



T.C.

GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

FLOROAPATİT İÇERİKLİ CAM KARBOMER DOLGU MATERYALİNİN  
FARKLI KALINLIK VE ISILARDA SERTLEŞTİRİLMESİ VE  
TERMALSİKLUSLA YAŞLANDIRMA SONRASI MİKROSERTLİĞİNİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ

Hazırlayan

Dt. Mehmet BULDUR

Dış Hekimliği Fakültesi Restoratif Dış Tedavisi AnaBilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Danışman

Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN

TOKAT- 2017



T.C.

GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

FLOROAPATİT İÇERİKLİ CAM KARBOMER DOLGU MATERYALİNİN  
FARKLI KALINLIK VE ISILARDA SERTLEŞTİRİLMESİ VE  
TERMALSİKLUSLA YAŞLANDIRMA SONRASI MİKROSERTLİĞİNİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ

Hazırlayan

Dt. Mehmet BULDUR

Dış Hekimliği Fakültesi Restoratif Dış Tedavisi AnaBilim Dalı

Uzmanlık Tezi




Danışman

Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN


TOKAT- 2017

FLOROAPATİT İÇERİKLİ CAM KARBOMER DOLGU MATERYALİNİN  
FARKLI KALINLIK ve ISILARDA SERTLEŞTİRİLMESİ ve  
TERMAL SİKLUSLA YAŞLANDIRMA SONRASI MİKROSERTLİĞİNİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ

Tezin Kabul Ediliş Tarihi: 16 / 05 / 2017

Jüri Üyeleri (Unvanı, Adı Soyadı)	İmzası
Başkan : Doç.Dr. Emine SİRİN KARARSLAN	
Üye : Doç.Dr. Nihal GÖNÜLAL	
Üye : Yrd.Doç.Dr. Fatma AYTAÇ	

Bu tez, Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulunun  
12/04/2017 tarih ve 11-09 sayılı oturumunda belirlenen jüri tarafından kabul edilmiştir.

  
Dekan Prof. Dr. Mustafa SAHİN



T.C  
GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI'NA

Bu belge ile, bu tezdeki bütün bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak toplanıp sunulduğunu, bu kural ve ilkelerin gereği olarak, çalışmada bana ait olmayan tüm veri, düşünce ve sonuçlara atıf yaptığımı ve kaynağımı gösterdiğimi beyan ederim.

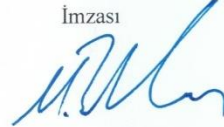
16.05/2017

Tezi hazırlayan Öğrencinin

Adı ve Soyadı

**Mehmet BULDUR**

İmzası



## TEŞEKKÜR

Uzmanlık öğrenimim boyunca desteğini ve hoşgörüsünü esirgemeyen, değerli bilgisini ve tecrübesini benimle paylaşan, bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren değerli hocam ve danışmanım sayın Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN'a;

Akademik katkılarıyla yol gösteren, her zaman her konuda ilgisini ve desteğini hissettiğim, bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım kıymetli hocalarım Yrd. Doç. Dr. Fatma AYTAÇ ve Yrd. Doç. Dr. İsmail ÖZKOÇAK'a;

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim elemanı Dr. Dt. İsmail BALTACIOĞLU'na;

İstatistiksel analizlerde yardımcı olan Gaziosmanpaşa Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı öğretim üyesi sayın Yrd. Doç. Dr. Osman DEMİR'e

Gaziosmanpaşa Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü Araştırma Görevlisi Fikret YILMAZ'a;

Asistan arkadaşım Merve AĞACCIOĞLU'na;

Bir arada çalışmaktan keyif aldığım tüm değerli asistan arkadaşlarım ve sevgili personelimize;

Tüm yaşamımda sevgi ve destekleriyle yanımda olan, özveri ve sabırla beni yetiştirerek bugünlere gelmemi sağlayan annem Emine BULDUR babam Kemal BULDUR ve kardeşim Levent BULDUR'a, her türlü maddi ve manevi desteklerinden dolayı tüm sevdiklerime, sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunuyorum.

## ÖZET

### FLOROAPATİT İÇERİKLİ CAM KARBOMER DOLGU MATERYALİNİN FARKLI KALINLIK VE ISILARDA SERTLEŞTİRİLMESİ VE TERMALSİKLUSLA YAŞLANDIRMA SONRASI MİKROSERTLİĞİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

**Amaç:** Çalışmamızın amacı çürük dişlerin restorasyonlarında daimi dolgu materyali olarak kullanılması önerilen Cam Karbomer Siman (CKS) ve Equia Forte (Bulk Fil Cam Hibrit) daimi dolgu materyalinin yüzey mikrosertlik özelliklerinin (Vickers) incelenmesidir.

**Önemi:** Bu çalışma ile test edilen dolgu materyallerinin çiğneme kuvvetlerine karşı olan dayanıklılığı araştırılmakla birlikte, termal etkiler karşısında bu kuvvetlere karşı olan yüzey sertlik değerlerinin nasıl etkilendiğinin tespit edilmesi hedeflenmektedir. Çalışmanın sonuçları deneyde kullanılan dolgu materyallerinin arka bölgedeki dişlerde kullanımının uygunluğu konusunda klinisyeneleri bilgilendirerek literatüre katkıda bulunacaktır.

**Yöntem:** Dolgu materyallerinden; 2 mm, 4 mm, 6 mm yüksekliğinde, 5 mm çapında metal negatif kalıplardan, disk şeklinde örnekler hazırlandı. Bu disk örnekleri farklı ısı sürelerinde (ısı yok, 60sn, 90sn), CKS için tasarlanmış olan CarboLED (CarboLED, 1400mw/cm<sup>2</sup>; GCP Dental, Hollanda) ısı-ışık cihazı ile sertleştirildi. Her alt grup için hazırlanan örnek sayısının yarısının üst yüzeyi vernik ile kapatıldı (GCP Gloss - Equia Forte Coat). Daha sonra örneklerin alt ve üst yüzey mikrosertlik değerleri ölçüldü. Çalışmada termal döngü cihazı kullanıldı (Thermocycler THE 1100, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Almanya). (5-55°C, 30sn-5sn-30sn) 10.000 döngü sonrasında örneklerin tekrar üst ve alt yüzey mikrosertlik değerleri ölçüldü. Örneklerin üst yüzeyleri termal döngü öncesinde ve sonrasında SEM (JEOL JSM 7001F, Japonya) ile analiz edildi. Alınan verilerin istatistiksel analizi; termal döngü öncesi ve termal döngü sonrası ölçümler üzerinde faktörlerin etkisi araştırıldığında tekrarlı ölçümlerde varyans analizinden yararlanıldı. Çoklu karşılaştırmalar için Bonferroni

düzeltilmesinden yararlanıldı. p değerleri 0.05'den küçük hesaplandığında istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Hesaplamalarda hazır istatistik yazılımı kullanıldı (IBM SPSS Statistics 19, SPSS inc., an IBM Co., Somers, NY).

**Bulgular:** Çalışmada alınan mikrosertlik değerlerinde termal döngü işlemi bütün alt grupların mikrosertlik değerini istatistiksel olarak düşürmüştür ( $p < 0.05$ ). Equia Forte örnekleri CKS örneklerinden yüksek mikrosertlik değeri vermiştir ( $p < 0.05$ ). CKS örnek gruplarında vernik uygulanmadığında ısı uygulama süresinin artışına bağlı olarak üst yüzey mikrosertlik değerlerinde istatistiksel olarak artış görülmüştür ( $p < 0.05$ ). Ancak CKS'de yüksek ısı ile sertleştirilen örnek gruplarında vernik uygulanması üst yüzey mikrosertlik değerlerinde azalmaya sebep olmuştur. Equia Forte grubu örneklerinin verniksiz yüzeyleri farklı ısı uygulamalarında istatistiksel olarak benzer sonuç verirken ( $p > 0.05$ ), Vernikli örnekler, ısı süresinin artmasıyla istatistiksel olarak daha düşük üst yüzey mikrosertlik değeri göstermiştir ( $p < 0.05$ ). Örneklerin alt yüzey sertlik değerlerinde ise ısı uygulama süresi ile her iki materyalde de istatistiksel olarak farklı alt yüzey mikrosertlik değerleri ortaya çıkmıştır ( $p < 0.05$ ).

