibisyonu, yetersiz ıslanma, dentine düşük bağlanma göstermesinin sebebidir (93). Self-etch sistemlerin dentin yüzeyine düşük bağlanma dayanımının nedeni solvent olarak su içerikleri ile ilişkilendirilmiştir. Su bazlı adeziv sistemlerde suyun adezivden uzaklaştırılmamasından dolayı dentine düşük bağlanma dayanımı olabileceği rapor edilmiştir (117). Bu çalışmada MTA'ya en düşük bağlanma dayanımı Prompt L-pop grupta belirlendi. Prompt L-pop'un su içeriği MTA'ya bağlanma dayanımını azaltmış olabilir.

Atabek ve ark., self-etch ve total-etch adezivlerin MTA'ya MBD'ı değerlendirdikleri bir çalışmada total etch adezivlerin MTA'ya MBD'nı self-etch adezivlerden daha yüksek olarak rapor etmişlerdir. Total-etch adezivlerde asetonun yüksek buhar basıncı monomerin dentin yüzeyinde daha derine difüzyonunu kolaylaştırır ve dentine adezyonu geliştirir (3, 104). Bununla birlikte MTA hazırlanmasından 4 saat sonra ki uygulamada her iki tip adeziv sistem içinde düşük bağlanma dayanımı sonuçları rapor edilmiştir (3).

Bu çalışmada kullanılan G Bond solvent olarak aseton içermektedir. MTA/G Bond MBD değeri 6MPa olarak belirlendi. Düşük çıkmasının sebebi adezyon sağlayıcı ve demineralize edici monomer olarak bilinen 4-MET içermesi olabilir. 4-MET hidroksiapatitin Ca ile iyonik bağ yapar. Ancak bu bağ zayıftır. Kolayca çözünebilir. Stabil değildir (104). G Bond MTA yüzeyine uygulandığında MTA'da bulunan Ca ile 4-MET monomeri iyonik bağ oluşturabilir. Bu bağın zayıf olmasından dolayı özellikle örneklerin nemli ortamda saklanması süresince iyonik bağın stabilitesini etkilemiş olabilir.

Bu çalışmada farklı adezivlerin MTA'ya makaslama bağlanma dayanımı ve farklı pH'daki asidik monomer içeren self-etch adeziv sistemlerin MTA'nın yüzey sertliğine etkisi değerlendirildi. Fakat başlangıç sertleşmesi sırasında muhtemelen MTA'nın yüksek su içeriğinden dolayı erken bağlantı başarısızlığı elde edildi. Bu nedenle sonuçlar değerlendirmeye alınmadı. Final sertleşme sonuçları değerlendirildi.

Bu çalışmada MTA/adeziv MBD sonuçları değerlendirildiğinde total-etch sistemlerin self-etch sistemlerden daha başarılı olduğu belirlendi. Bu çalışmada kullanılan iki tane total-etch sistem olan Prime& Bond NT ve Adper Single Bond'un MTA'bağlanma dayanımları benzerdi. Total-etch adeziv sistemlerde asit uygulama aşamasında uygulanan %37'lik fosforik asit MTA yüzeyinde değişiklikler yapıp yüzey sertliğini azaltmaktadır. MTA yüzeyinde pöröziteler meydana getirdiği için yüzeyde mikromekanik tutunmayı artırıcı etki yapabilir. Total-etch sistemlerdeki MBD değerlerinin yüksek olması bu sebepten dolayı olabilir.

Çalışmada kullanılan self-etch adezivlerin bağlanma dayanımı birbirleri ile karşılaştırıldığında en düşük bağlanma dayanımı Prompt L-pop (pH: 1) adeziv sistemde elde edildi. Ancak self-etch sistemlerden Prompt L-pop ve G Bond uygulanan gruplar Total-etch uygulanan gruplarla karşılaştırıldığında bağlanma dayanımları daha düşük belirlendi. Diğer self-etch adeziv grupları (Clearfil SE Bond, Clearfil S<sup>3</sup> Bond ve AdheSE Bond) arasında MBD değerleri arasında benzerlik görüldü.

MTA üzerinde direkt kompozit veya kompozit restorasyon uygulandığı bir çalışmada dört farklı adezivin (Prime&Bond NT, AdheSE, Xeno III ve Adper Prompt L-Pop) MBD değerlendirilmiştir iki aşamalı self etch adeziv olan AdheSE'nin MTA'ya MBD 13,7 MPa, tek aşamalı self-etch adeziv olan Adper Prompt L-pop'un bağlanma dayanımı 5,44 MPa olarak bildirilmiştir. Araştırmacılar bu farklılığın adezivlerin içerdikleri asidik monomerin pH'sı, solventin tipi ve doldurucu içeriği ile ilişkili olduğunu rapor etmişlerdir (71). Prompt L-pop (Ph:1) ve Xeno III (Ph<1) kuvvetli self etch adeziv, AdheSE (Ph:1,5) ise orta dereceli self-etch adeziv grubundandır. Karakteristik olarak düşük -pH'ya sahip asidik monomer içeren self-etch adezivler mine yüzeyine daha zayıf MBD'na sahiptirler (102). Prompt L-pop kuvvetli selfetch adezividir. Yüksek asiditesiden dolayı polimerizasyon inhibisyonu, yetersiz ıslanma, hidrolize hassasiyet dentine düşük bağlanma göstermesinin sebebidir (93). Self-etch sistemlerin dentin yüzeyine düşük bağlanma dayanımının nedeni solvent olarak su