**Sonuçlar:** Equia Forte örnekleri her koşulda GCP CKS örneklerinden daha yüksek üst ve alt yüzey mikrosertlik sonuçları göstermiştir. Termal döngü işlemi sonrasında örneklerin tamamının yüzey mikrosertlik değerlerinde azalma olmuştur.

**Anahtar kelimeler:** Cam Karbomer Siman, Equia Forte, Mikrosertlik, Termal Döngü, SEM.

## ABSTRACT

### THE EVALUATION OF FLUOROAPATITE-CONTAINING GLASS CARBOMER FILLING MATERIALS WITH DIFFERENT THICKNESS AND HEATINGS AND EVALUATION OF MICROHARDNESS AFTER AGING WITH THERMAL CYCLING

**Aim:** The aim of our study is to investigate the surface microhardness properties (Vickers) of the permanent filling material of GCP GCS and Equia Forte (Bulk Fill Glass Hybrid) which are suggested to be used as permanent filling material in the restoration of the teeth.

**Significance:** The aim of this study is to investigate the durability of the filling materials tested against the chewing forces and to determine the effect of the surface hardness values against these forces against the thermal effects. The results of the study will contribute to the literature by informing the clinicians about the suitability of the use of the filling materials in the posterior region.

**Methods:** From filler materials; Disc-shaped specimens were prepared in 2 mm, 4 mm, 6 mm deep and 5 mm diameter in metal negative molds. These disc specimens were hardened with a CarboLED (CarboLED, 1400mW / cm<sup>2</sup>; GCP Dental, Netherlands) heat-light device designed for GCS at different temperatures (no heat, 60s, 90s). The upper surface of half of the sample number prepared for each subgroup was covered with varnish (GCP Gloss-Equia Forte Coat). Subsequently, the microhardness values of the lower and upper surfaces of the samples were measured. Thermocycler (THE 1100, SD Mechatronics, Feldkirchen-Westerham, Germany), (5-55 °C, 30s-5s-30s). After 10.000 cycling, the upper and lower surface microhardness values of the samples were measured again. The top surfaces of the samples were analyzed by SEM (JEOL JSM 7001F, Japan) before and after the thermal cycling.



Statistical analysis of data received; Analysis of variance was used in repeated measures when the effect of factors on pre-thermal and post-thermal cycle measurements was explored. Bonferroni correction was used for multiple comparisons. The p-values were considered statistically significant when calculated to be less than 0.05. Statistical software was used in the calculations (IBM SPSS Statistics 19, SPSS Inc., Somers, NY).

**Results:** Thermal cycling decreased statistically the microhardness of all subgroups ( $p < 0.05$ ). Equia Forte samples gave higher microhardness values than glass carbomer samples ( $p < 0.05$ ). When varnish was not applied in the glass carbomer sample groups, the micro hardness values of the upper surface increased statistically due to the increase of the heat application period ( $p < 0.05$ ). However, application of varnish in high temperature cured sample groups in glass carbomer caused the surface microhardness values to decrease. Varnished specimens showed statistically lower surface microhardness values with increasing heat duration ( $p < 0.05$ ), whereas unvarnished surfaces of Equia Forte samples gave statistically similar results ( $p > 0.05$ ) in different heat applications. In the lower surface hardness values of the samples, statistically different micro hardness values were found in both materials with heat application time ( $p < 0.05$ ).

**Conclusion:** Equia Forte samples gave higher surface and subsurface microhardness results than GCP glass carbomer samples in all conditions. After thermal cycling, the surface microhardness values of all of the samples were reduced.

**Key Words:** Glass Carbomer Cement, Equia Forte, Microhardness, Thermal Cycle, SEM.

	x
<b>TEŞEKKÜR</b> .....	v
<b>ÖZET</b> .....	vi
<b>ABSTRACT</b> .....	viii
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	x
<b>TABLolar LİSTESİ</b> .....	xv
<b>ŞEKİLLER LİSTESİ</b> .....	xvii
<b>KISALTMALAR ve SİMGELER LİSTESİ</b> .....	xx
<b>1. GİRİŞ</b> .....	1
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	4
<b>2.1. Diş Çürüğü</b> .....	4
<b>2.1.1. Diş çürüğünün tanımı, tarihsel gelişimi ve epidemiyolojisi</b> .....	4
<b>2.2. Daimi Direkt Restoratif Materyaller</b> .....	5
<b>2.2.1. Amalgam</b> .....	5
<b>2.2.2. Kompozit Resin</b> .....	6
<b>2.2.3. Cam İyonomer Simanlar</b> .....	8
<b>2.2.3.1. Geleneksel Cam İyonomer Simanların Tarihçesi</b> .....	8
<b>2.3. Kullanım Alanları ve İçeriklerine Göre Cam İyonomer Simanlar</b> .....	12
<b>2.3.1. Kullanım Şekillerine Göre Cam İyonomer Simanlar</b> .....	12
<b>2.3.2. İçeriklerine Göre Cam İyonomer Simanlar</b> .....	12
<b>2.3.2.1. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar</b> .....	12

2.3.2.2. <i>Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar</i> .....	15
2.3.2.3. <i>Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar</i> .....	17
2.3.2.4. <i>Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomerler)</i> .....	20
2.3.2.5. <i>Giomerler</i> .....	22
2.4. Cam İyonomer Simanlardaki Gelişmeler.....	24
2.4.1. Cam Karbomer Simanlar.....	24
2.4.2. Nano Özellikli Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (Nano iyonomer).....	26
2.5. Geleneksel Cam İyonomer Simanların Yapısı.....	27
2.5.1. Doldurucu partikülün yapısı.....	28
2.5.2. Matriks oluşturan poliasidin yapısı.....	29
2.6. Geleneksel Cam İyonomer Simanların Sertleşme Reaksiyonu.....	30
2.7. Diş Yapılarına Bağlanma.....	34
2.8. Restoratif Materyallerin Mekanik Özellikleri.....	38
2.8.1. Restoratif Materyallerin Yüzey Sertliği Özellikleri.....	38
2.8.2. Cam İyonomer Simanların Fiziksel Özelliklerini Arttırmak İçin Yapılan Çalışmalar.....	39
2.8.2.1. <i>Glaze Malzemelerinin Cam İyonomer Yüzey Sertliği Üzerine Etkileri</i> .....	39
2.8.2.2. <i>Isı Uygulamasının Cam İyonomer Simanların Mekanik Özellikleri Üzerine Etkisi</i> .....	41

2.8.2.3. Ultrasonik Dalga Aktivasyonu ile Mekanik Özelliklerin Arttırılması.....	42
2.8.2.4. Ön Isıtma İşlemi (Pre-heating).....	43
<b>3. MATERYAL VE METOT.....</b>	<b>44</b>
<b>3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller.....</b>	<b>45</b>
3.1.1. GCP Glass Fill (Cam Karbomer Siman).....	45
3.1.2. Equia Forte Bulk Fill Cam Hibrit.....	47
3.1.3. GCP Gloss.....	48
3.1.4. Equia Coat.....	49
<b>3.2. Çalışmada Kullanılan Cihazlar.....</b>	<b>50</b>
3.2.1. GCP CarboLED (thermo-ışık cihazı).....	50
3.2.2. Vickers Yüzey Sertlik Ölçüm Cihazı.....	51
3.2.3. Kapsül Karıştırıcı.....	52
3.2.4. Zımpara Makinası.....	52
3.2.5. Termal Döngü Cihazı.....	53
3.2.6. Scanning Electron Microscope-Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)..	53
3.2.7. Vakumlama Cihazı.....	54
<b>3.3. Test Örneklerinin Hazırlanması.....</b>	<b>55</b>
<b>3.4. Yüzey Sertlik Ölçümlerinin Yapılması.....</b>	<b>57</b>
<b>3.5. Örneklerin Kurutulması ve Vakumlanması.....</b>	<b>58</b>

3.6. Taramalı Elektron Mikroskobu ile Görüntüleme.....	58
3.7. İstatistiksel Değerlendirme.....	58
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>60</b>
4.1. Örneklerin Üst Yüzeylerinin Değerlendirilmesi.....	63
4.1.1. Materyal Farklılıklarına Göre Değerlendirme.....	63
4.1.2. Vernik Uygulama Farklılıklarına Göre Değerlendirme.....	65
4.1.3. Uygulanan Isı Farklılıklarına Göre Değerlendirme.....	68
4.2. Örneklerin Alt Yüzeylerinin Değerlendirilmesi.....	71
4.2.1. Materyal Farklılıklarına Göre Değerlendirme.....	71
4.2.2. Örneklerin Kalınlıklarındaki Farklılıklara Göre Değerlendirme.....	72
4.2.3. Uygulanan Isı Farklılıklarına Göre Değerlendirme.....	76
4.3. SEM Görüntüleri.....	79
4.3.1. Equia Forte Vernik Uygulanan Örnekler.....	79
4.3.1.1. Isı Uygulanmayan Örnekler.....	79
4.3.1.2. 60sn Isı Uygulanan Örnekler.....	80
4.3.1.3. 90sn Isı Uygulanan Örnekler.....	81
4.3.2. Equia Forte Vernik Uygulanmayan Örnekler.....	82
4.3.2.1. Isı Uygulanmayan Örnekler.....	82
4.3.2.2. 60sn Isı Uygulanan Örnekler.....	83
4.3.2.3. 90sn Isı Uygulanan Örnekler.....	84

<b>4.3.3. GCP Cam Karbomer Siman Vernik Uygulanan Örnekler.....</b>	<b>85</b>
<b>4.3.3.1. Isı Uygulanmayan Örnekler.....</b>	<b>85</b>
<b>4.3.3.2. 60sn Isı Uygulanan Örnekler.....</b>	<b>86</b>
<b>4.3.3.3. 90sn Isı Uygulanan Örnekler.....</b>	<b>87</b>
<b>4.3.4. GCP Cam Karbomer Siman Vernik Uygulanmayan Örnekler.....</b>	<b>88</b>
<b>4.3.4.1. Isı Uygulanmayan Örnekler.....</b>	<b>88</b>
<b>4.3.4.2. 60sn Isı Uygulanan Örnekler.....</b>	<b>89</b>
<b>4.3.4.3. 90sn Isı Uygulanan Örnekler.....</b>	<b>90</b>
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>91</b>
<b>6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....</b>	<b>115</b>
<b>7. KAYNAKLAR.....</b>	<b>117</b>
<b>8. ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>149</b>

## TABLolar LİSTESİ

<b>Tablo 2.1:</b> Doldurucu partikül büyüklüklerine göre kompozit sınıflandırması.....	7
<b>Tablo 2.2:</b> Tipik bir cam iyonomer simanın içerisinde bulunan bileşimlerin ağırlık olarak yüzdeleri.....	13
<b>Tablo 2.3:</b> Cam Karbomer Siman içeriğinde bulunan bileşiklerin Mol (Kimyada Avogadro sayısı kadar atom ya da molekül içeren madde) birimi üzerinden yüzdeleri.....	24
<b>Tablo 3.1:</b> Çalışmada kullanılan GCP CKS ve Equia Forte dolgu materyallerinin alt grupları.....	44
<b>Tablo 3.2:</b> Çalışmada kullanılan dolgu materyallerinin, üretici, kimyasal içerik ve Lot numaraları.....	48
<b>Tablo 3.3:</b> Çalışmada kullanılan yüzey verniklerinin üretici, kimyasal içerik ve Lot numaraları.....	49
<b>Tablo 3.4:</b> Çalışmada kullanılan cihazlar ve üretici firmaları.....	50
<b>Tablo 4.1:</b> Grup içi karşılaştırmalar.....	60
<b>Tablo 4.2:</b> Gruplar arası karşılaştırma.....	61
<b>Tablo 4.3:</b> Grup içi karşılaştırmalarda anlamlı yaşlandırma ve materyale ilişkin dağılım.....	62
<b>Tablo 4.4:</b> Grup içi karşılaştırmalarda anlamlı Yaşlandırma * Kalınlık'a ilişkin dağılım.....	62
<b>Tablo 4.5:</b> Grup içi karşılaştırmalarda anlamlı Yaşlandırma * Yön'e ilişkin dağılım.....	62
<b>Tablo 4.6:</b> Üst yüzeylerde vernik, ısı ve materyale göre ölçümlerin dağılımı.....	63
<b>Tablo 4.7:</b> Üst yüzeylerde ısı, vernik, materyale göre ölçümlerin dağılımı.....	64
<b>Tablo 4.8:</b> Üst yüzeylerde ısı, materyal ve verniğe göre ölçümlerin dağılımı.....	65
<b>Tablo 4.9:</b> Üst yüzeylerde materyal, ısı, ve verniğe göre ölçümlerin dağılımı.....	66

<b>Tablo 4.10:</b> Üst yüzeylerde materyal, vernik ve ısıya göre ölçümlerin dağılımı.....	68
<b>Tablo 4.11:</b> Üst yüzeylerde vernik, materyal ve ısıya göre ölçümlerin dağılımı.....	69
<b>Tablo 4.12:</b> Alt yüzeylerde kalınlık, ısı ve materyale göre ölçümlerin dağılımı.....	71
<b>Tablo 4.13:</b> Alt yüzeylerde ısı, kalınlık ve materyale göre ölçümlerin dağılımı.....	72
<b>Tablo 4.14:</b> Alt gruplarda materyal, ısı ve kalınlığa göre ölçümlerin dağılımı.....	73
<b>Tablo 4.15:</b> Alt yüzeylerde ısı, materyal ve kalınlığa göre ölçümlerin dağılımı.....	75
<b>Tablo 4.16:</b> Alt yüzeylerde kalınlık, materyal ve ısıya göre ölçümlerin dağılımı.....	76
<b>Tablo 4.17:</b> Alt yüzeylerde materyal, kalınlık ve ısıya göre ölçümlerin dağılımı.....	77



## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1: Zaman içerisinde cam iyonomer simanlarda meydana gelen değişimler ve yenilikler.....	9
Şekil 2.2: Cam iyonomer simanların sertleşmesi esnasındaki 4 faz.....	31
Şekil 2.3: Cam iyonomer simanların sertleşme mekanizması.....	32
Şekil 3.1: GCP Cam Karbomer Siman kapsülü.....	46
Şekil 3.2: Equia Forte dolgu kapsülü.....	47
Şekil 3.3: GCP CKS verniği (GCP Gloss).....	48
Şekil 3.4: Equia Forte yüzey cilası (Equia Forte Coat).....	49
Şekil 3.5: GCP CKS için üretilen ışık cihazı (Carbo LED).....	51
Şekil 3.6: Örneklerin mikro sertlik cihazında ölçüm işlemi (Matsuzawa® MHT2, High Quality Microhardness Tester, Matsuzawa SEIKI Co; Ltd, Tokyo, Japonya).....	51
Şekil 3.7: Çalışmada kullanılan materyallerin kapsüllerinin karıştırılması için kullanılan cihaz. (Functional Capsule Mixer, Monitex industrial/ New Taipei City 24158, Tayvan).....	52
Şekil 3.8: Çalışmada kullanılan termal yaşlandırma cihazı (Thermocycler THE 1100, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Almanya).....	53
Şekil 3.9: Çalışmada kullanılan taramalı elektron mikroskobu (JEOL JSM 7001F / Japonya)..	54
Şekil 3.10: Çalışmada kullanılan vakum cihazı.....	54
Şekil 3.11: Örneklerin hazırlanması için kullanılan 2mm, 4mm ve 6mm kalınlığında metal kalıplar.....	56
Şekil 3.12: Çalışma örneklerinin hazırlanması.....	56