içerikleri ile ilişkilendirilmiştir. Su bazlı adeziv sistemlerde suyun adezivden uzaklaştırılmamasından dolayı dentine düşük bağlanma dayanımı olabileceği rapor edilmiştir (117). Bu çalışmada Prompt Lpop kullanıldı. MBD değerleri düşük bulundu. Prompt L-popun asiditesi, su içeriğinden dolayı polimerizasyon inhibisyonu, hidrolize hassasiyeti MTA'ya düşük MBD'nin sebebi olabilir.

Atabek ve ark., self-etch ve total-etch adezivlerin MTA'ya MBD'ı değerlendirdikleri bir çalışmada total etch adezivlerin MTA'ya MBD yüksek bulunmuştur. Bununla birlikte MTA yerleştirildikten 4 saat sonra adeziv uygulaması düşük bağlanma dayanımı ile sonuçlanmıştır (3). Total-etch sistemlerin MTA'nın final sertleşmesinden sonra yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini rapor etmişlerdir. Total-etch sistemler ile elde edilen yüksek bağlanma dayanımı solvent olarak aseton içermeleri ile açıklanmıştır (98). Total-etch adezivlerde asetonun yüksek buhar basıncı monomerin dentin yüzeyinde daha derine difüzyonunu kolaylaştırır ve dentine adezyonu geliştirir (3, 104)

Bu çalışmada kullanılan G bond solvent olarak aseton içermektedir. Ancak bu çalışmada MTA/G bond MBD değeri 6MPa bulundu. MBD'nin düşük çıkmasının sebebi adezyon sağlayıcı ve demineralize edici monomer olarak bilinen 4-MET içermesi olabilir 4-MET hidroksiapatitin Ca ile iyonik bağ yapar ancak bu bağ zayıftır kolayca çözünebilir ve stabil değildir (104). G Bond MTA yüzeyine uygulandığında MTA'da bulunan Ca ile 4-MET monomeri iyonik bağ oluşturabilir ve bu bağın zayıf olmasından dolayı stabilite etkilebilir.

MTA'nın mikrosertliği çevrenin pH değeri, materyal kalınlığı, kondensasyon işlemi, karışımda kalan hava miktarı, nem, materyal yüzeyine asit uygulanması ve ortamın ısı gibi birçok faktöre bağlıdır (46, 60, 64, 72, 73). Asidik çevrenin hem GMTA hem de WMTA'nın mikrosertliği üzerine negatif etkisi vardır. Bu nedenle uygulanan adeziv sistemlerdeki asidik monomerler sertleşmiş MTA'nın yüzey sertliğini değiştirebilir. Bu çalışmada yüzey standardizasyonunu sağlamak için MTA yüzeyine adeziv uygulanmadan önce zımparalama ve parlatma işlemi yapıldı. Adeziv uygulamasını takiben polimerizasyon işlemi yapılmadan adeziv ajan hava spreyi ile uzaklaştırıldı. Asit uygulamasına benzer şekilde asidik monomerin yüzeydeki etkisini direkt olarak değerlendirilmek amaçlandı.

Bu çalışmada iki tane total-etch adeziv sistem pozitif kontrol grubu olarak kullanıldı. Total-etch adezivler %37' lik fosforik asit uygulanmadan MTA yüzeylerine uygulandı yüzey sertliği ölçüldü.

Farklı asiditeye sahip ortamların (pH:4.4, 5.4, 6.4 ve 7.4) MTA' nın yüzey sertliğine etkisinin incelendiği bir çalışmada en yüksek mikrosertlik değeri pH: 7,4'de, en düşük mikrosertlik değeri ise pH: 4,4'de elde edilmiştir (70). Farklı asidik ortamlarda bekletilen MTA örneklerinin SEM incelenmesinde MTA yüzeyinde mikro kanallar ve hava boşluklarının olduğu ve asimetrik kristal formasyonları gözlenmiştir. Namazikhah ve ark., ortamın asiditesi arttıkça örneklerde daha geniş pöröziteler görüldüğünü rapor etmişlerdir (70).

Değişik endodontik solüsyonların MTA'nın mikrosertliğine etkisinin incelendiği bir araştırmada sodyum hipoklorit (NaOCl %5.25), % 2'lik klorhegzidin (CHX), %17'lik EDTA ve BioPure MTAD kullanılmıştır (118). EDTA ve Biopure MTAD uygulanmış gruplarda MTA'nın yüzey sertliği diğer gruplara göre oldukça düşük rapor edilmiştir. NaOCl'in alkali olması ve CHX'in de nötral pH'ya sahip olması MTA yüzey sertliğini değiştirmediği bildirilmiştir. EDTA'nın, MTA yüzey sertliğinde azalma meydana getirdiği bildirilmiştir. Bunun nedeni EDTA'nın MTA'nın sertleşmesi sırasında yapısındaki Ca ile şelat oluşturması ile açıklanmıştır (72). Bu çalışmada kullanılan G bond içeriğinde 4-MET, Clearfil SE bond ve Clearfil S<sup>3</sup> Bond içeriğinde de 10-MDP fonksiyonel monomeri bulunmaktadır. Bu iki monomer MTA yüzeyindeki Ca ile iyonik bağ yaparlar. Bu kimyasal olay MTA yüzey sertliğindeki azalmanın nedeni olabilir.