<b>Şekil 3.13:</b> Çalışma için hazırlanan örneklerin tamamı ve etüvde bekletilme işlemi. ....	57
<b>Şekil 3.14:</b> Sertlik ölçüm işlemi ve ölçüm sonrası oluşan görüntü.....	57
<b>Şekil 4.1:</b> Üst yüzeylerde; Materyal, Isı ve Vernik durumuna göre sertlik 1 ve sertlik 2 ölçümlerinin dağılımı.....	78
<b>Şekil 4.2:</b> Alt yüzeylerde; Materyal, Isı ve Vernik durumuna göre sertlik 1 ve sertlik 2 ölçümlerinin dağılımı.....	78
<b>Şekil 4.3:</b> Equia Forte grubunun, vernik kullanılan, ısı uygulanmayan örneklerinin, termal yaşlandırma öncesi ve sonrası üst yüzey SEM görüntüleri.....	79
<b>Şekil 4.4:</b> Equia Forte grubunun vernik kullanılan, 60 sn ısı uygulanan örneklerinin, termal yaşlandırma öncesi ve sonrası üst yüzey SEM görüntüleri.....	80
<b>Şekil 4.5:</b> Equia Forte grubunun vernik kullanılan, 90 sn ısı uygulanan örneklerinin, termal yaşlandırma öncesi ve sonrası üst yüzey SEM görüntüleri.....	81
<b>Şekil 4.6:</b> Equia Forte grubunun vernik ve ısı uygulanmayan örneklerinin, termal yaşlandırma öncesi ve sonrası üst yüzey SEM görüntüleri.....	82
<b>Şekil 4.7:</b> Equia Forte grubunun vernik uygulanmayan, 60sn ısı uygulanan örneklerinin, termal yaşlandırma öncesi ve sonrası üst yüzey SEM görüntüleri.....	83
<b>Şekil 4.8:</b> Equia Forte grubunun vernik uygulanmayan, 90sn ısı uygulanan örneklerinin, termal yaşlandırma öncesi ve sonrası üst yüzey SEM görüntüleri.....	84
<b>Şekil 4.9:</b> GCP Cam Karbomer grubunun vernik uygulanan, ısı uygulanmayan örneklerinin, termal yaşlandırma öncesi ve sonrası üst yüzey SEM görüntüleri.....	85
<b>Şekil 4.10:</b> GCP Cam Karbomer grubunun vernik uygulanan, 60sn ısı uygulanan örneklerinin, termal yaşlandırma öncesi ve sonrası üst yüzey SEM görüntüleri.....	86

**Şekil 4.11:** GCP Cam Karbomer grubunun vernik uygulanan ve 90sn ısı uygulanan örneklerinin, termal yaşlandırma öncesi ve sonrası üst yüzey SEM görüntüleri.....87

**Şekil 4.12:** GCP Cam Karbomer grubunun vernik ve ısı uygulanmayan örneklerinin, termal yaşlandırma öncesi ve sonrası üst yüzey SEM görüntüleri.....88

**Şekil 4.13:** GCP Cam Karbomer grubunun vernik uygulanmayan ve 60sn ısı uygulanan örneklerinin, termal yaşlandırma öncesi ve sonrası üst yüzey SEM görüntüleri.....89

**Şekil 4.14:** GCP Cam Karbomer grubunun vernik uygulanmayan ve 90sn ısı uygulanan örneklerinin, termal yaşlandırma öncesi ve sonrası üst yüzey SEM görüntüleri.....90

**KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ****PAMKR:** Poliasit Modifiye Kompozit Rezin**CİS:** Cam İyonomer Siman**CKS:** Cam Karbomer Siman**GCİS:** Geleneksel Cam İyonomer Siman**YVCİS:** Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Siman**RMCİS:** Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman**pH:** Ortamın asiditesi**µm:** Mikrometre**mm:** milimetre**nm:** nanometre**mm<sup>2</sup>:** milimetrekare**Ca:** Kalsiyum**Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:** Alüminyum Oksit**SiO<sub>2</sub>:** Silikon Dioksit**ASPA:** Alümino Silikat Poli Akrilat**PO<sub>4</sub><sup>-3</sup>:** Fosfat**Na:** Sodyum**CH<sub>3</sub>OH:** Metil alkol**Zn:** Çinko

**Sn:** Kalay

**Cu:** Bakır

**In:** Indiyum

**Ag:** Gümüş

**Hg:** Civa

**F:** Florid

**%:** Yüzde

**SrO:** Sitronsiyum Oksit

**CaF<sub>2</sub>:** Kalsiyum florid

**AlF<sub>3</sub>:** Alüminyum Florid

**NaF:** Sodyum Florid

**AlPO<sub>4</sub>:** Alüminyum Fosfat

**P<sub>2</sub>O<sub>5</sub>:** Fosfor Pentaoksit

**SrF<sub>2</sub>:** Stronsiyum Florür

**ZnO:** Çinko oksit

**BaO:** Baryum Oksit

**Ca<sub>5</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>3</sub>(OH):** Hidroksiapatit

**K:** Potasyum

**L:** Lantanum

**La<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:** Lantanum oksit

**BaSO<sub>4</sub>**: Baryum sülfat

**ZrO<sub>2</sub>**: Zirkonyum Dioksit

**HEMA**: 2-Hidroksietil Metakrilat

**yy**: yüzyıl

**BIS-GMA**: Bisfenol Glisidil Metakrilat

**MPa**: Megapaskal

**GPa**: Gigapaskal

**ART**: Atravmatik Restoratif Tedavi

**UDMA**: Üretan Dimetakrilat

**TCB**: 2-HEMA'nın bi-ester'i ve butan tetrakarboksilik asit

**PRG**: Pre-reacted Glass İonomer

**S-PRG**: Yüzey aktif Pre-reacted Glass İonomer

**F-PRG**: Tüm partikül aktif Pre-reacted Glass İonomer

**FAS**: Fluoro Alimunosilikat Cam

**HV**: Vickers Sertlik Değeri

**°C**: Santigrat

**sn**: saniye

**QTH**: Quartz-Tungsten-Halojen

**LED**: Light-Emitting Diode

**SEM**: Scanning Electron Microscope-Taramalı Elektron Mikroskobu

**mW:** Miliwatt

**HA:** Hidroksiapatit



## 1. GİRİŞ

Günümüzde diş çürüğünden korunmaya ve önlemeye yönelik çalışmalar önem kazanmıştır. Ancak diş çürüğü birçok hasta için hala önemli bir sorun teşkil etmektedir. Hastalarda kullanılacak en uygun restoratif materyalin ne olduğu konusu ise hala birçok diş hekimi tarafından farklı yorumlanmaktadır (Donly & Segura, 2005).

Çürük dişlerinin restorasyonunda amalgam restorasyonlar 150 yılı aşkın süredir hala diş hekimleri tarafından kullanılmaktadır (Organization, 2012). Amalgam restorasyonlar civa toksisitesine neden olabilirler (Bellinger ve ark., 2007). Estetik olmamaları ve ilave kavite preparasyonu gerektirmeleri, popülerliklerini azaltmıştır. Diş hekimleri amalgamın bu dezavantajları dolayısı ile minimum kavite hazırlığı gerektiren ve estetik diş renginde restorasyonların yapılabildiği restoratif materyallere yönelmişlerdir. Çürük dişlerin restorasyonunda florid (F) salınımı yapan dolgu malzemelerinin kullanımı, yüksek çürük insidansından dolayı, oldukça önem kazanmıştır. Bütün bu ihtiyaçlar doğrultusunda kompozit rezinler, poliasit modifiye kompozit rezin (PAMKR) ve cam iyonomer simanlar (CİS) çürük dişlerin restorasyonunda sıklıkla tercih edilen restoratif materyaller olmuşlardır (Espelid, Tveit, Tornes, & Alvheim, 1999; Tran & Messer, 2003; Zimmerman, Feigal, Till, & Hodges, 2009).

Ancak kompozit dolgu materyallerinin ve PAMKR'lerin nemle temasa olan hassasiyetleri, tabakalama şeklinde kaviteye yerleştirilmeleri ve polimerizasyon için ekstra süre gerektirmeleri, özellikle izolasyon sorunu yaşanan hastalarda kullanımlarını sınırlamış ve cam iyonomer simanlar kullanım kolaylığından dolayı sıklıkla tercih edilen restoratif materyaller olmuştur (Reis, Loguercio, Carvalho, & Grande, 2004).

CİS dolgu materyallerinin uygulanması kolaydır. Florid salım ve geri alım özellikleri bulunmaktadır (Davidovich, Weiss, Fuks, & Beyth, 2007; Kotsanos, Topitsoglou, Tatsi, & Thanouri, 2007). Çürük önleme potansiyelleri vardır (Valk & Davidson, 1987). Aynı zamanda



sertleşme başlangıcında sergilediği düşük pH sayesinde antibakteriyal özellik sergilemektedir (Yap, Khor, & Foo, 1999; Davidovich ve ark., 2007).