MTA'nın restoratif tedavide pulpa kuafaj materyali olarak kullanıldığında farklı zamanlarda asit uygulamasının MTA fiziksel özelliklerine etkisinin incelendiği bir çalışmada en düşük mikrosertlik değerleri 4 saat sonra asit uygulandığında elde edilmiştir. En yüksek değerler ise 96 saat sonra uygulandığında rapor edilmiştir.

Bu çalışmada Vickers Sertlik değerleri MTA'da 70,1, % 37 lik fosforik asitte 39,6, Prompt L-pop'ta 32,5, adhe SE'de 51,9, Clearfil SE Bond'da 47,3, G Bond'da 51,5 olarak ölçüldü. Pozitif kontrol grubu olarak Single Bond ve Prime&Bond NT kullanıldı. Total-etch adeziv sistemler uygulanmadan önce sadece adezivin yüzey sertliğine etkisini belirlemek için fosforik asit uygulanmadı. Kontrol grubundaki örneklerde vickers sertlik değeri Prime&Bond NT 'de 67,9, Single Bond' da ise 66,9 olarak

ölçüldü. Kontrol grupları (MTA, Single Bond, Prime&Bond NT ) ile deney grupları arasında anlamlı farklılık ortaya çıkmıştır.

%37'lik fosforik asitin pH'sı <1 dir. Fosforik asit, MTA yüzeyinde çözünme meydana getirerek sertliğini azaltmaktadır. Bu çalışmada asit uygulanmaksın adeziv uygulanan Prime&Bond NT ve Single Bond grubu ile (pozitif kontrol grupları) herhangi bir yüzey işlemi yapılamayan MTA'nın Vickers sertlik değerleri benzerdir. Tek başına asit uygulamanın MTA yüzey sertliğini anlamlı oranda azalttığı belirlendi. Bu azalmanın nedeni yüzeyden çözünen Ca, Bi, Al iyonların kaybıdır. Diğer taraftan asidik monomer içermeyen total-etch sistemlerin direkt uygulamasının MTA'nın yüzey sertliğinde değişim yapmaması içerdikleri monomerin veya solventin çözünürlükte etkisinin önemli olmadığını gösterebilir.

Prompt L-pop kuvvetli bir self-etch adezivdir (Ph: 1.0). Prompt L-pop dışında bu çalışmada kullanılan diğer self-etch adezivler pH' larına göre sınıflandırıldığında ılımlı ve hafif adezivler olarak tanımlanmaktadır. Asiditeleri 1,5 -2,7 arasındadır. Deney grupları birbirleri ile karşılaştırıldığında MTA yüzeyi Prompt L-pop'dan daha fazla etkilenir. G Bond, AdheSE Bond, Clearfil S<sup>3</sup> Bond ve Clearfil SE Bond'un MTA yüzeyinde oluşturduğu etki daha azdır.

Bu çalışmada kullanılan ılımlı ve hafif self-etch adezivlerin uygulandığı MTA yüzeyinin sertlik değeri, yüzeyi herhangi bir işlemine tabi tutulmayan MTA'nın sertlik değerinden düşüktü. Bu sonuçlara göre kuvvetli self-etch adezivler MTA yüzeyinde önemli derecede çözünme yapabilirler. İlimlı ve orta kuvvetli self-etch adezivlerin MTA yüzey mikrosertliğinde yaptığı etki daha azdır. Muhtemel bu etki MTA yüzeyinden iyonların çözünmesi şeklinde oluşmaktadır. Ancak hangi iyonların çözüldüğü konusunda daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır. Bu çalışmada MTA/adeziv arayüzeyini ve iyon değişimini değerlendirmek amacıyla SEM'de EDAX analizi yapıldı.

Camileri'nin yaptığı çalışmada sertleşmeyen kalsiyum hidroksit, IRM ve cam iyonomer ve MTA-sertleşmeyen kalsiyum hidroksit, MTA- IRM ve MTA-cam iyonomer arayüzü SEM'de değerlendirilmiştir. MTA'dan diğer materyallere ve bu maddelerden MTA'ya iyon geçişi EDAX analizi ile değerlendirilmiştir. MTA'dan kalsiyum hidroksit içine silikon ve alüminyum (Al) ve bizmut (Bi) geçişi görülmüştür. Ancak kalsiyum hidroksitten MTA'ya Ba geçişi rapor edilmiştir. Cam iyonomer

simandan MTA içine iyon geçişi değerlendirildiğinde cam iyonmer simandan MTA içine stronsiyum geçişi olduğu ancak MTA'dan bizmut geçişi olmadığı bildirilmiştir. Aynı çalışmada IRM içine MTA'dan kalsiyum geçişinin olduğu ancak Al ve Bi geçişinin olmadığı görülmüştür (119).

Bu konu ile ilgili yapılan diğer çalışmada MTA üzerine farklı zamanlarda ( 24 saat, 7 gün) rezin modifiye cam iyonmer siman yerleştirildiği zaman materyaller arasında element geçişi SEM' de değerlendirilmiştir (120). Resin modifiye cam iyonmer simandan MTA yüzeyine flor geçişi rapor edilmiştir. Ayrıca MTA yüzeyinde koheziv kopmalar ve gap formasyonları görüldüğü bildirilmiştir. Bu gap formasyonlarının sebebi polimerizasyon büzülmesi ve SEM prosedürleri içerisinde yapılan vakum işlemi olabileceği rapor edilmiştir.

Bu çalışmada MTA' dan adeziv tabakaya alüminyum, bizmut, kalsiyum geçişi değerlendirildi. adeziv tabakada ve MTA yüzeyinde çatlaklar görülmüştür Bu çatlaklar adeziv uygulandıktan sonra yerleştirilen kompozitin polimerizasyonu sırasında meydana gelebilen büzülme streslerinden veya örneklerinin sem'de incelenmesi amacı ile vakumlanması sonucu meydana gelmiş olabilir.

## 8. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın sonuçlarına göre;

1. MTA'ya adezivın bağlanma dayanımında adezivın asiditesi tek başına etkili bir faktör değildir.
2. Çok düşük pH' ya sahip asidik monomer içeren self-etch adeziv Promp L-pop MTA'ya en zayıf bağlanma dayanımı göstermiştir.
3. Total-etch adezivler, self etch adezivlere göre MTA'ya daha yüksek bağlanma dayanımı göstermekle birlikte, bazı self etch adezivler total etch adezivlere benzer nitelikte MTA'ya bağlanma dayanımı gösterebilir.
4. Self-etch adezivler asidik monomer içerikleri nedeniyle MTA yüzey sertliğini olumsuz etkileyebilir.
5. Total-etch sistemlerin monomer içeriği MTA yüzey sertliğinde olumsuz bir etkiye sahip değildir.
6. %37 Fosforik asit uygulaması MTA yüzey sertliğini olumsuz yönde etkiler.
7. MTA üzerinde adeziv restorasyon planlandığı zaman ve MTA yüzey çözünürlüğü düşünüldüğünde, Clearfil SE Bond ve AdheSE gibi yüzey sertliğini fosforik asit uygulamasına göre daha az etkileyen ve total-etch adezivlere benzer nitelikte MTA'ya bağlanma dayanımı gösterebilen adezivler tercih edilebilir.
8. Bu çalışmanın sonuçları kullanılan adeziv sistemler için geçerli olup, çok sayıda adezivın benzer test yöntemleri ile değerlendirilmesi gerekmektedir.
9. İleriki çalışmalarda adezivın polimerizasyonu sonrası MTA yüzey özellikleri değerlendirilmelidir. MTA/Adeziv iyon değişimi daha detaylı olarak analiz edilmelidir.



## 9. KAYNAKLAR

1. Çalışkan MK (2006). Endodontide Tanı ve Tedaviler. Nobel Tıp Kitabevleri, İstanbul; 31-82.
2. Mjör IA (2002). Exposed Pulp In: Pulp-Dentin Biology in Restorative Dentistry Quintessence Publishing, China; 55-75.
3. Atabek D, Sillelioglu H, Olmez A (2012). Bond strength of adhesive systems to mineral trioxide aggregate with different time intervals. Journal of Endodontics 38: 1288-92.
4. Kenneth MH, Goodis HE (2002). Seltzer and Bender's Dental Pulp. Quintessence Publishing, China; 309-338
5. Cvek M, Cleaton-Jones PE, Austin JC, Andreasen JO (1982). Pulp reactions to exposure after experimental crown fractures or grinding in adult monkeys. Journal of Endodontics 8: 391-7. doi: 10.1016/s0099-2399(82)80092-7.
6. Stanley H, Seltzer and Bender's Dental Pulp(2002). Calcium hydroxide and vital pulp therapy Quintessence Publishing, 309-324
7. Stanley HR, Pereira JC, Spiegel E, Broom C, Schultz M (1983). The detection and prevalence of reactive and physiologic sclerotic dentin, reparative dentin and dead tracts beneath various types of dental lesions according to tooth surface and age. Journal of Oral Pathology 12: 257-89.
8. Kakehashi S ve ark (1987). The effects of surgical exposures of dental pulp in germ free and conventional laboratory rats. Oral Surg Oral Med Oral pathol 20.
9. Watts va ark (1985). Pulp response to a ZOE cement J Dent Res. 64.
10. Stanley HR (1989). Pulp capping: conserving the dental pulp-can it be done? Is it worth it? Oral surgery, Oral Medicine, and Oral Pathology 68: 628-39.
11. Lim KC, Kirk EE (1987). Direct pulp capping: a review. Endodontics & Dental Traumatology 3: 213-9.
12. Schroder U, Granath LE (1971). Early reaction of intact human teeth to calcium hydroxide following experimental pulpotomy and its significance to the development of hard tissue barrier. Odontologisk Revy 22: 379-95.
13. Rayner JA, Southam JC (1979). Pulp changes in deciduous teeth associated with deep carious dentine. Journal of Dentistry 7: 39-42.