Aşınma dirençlerinin ve mekanik dayanımlarının düşük olması ve sertleşmeleri süresince neme karşı hassasiyet göstermeleri, kırılğan bir yapıda olmaları gibi dezavantajları da bulunmaktadır (Xie, Brantley, Culbertson, & Wang, 2000; Zafar & Ahmed, 2014).

CİS'lerin dezavantajlarını azaltmak amacıyla, materyalin toz ve likit kısmında çeşitli modifikasyonlar yapılarak, materyalin fiziksel ve mekanik özellikleri arttırılmaya ve antibakteriyel etkinliği geliştirilmeye çalışılmıştır. Geleneksel CİS'lere farklı ışık kaynağıyla başlangıç sertleşme süresinin ardından ısı uygulanması, materyalin yüzey sertliğinde artış sağlamıştır (Woolford, 1994).

Tüm bu bilgilerin ışığında mevcut rezin içerikli dolgu materyallerinin ve amalgamların önemli dezavantajları bulunmaktadır. Çalışmamızın amacı çürük dişlerin restorasyonlarında daimi dolgu materyali olarak kullanılması önerilen iki farklı CİS daimi dolgu materyalinin [Cam Karbomer Siman (CKS)-Equia Forte (Bulk Fil Cam Hibrit)] yüzey mikrosertlik özelliklerinin (Vickers) incelenmesidir. Farklı kalınlıklarda (2 mm, 4 mm, 6 mm) farklı ısı uygulamalarında (ısı yok, 60sn, 90sn) sertleştirilerek, üst ve alt yüzey mikrosertliklerinin (Vickers) ölçülüp, değişkenlerin değerlendirilmesi ve sonrasında, ağız içerisindeki 1 yıllık sıcaklık değişimlerini taklit edecek 10.000 döngü termal yaşlandırma işlemi sonrasında, sertlik değerlerinin tekrar ölçülmesi ile elde edilen verilerin istatistiksel olarak değerlendirilmesi hedeflenmektedir.

Bu çalışma ile test edilen dolgu materyallerinin çiğneme kuvvetlerine karşı olan dayanıklılığı araştırılmakla birlikte, termal etkiler karşısında bu kuvvetlere karşı olan yüzey sertlik değerlerinin nasıl etkilendiğinin tespit edilmesi hedeflenmektedir. Çalışmanın sonuçlarının, deneyde kullanılan dolgu materyallerinin arka bölgedeki dişlerde kullanımının

uygunluğu konusunda klinisyeneleri bilgilendirerek literatüre katkıda bulunacağı öngörülmektedir.

Hipotezler;

1. Çalışmada kullanılacak olan iki farklı daimi restoratif materyalin, termal yaşlandırma öncesi ve sonrasında, yüzey sertlik değeri açısından, aralarında farklılık görülmeyecektir.
2. Farklı ısı uygulama prosedürleri, GCP Cam Karbomer Simanın ve Equia Forte örneklerinin yüzey sertlik değeri değişirmeyecektir.
3. Örneklerin farklı kalınlıklarda hazırlanması, GCP Cam Karbomer Siman ve Equia Forte'nin yüzey sertlik değeri etkilemeyecektir.

## **2. GENEL BİLGİLER**

### **2.1. Diş Çürüğü**

#### **2.1.1. Diş çürüğünün tanımı, tarihsel gelişimi ve epidemiyolojisi;**

Diş etkenler sebebiyle dişin biyokimyasal yapısında oluşan, geri dönüşü olmayan patolojik değişime çürük denir. Karbonhidratların ve bakteri plağı içindeki ağız bakterileri tarafından meydana getirilen asitlerin sebep olduğu, diş dokularının progresif olarak yıkımı ile oluşan bir hastalık olarak tanımlanabilir (Silk, 2014).

Oral mutans streptokoklar, özellikle *Streptococcus mutans* ve *Streptococcus sobrinus*, diş çürümesine neden olan birincil bakteri grubunu oluştururlar (Loesche, 1986).

Arkeolojik kanıtlar, diş çürüğünün tarih öncesi dönemlere ait eski bir hastalık olduğunu göstermektedir. Bir milyon yıl önce neolitik dönemden kalma kafatasları, Paleolitik ve Mezolitik çağlardan kalanlar da dahil olmak üzere, çürük belirtileri gösterir. Neolitik dönemde çürüklerin artması, karbonhidrat içeren bitkilerin, gıda olarak tüketilmesinin artmasına bağlı olabilir (Richards, 2002).

Günümüz toplumlarındaki bireylerde çürüğün dişlerin fissürlerinde lokalize olduğu tespit edildiği halde eski dönem toplumlarındaki diş çürüğü mine-sement sınırında veya sement bölgesinde görülmüştür (Bayırlı & Şirin, 1985; Newbrun, 1989). Çürük prevalansındaki en büyük artış diyet değişiklikleri ile ilişkilendirilmiştir (Suddick & Harris, 1990).

2012 yılında yayınlanan bir makaleye göre dünya genelinde yaklaşık 2 milyar 43 milyon insanın (nüfusun %36'sı) daimi dişlerinde çürük bulunmaktadır. Bu oranlar süt dişleri için yaklaşık 620 milyon insan veya nüfusun %9'u olarak belirtilmiştir (Vos ve ark., 2012). 2003 yılında yayınlanan rapora göre hastalık en çok Latin Amerika ülkeleri, Ortadoğu ülkeleri ve Güney Asya'da görülmekte ve en az Çin'de görülmektedir (Petersen, 2003).

Genel olarak bakıldığında incelenen toplumlarda çürük görülme sıklığı son yıllarda değişiklik göstermiştir. Başlangıçta gelişmiş batı toplumlarında diş çürüğü ve diş kaybı prevalansının yüksek olduğu görülmüş, ancak son yıllarda ağız-diş sağlığının öneminin kavranması ile birlikte diş çürüğü ve diş kaybı sıklığında düşüş meydana gelmiştir (Bilgin, Aras, Çetiner, & Özalp, 1994).

1900'lü yılların başlarında, Black tarafından amalgam için geliştirilen tekniklerin, restoratif diş hekimliği alanında yapılan ilk çalışmalar olduğu bilinmektedir

## **2.2. Daimi Direkt Restoratif Materyaller**

### **2.2.1. Amalgam**

Amalgam; metallerin civa ile karıştırılması sonucu oluşan alaşım anlamına gelmektedir. İlk olarak 7. yy'da Çinliler kalay (Sn) ve civa (Hg) ile oluşturdukları maddeyi diş hekimliğine sokarak dolgu maddesi olarak kullanmışlardır (Bates, Fawcett, Garrett, Cutress, & Kjellstrom, 2004). Günümüzde kullanılan dental amalgamın temeli olan gümüş-civa alaşımı ise 1800'lü yılların başında Fransa ve İngiltere'de kullanılmaya başlanmıştır (Lorscheider, Vimy, & Summers, 1995).

Amalgam diş hekimleri tarafından uygulanan restoratif materyallerin yaklaşık olarak %75'ini oluşturmakta olup 165 yıldan beri diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Amalgamın uzun dönemli güvenilir performansı yanında teknik hassasiyetinin düşük olması ve sızdırmazlık özelliğinin yüksek olması önemli avantajlarıdır. Son yıllarda amalgamın kullanımında bir azalma gözlenirse de amalgamın fiyatı, dayanıklılığı ve kolay manipülasyonu birçok hekimin posterior dişlerin restorasyonunda ilk tercih olarak amalgamı kullanmasını sağlamaktadır (Bharti, Wadhwani, Tikku, & Chandra, 2010).

Günümüzde birçok ülkenin standartlarında belirlenmiş olan amalgam formülü, %65-69 gümüş, %2-4 bakır, %1-2 çinko, %1-3 civa, %31-32 kalay şeklindedir (Önal, 2004).

Amalgamın diş dokularına bağlanmasının artırılması amacı ile birçok bağlayıcı ajan uygulaması kullanılmaktadır. Buna karşın, restorasyondaki bağlanmanın yine büyük oranda mekanik bir bağlanma olduğu görülmüştür (Önal, 2001).

Amalgamın fazla sayıdaki dezavantajlarından dolayı, özellikle de potansiyel civa (Hg) toksisite riski nedeniyle diş hekimliğinde restoratif materyal olarak kullanılması uygun görülmemektedir (Bellinger ve ark., 2007).

Bununla birlikte yapılan bir çalışmada, amalgam ve CİS restorasyonları gerçekleştirilen çocukların dental plaklarındaki Streptococcus mutans (St. mutans) sayısı karşılaştırıldığında, amalgam restorasyonlarda CİS'lere göre St. mutans sayısının daha yüksek olduğu belirtilmiştir (Ertugrul, Eltem, & Eronat, 2003).

### **2.2.2. Kompozit Rezin**

Kompozit kelimesi terminolojik olarak materyallerin fiziksel bir karışımı anlamına gelmektedir (Willems, Lambrechts, Braem, & Vanherle, 1993; Ferracane, 1995). İlk defa 1962 yılında Rafeel Bowen tarafından geliştirilen kompozit rezinler, esas olarak organik bir matriks içerisine belli oranlarda ilave edilen inorganik doldurucular ve doldurucuların organik matrikse tutunmasını sağlayan bağlayıcı kısımdan oluşan dolgu materyalleridir (Jackson & Morgan, 2000).

Adeziv sistemler sayesinde mine ve dentine bağlanan kompozitler, ilk olarak 1960'lı yıllarda estetik gereksinim gösteren ön bölge restorasyonlarında kullanılmaya başlanmıştır. Piyasaya sunulan ilk kompozit rezinlerin amalgama göre yetersiz mekanik özellikleri nedeniyle geliştirilmesine ihtiyaç duyulmuştur (Phillips, Avery, Mehra, Swartz, & McCune, 1971).

Günümüzde çoğu kompozit rezin materyali, modifiye silika camı kullanılarak üretilmektedir. Bir matriks monomerin ve doldurucu karışımının akıcılığı; monomerin akışkanlığı ve katılan doldurucu miktarına bağlıdır. Doldurucu partiküllerin yüzeylerinin ve

monomerin sürtünmesi akışkanlığı kontrol eden temel faktördür. Doldurucu yüzey alanı genişledikçe akışkanlık azalmaktadır (Koray & Yücel, 2002).

### Doldurucu partikül büyüklüklerine göre;

Kompozit Resin	İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü ( $\mu\text{m}$ )	İnorganik doldurucu partikül yüzdesi (%) (ağırlıkça)
Megafil	50-100 $\mu\text{m}$	
Makrofil	10-100 $\mu\text{m}$	%70-80
Midifil	1-10 $\mu\text{m}$	%70-80
Minifil	0.1-1 $\mu\text{m}$	%75-85
Mikrofil	0.01-0.1 $\mu\text{m}$	%35-60
Hibrit	0.04-1 $\mu\text{m}$	%75-80
Nanofil	0.005-0.01 $\mu\text{m}$	

**Tablo 2.1:** Doldurucu partikül büyüklüklerine göre kompozit sınıflandırması (Altun, 2005).

### Polimerizasyon yöntemlerine göre;

1. Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler
2. Işık ile polimerize olan kompozit rezinler
3. Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler

### Viskozitelerine göre;

1. Kondanse olabilen kompozit rezinler
2. Akışkan kompozit rezinler (Dayangaç G.B, 2011)

Polimerizasyon esnasında meydana gelen büzülme, oluşabilecek marjinal açıklıklar kompozit restorasyonların sınırlamaları arasında yerlerini korumaktadırlar (C. L. Davidson, A. J. de Gee, & A. Feilzer, 1984).

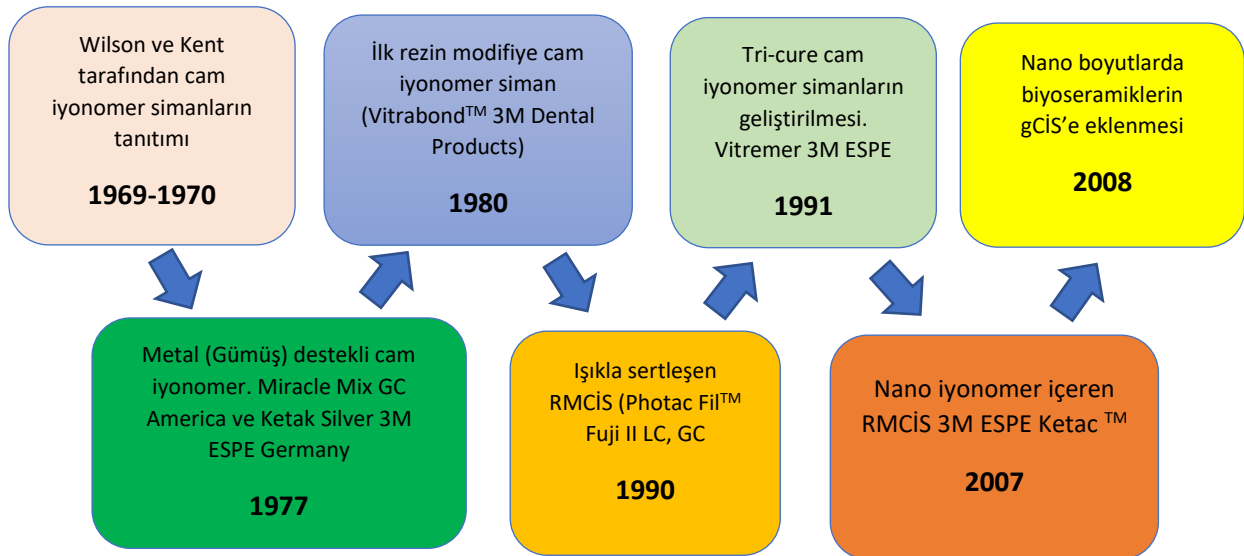
Ancak yapılan bazı çalışmalar sınıf 1 ve sınıf 2 kavitelere uygulanan kompozit restorasyonlarda yıllık başarısızlık oranını % 1-3 olarak bildirmişlerdir (Manhart, Chen, Hamm, & Hickel, 2004; Heintze & Rousson, 2012). Başarısızlığın en büyük sebebi ise marjinal sızıntıya bağlı olarak meydana gelen sekonder çürük olarak bildirilmiştir (Mjor, 1997).

Ayrıca kompozit rezin materyaller, kalıcı inflamasyondan sensitizasyona ve potansiyel alerjik reaksiyonlara kadar hastada çeşitli olumsuz biyolojik etkilere yol açabilir. Materyalin içerisindeki 2-hidroksietil metakrilat (HEMA)'ya uzun süreli maruz kalmak, özellikle de diş hekimliği personeli için zararlı olabilir. Kontakt dermatit ve diğer immünolojik yanıtların yanı sıra HEMA uçucudur ve buharı kolayca solunabilir ve solunum sisteminde istenmeyen reaksiyonlara neden olabilir (J. W. Nicholson & Czarnecka, 2008).

### **2.2.3. Cam İyonomer Simanlar**

#### **2.2.3.1. Geleneksel Cam İyonomer Simanların Tarihçesi**

Diş hekimliğinde siman kullanılması 20.yy'ın başlarında çinko oksit-ojenol, çinko oksit-fosforik asit ve silikat cam-fosforik asit simanlar ile başlamaktadır. Yeni simanların geliştirilmesine kadar çinko fosfat, çinko oksit ojenol ve silikat simanlar yaygın şekilde kullanılmıştır (W. J O'Brien, 2002). İlk geliştirilen simanların bazı olumsuz geri dönüşleri olmuştur. Bunlar; bakterilerin mikrosızıntı nedeniyle dentin-restorasyon ara yüzeyine penetre olması, histopatolojik değişimler, restorasyonların tutuculuğunun zayıf olması gibi olumsuzluklar; diş dokularına daha fazla bağlanabilen ve iyi ıslatma özelliğine sahip restoratif dolgu materyallerin geliştirilmesi ihtiyacını doğurmuştur (Xie ve ark., 2000). Diş sert dokularına kimyasal adezyon sağlayan ilk siman 1968 yılında Dennis Smith tarafından geliştirilen polikarboksilat simandır. Poliakrilik asidin diş dokularına adezyonu ile kalsiyuma (Ca) bağlanabildiği ve kollagen gibi organik polimerlerle hidrojen bağları oluşturabildiği yapılan araştırmalarda görülmüştür (Leinfelder & Lemons, 1988; R.G. Craig, 2002).