14. Brannstrom M, Nyborg H, Stromberg T (1979). Experiments with pulp capping. *Oral Surgery, Oral Medicine, and Oral Pathology* 48: 347-52.
15. Bergenholtz G, Cox CF, Loesche WJ, Syed SA (1982). Bacterial leakage around dental restorations: its effect on the dental pulp. *Journal of Oral Pathology* 11: 439-50.
16. Kalnins V, Frisbie HE (1960). The effect of dentine fragments on the healing of the exposed pulp. *Archives of Oral Biology* 2: 96-103.
17. Murray PE, About I, Lumley PJ, Smith G, Franquin JC, Smith AJ (2000). Postoperative pulpal and repair responses. *Journal of the American Dental Association* 131: 321-9.
18. Subay RK, Asci S (1993). Human pulpal response to hydroxyapatite and a calcium hydroxide material as direct capping agents. *Oral Surgery, Oral Medicine, and Oral Pathology* 76: 485-92.
19. Arakawa M, Kitasako Y, Otsuki M, Tagami J (2003). Direct pulp capping with an auto-cured sealant resin and a self-etching primer. *American Journal of Dentistry* 16: 61-5.
20. Scarano A, Manzon L, Di Giorgio R, Orsini G, Tripodi D, Piattelli A (2003). Direct capping with four different materials in humans: histological analysis of odontoblast activity. *Journal of Endodontics* 29: 729-34. doi: 10.1097/00004770-200311000-00011.
21. Demir T, Cehreli ZC (2007). Clinical and radiographic evaluation of adhesive pulp capping in primary molars following hemostasis with 1.25% sodium hypochlorite: 2-year results. *American Journal of Dentistry* 20: 182-8.
22. Queiroz AM, Assed S, Leonardo MR, Nelson-Filho P, Silva LA (2005). MTA and calcium hydroxide for pulp capping. *Journal of Applied Oral Science*.13: 126-30.
23. Accorinte Mde L, Holland R, Reis A, Bortoluzzi MC, Murata SS, Dezan E, Jr., 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. doi: 10.1016/j.joen.2007.09.012.
24. Asgary S, Eghbal MJ, Parirokh M, Ghanavati F, Rahimi H (2008). A comparative study of histologic response to different pulp capping materials and a novel endodontic cement. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics* 106: 609-14.
25. Alaçam T (2012). Endodonti. *Özyurt Matbaacılık, Ankara*;181-238

26. Seltzer S, Bender IB, Kaufman IJ, Moodnik R (1962). Alkaline phosphatase in reparative dentinogenesis. *Oral Surgery, Oral Medicine and Oral Pathology* 15: 859-66.
27. Jaber L, Mascres C, Donohue WB (1992). Reaction of the dental pulp to hydroxyapatite. *Oral Surgery, Oral Medicine, and Oral Pathology* 73: 92-8.
28. Nagaoka S, Miyazaki Y, Liu HJ, Iwamoto Y, Kitano M, Kawagoe M (1995). Bacterial invasion into dentinal tubules of human vital and nonvital teeth. *Journal of endodontics* 21: 70-3. doi: 10.1016/s0099-2399(06)81098-8.
29. da Silva LA, de Freitas AC, de Carvalho FK, de Queiroz AM, Nelson-Filho P, Porto-Neto ST (2009). Direct pulp capping with a self-etching adhesive system: histopathologic evaluation in dogs' teeth. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics* 108: e34-40.
30. Olmez A, Oztas N, Basak F, Sabuncuoglu B (1998). A histopathologic study of direct pulp-capping with adhesive resins. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics* 86: 98-103.
31. Accorinte Mde L, Loguercio AD, Reis A, Muench A, de Araujo VC (2005). Adverse effects of human pulps after direct pulp capping with the different components from a total-etch, three-step adhesive system. *Dental materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials* 21: 599-607.
32. Accorinte Mde L, Loguercio AD, Reis A, Muench A, de Araujo VC (2005). Response of human pulp capped with a bonding agent after bleeding control with hemostatic agents. *Operative Dentistry* 30: 147-55.
33. Accorinte ML, Loguercio AD, Reis A, Costa CA (2008). Response of human pulps capped with different self-etch adhesive systems. *Clinical Oral Investigations* 12: 119-27.
34. Dammaschke T, Stratmann U, Fischer RJ, Sagheri D, Schafer E (2010). A histologic investigation of direct pulp capping in rodents with dentin adhesives and calcium hydroxide. *Quintessence International* 41: 62-71.
35. Fava LR, Saunders WP (1999). Calcium hydroxide pastes: classification and clinical indications. *International Endodontic Journal* 32: 257-82.
36. Hebling J, Giro EM, Costa CA (1999). Biocompatibility of an adhesive system applied to exposed human dental pulp. *Journal of Endodontics* 25: 676-82.

37. Heitmann T, Unterbrink G (1995). Direct pulp capping with a dentinal adhesive resin system: a pilot study. *Quintessence International* (Berlin, Germany : 1985) 26: 765-70.
38. Kitasako Y, Inokoshi S, Tagami J (1999). Effects of direct resin pulp capping techniques on short-term response of mechanically exposed pulps. *Journal of Dentistry* 27: 257-63.
39. Schwartz RS, Mauger M, Clement DJ, Walker WA (1999). Mineral trioxide aggregate: a new material for endodontics. *Journal of the American Dental Association* 130: 967-75.
40. Schmitt D, Lee J, Bogen G (2001). Multifaceted use of ProRoot MTA root canal repair material. *Pediatric Dentistry* 23: 326-30.
41. Aminoshariae A, Hartwell GR, Moon PC (2003). Placement of mineral trioxide aggregate using two different techniques. *Journal of Endodontics* 29: 679-82. doi: 10.1097/00004770-200310000-00017.
42. Eidelman E, Holan G, Fuks AB (2001). Mineral trioxide aggregate, formocresol in pulp-tomized primary molars: a preliminary report. *Pediatric Dentistry* 23: 15-8.
43. Torabinejad M, Chivian N (1999). Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics* 25: 197-205. doi: 10.1016/s0099-2399(99)80142-3.
44. Faraco IM, Jr., Holland R (2001). Response of the pulp of dogs to capping with mineral trioxide aggregate or a calcium hydroxide cement. *Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology* 17: 163-6.
45. Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR (1995). Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *Journal of Endodontics* 21: 349-53. doi: 10.1016/s0099-2399(06)80967-2.
46. Dammaschke T, Gerth HU, Zuchner H, Schafer E (2005). Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland cements. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 21: 731-8. doi: 10.1016/j.dental.2005.01.019.
47. Ferris DM, Baumgartner JC (2004). Perforation repair comparing two types of mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics* 30: 422-4.
48. Asgary S, Parirokh M, Eghbal MJ, Brink F (2005). Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics* 31: 101-3.

49. Camilleri J, Montesin FE, Brady K, Sweeney R, Curtis RV, Ford TR (2005). The constitution of mineral trioxide aggregate. *Dental Materials* : official publication of the Academy of Dental Materials 21: 297-303. doi: 10.1016/j.dental.2004.05.010.
50. Asgary S, Eghbal MJ, Parirokh M, Ghoddusi J, Kheirieh S, Brink F (2009). Comparison of mineral trioxide aggregate's composition with Portland cements and a new endodontic cement. *Journal of Endodontics* 35: 243-50. doi: 10.1016/j.joen.2008.10.026.
51. Asgary S, Parirokh M, Eghbal MJ, Stowe S, Brink F (2006). A qualitative X-ray analysis of white and grey mineral trioxide aggregate using compositional imaging. *Journal of Materials Science Materials in medicine* 17: 187-91. doi: 10.1007/s10856-006-6823-3.
52. Camilleri J (2008). Characterization of hydration products of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal* 41: 408-17. doi: 10.1111/j.1365-2591.2007.01370.x.
53. 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.
54. Lee YL, Lee BS, Lin FH, Yun Lin A, Lan WH, Lin CP (2004). Effects of physiological environments on the hydration behavior of mineral trioxide aggregate. *Biomaterials* 25: 787-93.
55. Fridland M, Rosado R (2003). Mineral trioxide aggregate (MTA) solubility and porosity with different water-to-powder ratios. *Journal of Endodontics* 29: 814-7. doi: 10.1097/00004770-200312000-00007.
56. Chng HK, Islam I, Yap AU, Tong YW, Koh ET (2005). Properties of a new root-end filling material. *Journal of Endodontics* 31: 665-8.
57. Gancedo-Caravia L, Garcia-Barbero E (2006). Influence of humidity and setting time on the push-out strength of mineral trioxide aggregate obturations. *Journal of Endodontics* 32: 894-6.
58. Saghiri MA, Lotfi M, Saghiri AM, Vosoughhosseini S, Fatemi A, Shiezadeh V, Ranjkesh B (2008). Effect of pH on sealing ability of white mineral trioxide aggregate as a root-end filling material. *Journal of Endodontics* 34: 1226-9. doi: 10.1016/j.joen.2008.07.017.