**Şekil 2.1:** Zaman içerisinde cam iyonomer simanlarda meydana gelen değişimler ve yenilikler (Najeeb ve ark., 2016).

Silikat simanlar kompozit rezinler geliştirilmeden önce ön dişlerin restorasyonlarında yaygın olarak kullanılmıştır. Silikat simanların ve CİS'lerin cam tozu flor içeren bir eritici ile kullanılmaktadır (Swift, 1988).

Silikat simanların içerdikleri asidin pulpaya etkilerini minimuma indirmek için, silikat camındaki alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) / silikon dioksit ( $SiO_2$ ) miktarları değiştirilmiş ve fiziksel özellikleri geliştirilmeye çalışılmıştır (A.D. Wilson, Kent, Clinton, & Miller, 1974).

Erken dönemlerde yayımlanan makalelerde simanın ismi 'cam-iyonomer' olarak yazılmıştır. Ve halen günümüzde diş hekimleri tarafından 'cam-iyonomer' olarak isimlendirilmektedir. Uluslararası Standartizasyon Teşkilatına göre materyalin adı 'cam polialkenoat siman'dır (A.D. Wilson & Kent, 1971; J. W. McLean, Nicholson, & Wilson, 1994).

İlk CİS 1972 yılında Wilson ve Kent tarafından üretilmiştir. Floroalüminasilikat cam ve poliakrilik asidin sulu ortamda gerçekleştirdiği asit-baz reaksiyonu ürünüdür (Kent, Lewis, & Wilson, 1973; Croll, 1992). Yüksek moleküler ağırlıklı bir organik-inorganik bileşimdir. CİS



basit yapısı içeriğinde polikarboksilik asit ve iyon salabilen camlara bağlı su molekülleri bulundurmaktadır (J. W. McLean ve ark., 1994).

Bu yeni üretilen simana ASPA (Alümino Silikat Poli Akrilat) adı verilmiştir. Cam iyonomerin tozu büyük miktarlarda kalsiyum(Ca) ve florür(F), küçük miktarlarda sodyum(Na) ve fosfat( $PO_4^{-3}$ ) içermektedir. Likitinde poliakrilik asit ve ko-monomerler bulunmaktadır. Toz ve likitin değişik oranları kullanılarak ASPA'nın değişik türleri elde edilmiştir (J. W. McLean, Wilson, & Prosser, 1984).

ASPA I İlk geliştirilen siman olarak belirtilmektedir. 1972 yılında Wilson A.D ve Crisp S. tarafından simanın sertleşme reaksiyonunun kontrolünün sağlanması amacıyla içeriğine tartarik asit ilave edilmiş ve yeni gelişen simanın adı ASPA II simanı olmuştur. Tartarik asit ilavesi ASPA II'nin çalışma süresini etkilememiştir. Ancak donma sonrası sertliğini oldukça güçlendirmiştir. ASPA II simanda mine ve dentine olan adezyonu iyileştirilerek materyalin zayıf asit ataklarına karşı yüzey bütünlüğünün korunması amaçlanmıştır. Ayrıca %50 oranında poliasit bulunduğu için, zamanla hidrojen molekülleri arasında oluşan bağlar jelleşmeye neden olmaktadır. Bu jelleşmeyi önlemek için Wilson A.D ve Crisp S.1974 yılında, poliakrilik asit solüsyonuna metil alkol ( $CH_3OH$ ) eklemiş ve ASPA III simanı geliştirmişlerdir. Ancak ağız ortamında simanın renklenmesi nedeniyle siman kullanım alanı bulamamıştır (Zaimoğlu, Can, Ersoy, & Aksu, 1993; S. Belli, 2000). 1977 yılında Wilson A.D. ve Crisp S. tarafından, ko-polimeri itakonik asidin ve akrilik asidin birleştirilmesiyle oluşturulan ASPA IV siman üretilmiştir (Crisp, Kent, Lewis, Ferner, & Wilson, 1980). ASPA IV'ün hidrojen bağlanmasının istenen düzeyde olduğu belirtilmiştir. Bu form ince granüllü şekli, yapıştırma ajanı ve fissür örtülemeye uygulanabilir bir materyal olarak geliştirilmiştir. Simanın homojen bir yapı gösterdiği ve klinik açıdan istenilen özellikleri bulunduğu bildirilmiştir (Crisp ve ark., 1980). Diş yüzeyine zayıf asitlerin sürülmesi, ASPA IV'ün diş adezyonu artırmak için önerilmiştir. Simanın uygulanması öncesi, debrisleri uzaklaştırarak diş yüzeyinin temizlenmesi gerektiği ve

bu sayede adezyonun istenilen düzeyde olacağı bildirilmiştir (Lacefield, Reindl, & Retief, 1985).

ASPA, dental silikat simanla polikarboksilat simanın bir kombinasyonu şeklindedir. CİS'lerin estetik özellikleri polikarboksilat simana göre daha iyidir. Polikarboksilat siman ve ASPA'nın fiziksel ve mekanik özellikleri benzerdir ancak CİS'ler asit ataklarına karşı daha dirençlidir. Ayrıca CİS'lerin yüzey özellikleri polikarboksilat simanlara göre daha üstündür (Kent ve ark., 1973; J. W. McLean & Wilson, 1977b). Bununla birlikte, CİS'lerin silikat simanlara göre daha az pulpal reaksiyona neden olduğu bildirilmiştir (Stanley, 1990).

Modern diş hekimliği uygulamalarında minimal invaziv yaklaşımların uygulanabilmesi için, CİS'lerin gelişimi çok önemlidir (Sauro & Pashley, 2016). CİS'lerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesi için, karışımların içerisine; polivinil fosfonik asit (Khouw-Liu, Anstice, & Pearson, 1999), çinko (Zn) (Zoergiebel & Ilie, 2013), fiber desteği (Lohbauer ve ark., 2003), zirkon içeren biyoaktif apatit (Y.W. Gu, Yap, Cheang, & Khor, 2005), zirkon içermeyen biyoaktif apatit (A. Moshaverinia, Roohpour, Chee, & Schrickler, 2011), sitronsiyum oksit (SrO) (Deb & Nicholson, 1999), paslanmaz çelik (Kerby & Bleiholder, 1991), silika parçacıkları (Tjandrawinata, Irie, Yoshida, & Suzuki, 2004), amino asitler (Kao, Culbertson, & Xie, 1996), ve N-vinilpirolidonun (A. Moshaverinia, Ansari, Movasaghi, ve ark., 2008) eklenmiştir.

1980'lerde diş hekimleri amalgamdaki cıvanın güvenilirliği konusunda yoğun bir şekilde araştırma ve tartışma içerisindeyken bu dönemde CİS'ler amalgamın yerine tercih edilebilecek daha güvenilir materyaller olarak kullanıma girmiştir. Ancak uygulanmalarındaki teknik hassasiyet materyalin daha çok kaide materyali, siman, kor ve kök kanal dolgu materyalleri olarak kullanılmasına sebep olmuştur (Lohbauer, 2010).

## **2.3. Kullanım Alanları ve İçeriklerine Göre Cam İyonomer Simanlar**

### **2.3.1. Kullanım Şekillerine Göre Cam İyonomer Simanlar**

Diş hekimliğinde CİS'ler kullanım şekillerine göre, Tip I, Tip II, Tip III ve Tip IV olarak dört grup altında sınıflandırılmaktadır. Kimyasal bileşenler ve içerikleri bakımından bu dört grup CİS aynıdır. Simanların toz-likit oranlarında ve toz partiküllerinin boyutlarında farklılıklar mevcuttur. Daha çok kron, köprü ve ortodontik braketlerin simantasyonunda kullanılmak amacıyla geliştirilen grup tip I CİS olarak adlandırılmaktadır. Restorasyon materyalleri olarak kullanılan tip II CİS'ler, estetik restoratif simanlar ve güçlendirilmiş restoratif simanlar olarak ikiye ayrılırlar. Tip III CİS'ler daha çok kaide maddesi ve fissür örtücü olarak kullanılmaktadırlar. Kanal dolgu patı olarak kullanılan grup ise Tip IV CİS'lerdir (Mount, 1990; Vahid-Dastjerdi, Borzabadi-Farahani, Pourmofidi-Neistanak, & Amini, 2012).