59. Nandini S, Ballal S, Kandaswamy D (2007). Influence of glass-ionomer cement on the interface and setting reaction of mineral trioxide aggregate when used as a furcal repair material using laser Raman spectroscopic analysis. *Journal of Endodontics* 33: 167-72. doi: 10.1016/j.joen.2006.10.010.
60. Torabinejad M, Watson TF, Pitt Ford TR (1993). Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *Journal of Endodontics* 19: 591-5. doi: 10.1016/s0099-2399(06)80271-2.
61. Yesilyurt C, Yildirim T, Tasdemir T, Kusgoz A (2009). Shear bond strength of conventional glass ionomer cements bound to mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics* 35: 1381-3. doi: 10.1016/j.joen.2009.06.003.
62. Walker MP, Diliberto A, Lee C (2006). Effect of setting conditions on mineral trioxide aggregate flexural strength. *Journal of Endodontics* 32: 334-6.
63. Albers HF (2002). *Tooth Colored Restoratives Principles And Techniques*, BC Decker, London; 3-18.
64. Nekoofar MH, Adusei G, Sheykhrezae MS, Hayes SJ, Bryant ST, Dummer PM (2007). The effect of condensation pressure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal* 40: 453-61. doi: 10.1111/j.1365-2591.2007.01236.x.
65. Islam I, Chng HK, Yap AU (2006). Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and portland cement. *Journal of Endodontics* 32: 193-7. doi: 10.1016/j.joen.2005.10.043.
66. Kayahan MB, Nekoofar MH, Kazandag M, Canpolat C, Malkondu O, Kaptan F, Dummer PM (2009). Effect of acid-etching procedure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal* 42: 1004-14. doi: 10.1111/j.1365-2591.2009.01610.x.
67. International Standardization of Organisation 6876–2001
68. Shah PM, Chong BS, Sidhu SK, Ford TR (1996). Radiopacity of potential root-end filling materials. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics* 81: 476-9.
69. Fridland M, Rosado R (2005). MTA solubility: a long term study. *Journal of endodontics* 31:376-9.

70. Namazikhah MS, Nekoofar MH, Sheykhrezae MS, Salariyeh S, Hayes SJ, Bryant ST, Mohammadi MM, Dummer PM (2008). The effect of pH on surface hardness and microstructure of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal* 41: 108-16.
71. Saghiri MA, Lotfi M, Saghiri AM, Vosoughhosseini S, Aeinehchi M, Ranjkesh B (2009). Scanning electron micrograph and surface hardness of mineral trioxide aggregate in the presence of alkaline pH. *Journal of Endodontics* 35: 706-10. doi: 10.1016/j.joen.2009.01.017.
72. Lee YL, Lin FH, Wang WH, Ritchie HH, Lan WH, Lin CP (2007). Effects of EDTA on the hydration mechanism of mineral trioxide aggregate. *Journal of Dental Research* 86: 534-8.
73. Matt GD, Thorpe JR, Strother JM, McClanahan SB (2004). Comparative study of white and gray mineral trioxide aggregate (MTA) simulating a one- or two-step apical barrier technique. *Journal of Endodontics* 30: 876-9.
74. Islam I, Chng HK, Yap AU (2006). X-ray diffraction analysis of mineral trioxide aggregate and Portland cement. *International Endodontic Journal* 39: 220-5. doi: 10.1111/j.1365-2591.2006.01077.x.
75. Watts JD, Holt DM, Beeson TJ, Kirkpatrick TC, Rutledge RE (2007). Effects of pH and mixing agents on the temporal setting of tooth-colored and gray mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics* 33: 970-3. doi: 10.1016/j.joen.2007.01.024.
76. Shie MY, Huang TH, Kao CT, Huang CH, Ding SJ (2009). The effect of a physiologic solution pH on properties of white mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics* 35: 98-101. doi: 10.1016/j.joen.2008.09.015.
77. Bodanezi A, Carvalho N, Silva D, Bernardineli N, Bramante CM, Garcia RB, de Moraes IG (2008). Immediate and delayed solubility of mineral trioxide aggregate and Portland cement. *Journal of Applied Oral Science* 16: 127-31.
78. Tunc ES, Sonmez IS, Bayrak S, 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: 603-5. doi: 10.1016/j.joen.2008.02.026.

79. Bayrak S, Tunc ES, Saroglu I, Egilmez T (2009). Shear bond strengths of different adhesive systems to white mineral trioxide aggregate. *Dental Materials Journal* 28: 62-7.
80. Summitt J RJ, Schwartz R (2001) *Fundamentals of Operative Dentistry*, Quintessence Publishing Co. Chicago 178-235
81. Dayangaç B., Kompozit Rezin Restorasyonlar, Öncü Basımevi, 21-38.
82. Nakabayashi N KK, Masuhara E. (1982)The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res.*;16(3):265-273, .
83. Nakabayashi N.(1998) Hibridization of Dental Hard Tissues QPC-.
84. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E (1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of Biomedical Materials Research* 16: 265-73.
85. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G (1998). The clinical performance of adhesives. *Journal of Dentistry* 26: 1-20.
86. Van Landuyt KL, De Munck J, Snauwaert J, Coutinho E, Poitevin A, Yoshida Y, Inoue S, Peumans M, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2005). Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. *Journal of Dental Research* 84: 183-8.
87. Assmussen E, Munksgaard EC(1985). Bonding of restorative resins to dentine promoted by aqueous mixtures of aldehydes and active monomers. *Int Dent Journal* 35(2):160-5.
88. Causton BE (1984). Improved bonding of composite restorative to dentine. A study in vitro of the use of a commercial halogenated phosphate ester. *Br Dent J* 156: 93-5.
89. Kanca J, 3rd (1991). A method for bonding to tooth structure using phosphoric acid as a dentin-enamel conditioner. *Quintessence International* (Berlin, Germany : 1985) 22: 285-90.
90. Kanca J, 3rd (1996). Wet bonding: effect of drying time and distance. *American Journal of Dentistry* 9: 273-6.
91. Van Meerbeek B IS, Perdigao J, Lambrechts P and Vanherle G (2001) Enamel and dentin adhesion In ‘Fundamentals of operative dentistry’ Ed. by EM Solaro, Quintessence Pub Co Inc illinois, USA 141–186.



92. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of Dental Research* 84: 118-32.
93. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2005). Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 21: 864-81. doi: 10.1016/j.dental.2005.02.003.
94. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K (2005). Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dental Materials Journal* 24: 1-13.
95. Bouillaguet S, Gysi P, Wataha JC, Ciucchi B, Cattani M, Godin C, Meyer JM (2001). Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. *Journal of Dentistry* 29: 55-61.
96. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G (2003). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry* 28: 215-35.
97. Roberson TM HH, Swift EJ(2011) *Art and Science of Operative Dentistry*. Çeviren:Gürkan S, Güneş Tıp Kitabevleri, Ankara. 245-271.
98. Silva e Souza MH, Jr., Carneiro KG, Lobato MF, Silva e Souza Pde A, de Goes MF (2010). Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *Journal of Applied Oral Science* 18: 207-14.
99. Nakabayashi N, Takarada K (1992). Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 8: 125-30.
100. Pashley EL, Zhang Y, Lockwood PE, Rueggeberg FA, Pashley DH (1998). Effects of HEMA on water evaporation from water-HEMA mixtures. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 14: 6-10.
101. Kanca J (1992). Effect of resin primer solvents and surface wetness on resin composite bond strength to dentin. *American Journal of Dentistry* 5: 213-5.
102. Kanca J (1992). Resin bonding to wet substrate. 1. Bonding to dentin. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)* 23: 39-41.

103. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E (2008). Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials* 24: 90-101.
104. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2007). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 28: 3757-85.
105. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Tagawa Y, Suzuki K, De Munck J, Van Meerbeek B (2004). Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *Journal of Dental Research* 83: 454-8.
106. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, Vanherle G, Wakasa K (2000). Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *Journal of Dental Research* 79: 709-14.
107. Inoue S, Van Meerbeek B, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H (2001). Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 17: 445-55.
108. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ (1998). The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 14: 212-21.
109. Pashley DH, Carvalho RM (1997). Dentine permeability and dentine adhesion. *Journal of Dentistry* 25: 355-72.
110. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH (1997). Why do shear bond tests pull out dentin? *Journal of Dental Research* 76: 1298-307.
111. Özyeşil AG, Belli S, Eskitaşçıoğlu G (2009). İki farklı bağlanma dayanımı testinin karşılaştırılması (Mikroshear ve Mikrotensile). *SÜ Dişhek Fak Derg* 18: 118-121.
112. Hara AT, Pimenta LA, Rodrigues AL, Jr. (2001). Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dental materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials* 17: 165-9.
113. International Organization For Standardization (1994). ISO TR 11405. *Dental Materials-Guidance On Testing Of Adhesion To Tooth Structure*.
114. Seymen F, Gülhan, A. (1996). Arka grup dişlerde kullanılan çeşitli dolgu materyallerinin yüzey sertliklerinin incelenmesi. *İ.Ü. Diş Hek Fak. Derg.*, 30: 145-52. .

115. Noort V (2002). Introduction to dental materials 2nd Ed : Mosby Int. Pub. Ltd., London, England. P: 96-123
116. Türkün LŞ, Gökay, N (2002). Poliasit modifiye kompozit rezin materyallerin aşınma, ve sertlik özelliklerinin hibrit bir kompozitle karşılaştırılması. E.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.
117. Jacobsen T, Soderholm KJ (1995). Some effects of water on dentin bonding. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials 11: 132-6.
118. Aggarwal V, Jain A, Kabi D (2011). In vitro evaluation of effect of various endodontic solutions on selected physical properties of white mineral trioxide aggregate. Australian endodontic journal : The Journal of the Australian Society of Endodontology Inc 37: 61-4.
119. Camilleri J (2011). Scanning electron microscopic evaluation of the material interface of adjacent layers of dental materials. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials 27: 870-8.
120. Eid AA, Komabayashi T, Watanabe E, Shiraishi T, Watanabe I (2012). Characterization of the mineral trioxide aggregate-resin modified glass ionomer cement interface in different setting conditions. Journal of Endodontics 38: 1126-9.

## ÖZGEÇMİŞ

### KİŞİSEL BİLGİLER

**T.C. Kimlik No** :108671544440  
**Soyadı, Adı** :KEDİCİ ALP, CEMİLE  
**Uyruğu** :Türkiye Cumhuriyeti  
**Doğum Tarihi ve Yeri** :15.10.1984/ Kızılcahamam  
**Medeni hali** :Evli  
**Telefon** :04623774731  
**E-posta** :cemile-kedici@hotmail.com  
**Yazışma adresi** :Karadeniz Teknik Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi ,Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı

### EĞİTİM BİLGİLERİ

**Yüksek lisans** :Selçuk Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi, 2007  
**Lise** :Esenevler Lisesi, 2002

### AKADEMİK DENEYİM

**Araştırma Görevlisi** :KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi, 2008

**YABANCI DİL** :İngilizce