### **2.3.2. İçeriklerine Göre Cam İyonomer Simanlar**

CİS'ler içerdikleri maddelere göre farklı şekillerde piyasada bulunmaktadır. Bunlar;

- Geleneksel cam iyonomer simanlar (GCİS)
- Rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS)
- Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar (YVCİS)
- Kompomerler (Poliasit modifiye rezinler) (PAMKR)
- Giomerler

#### ***2.3.2.1. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar***

Genel bir tanım olarak geleneksel CİS'ler, poliasitler ile bir araya gelerek oluşturdukları sertleşme reaksiyonu sırasında iyon salınımı yapabilen cam partiküllerinden oluşmaktadırlar (J. W. Nicholson, 1998).

İyonlar ile çapraz bağlanmış polimer matrikslerin, camla güçlendirilmiş doldurucu partiküller ile çevrelemesinden oluşmaktadır. Restoratif amaçla ilk geliştirilen CİS'ler bir poliakrilik asit likidinin kalsiyum ve flor içeren kompleks bir aluminosilikat tozu ile karıştırılmasından oluşmaktadır (J. W. Nicholson, 1998).

Silikat cam partiküllerinin çevresindeki kısımları asidik likit solüsyon (pH=1) çözmekte ve bunun sonucunda alüminyum, kalsiyum, flor, silikon ve diğer iyonlar salınmaktadır. İyonize karboksil yan gruplar tarafından çift değerli kalsiyum iyonları hızlıca şelasyona uğramaktadırlar. Böylece amorf polimer jel meydana gelmekte ve poliakrilik asit polimer zincirinde çapraz bağlar oluşmaktadır. Sonraki 24-72 saatte, kalsiyum iyonlarının yerini, daha yavaş reaksiyona giren alüminyum iyonları almaktadır. Daha fazla çapraz bağ içeren ancak mekanik olarak daha güçlü olan bir matriks oluşmaktadır (J. W. Nicholson, 1998).

Bileşimi	Ağırlık %
SiO <sub>2</sub> (Silikon dioksit)	35.2
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (Alüminyum Oksit)	20.1
CaF <sub>2</sub> (Kalsiyum Florid)	20.1
AlF <sub>3</sub> (Alüminyum Florid)	2.4
NaF (Sodyum Florür)	3.6
AlPO <sub>4</sub> (Alüminyum Fosfat)	12

**Tablo 2.2:** Tipik bir cam iyonomer simanın içerisinde bulunan bileşimlerin ağırlık olarak yüzdeleri (Smith, 1998).

Alüminyum iyonlarının çapraz bağlanmalarını içeren matürasyon sırasında, silikon iyonlarının ve bağlanmamış olan suyun inorganik ko-matriks oluşumuna katıldığı sanılmakta ve bu olaya hidrate silikat denilmektedir (T. M. Roberson, H. O. Heymann, & E. J. Swift, 2011).

Klinik uygulamalardaki problemler sonucunda simanın su ile teması ve dehidrasyonu ile hem su emilimi hem de su kaybı oluşabilmektedir. Bu nedendir ki ilk 24 saatlik süre restorasyon için çok önemlidir. Restorasyonların su dengelerini korumaya yönelik önlemler alınmalıdır. Sertleşme sürecinin ileriki aşamalarında alüminyum iyonlarındaki çapraz bağlanmalar sonucunda daha sağlam bir matriks yapı gözlenmektedir (Bowen & Marjenhoff, 1992).

Karboksilik yan gruplar ayrıca cam partiküllerin yüzeyindeki iyonları ve diş dokusundaki kalsiyum iyonlarını şelasyona uğratabilmektedirler. Reaksiyon şartları doğru olduğunda, bu süreç, tüm internal ve eksternal ara yüzeylerde gerçek kimyasal bağlantılar oluşturmaktadır (T. M. Roberson ve ark., 2011).

Sertleşme sürecini tamamlamış CİS'ler, kompozit rezinlere göre birçok anlamda daha yetersizdir ve zayıftır. Ancak bu olumsuzlukların yanı sıra diş sert dokularına iyi bir adezyon ve matrikslerinden florid salabilme gibi önemli özellikleri de vardır. Adezyon ve florid salınım özelliklerinin sağladığı avantajlar, 30 yılı aşkın bir süredir CİS'i diğer restoratif materyallerle yarışacak düzeye getirebilmek amacı ile birçok çalışmanın yürütülmesine neden olmuştur (T. M. Roberson ve ark., 2011).

Günümüzde CİS'ler diş dokusuna adezyonları bakımından başarılı olan biyomateryallerdir. CİS-diş dokusu bağlantısı, ağız ortamının zor şartlarında başarılı bir şekilde bütünlüğünü koruyabilmektedir (Coutinho ve ark., 2009).

CİS'ler ile ilgili yapılmış olan çalışmalarda, teknik hassasiyetleri, kullanım zorlukları ve yetersiz performansları gibi bazı dezavantajlara sahip oldukları bildirilmektedir (Silva, Pedrini, Delbem, & Cannon, 2007; Coutinho ve ark., 2009). CİS'ler, istenilen kalitede florid serbestleyecek özelliğe sahiptirler. Bu sayede çürük oluşumunu önlemede etkili bir dolgu materyalidir. Bu nedenle yüksek çürük aktivite riski olan hastalarda kök yüzeylerindeki

çürüklerin restore edilmesinde ve estetiğin ikinci planda olduğu durumlarda kullanımı uygun olan bir dolgu materyalidir (Momoi & McCabe, 1993). CİS'lerin mikrosızıntıya dirençli olmaları, nem varlığında diş sert dokularına iyi kimyasal adezyonları, nemin yüksek olduğu koşullarda bile korudukları boyutsal stabiliteleri, termal genişleme katsayılarının diş sert dokularına yakın olması, serbest monomer salınımı yapmadan sertleşmeleri, rezinlere oranla daha az büzülme göstermeleri, florid salınımı yapabilmeleri ve tekrar yüklenebilmeleri gibi özellikleri ile çocuk diş hekimliğinde kullanımları ön plana çıkmaktadır (F. M. Burke, Ray, & McConnell, 2006).

### ***2.3.2.2. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCİS)***

Diş hekimliğinde RMCİS'lerin kullanımı 1991 yılından itibaren başlamıştır (Yengopal, Mickenautsch, Bezerra, & Leal, 2009). Geleneksel CİS'lerde gözlenen sertleşme süresinin uzun olması, teknik hassasiyetteki zorluklar ve düşük mekanik özellikler gibi problemlerin üstesinden gelmek amacı ile rezinle güçlendirilmiş CİS'ler oluşturulmuştur (Berg, 1998; F. J. Burke, Fleming, Owen, & Watson, 2002). RMCİS'ler kaide materyali olarak, kor yapımında ve yapıştırma simanı olarak kullanılmaktadırlar. Bu materyaller bir diğer isim olarak hibrit iyonomer simanlar olarak da adlandırılmaktadırlar (Sidhu, 2010).

1990'lı yılların başında, yeniden geliştirilen cam iyonomer esaslı materyallere, alternatif doldurucu partiküller eklenerek materyalin özelliklerini kompozitlere yakınlaştırmaya çalışmışlardır. Geliştirilen bu materyallere, Hibritler veya RMCİS denilmektedir. Çoğunlukla ışıkla sertleşmeleri tamamlanmaktadır. Teknik hassasiyeti CİS'lere göre daha azdır. Restorasyonun yapımı aşamasında polimerize edilebilmektedirler. Kompozit rezinlere yüksek oranda benzemektedirler ancak asit-baz reaksiyonu içerdiklerinden geleneksel CİS'ler gibi kimyasal özellikler barındırabilirler. RMCİS'lerin fiziksel ve mekanik özellikleri geleneksel CİS'lere göre daha iyi olduğundan, sürekli dişlerin Sınıf V ve süt dişlerinin Sınıf I ve II restorasyonlarında kullanılabilirler (Sidhu, 2010).

Bu restorasyon materyalleri, rezin içerikleri sayesinde geleneksel CİS materyallerine göre daha sağlam ve estetikler. Materyalin toz kısmı geleneksel CİS'lere benzerlik göstermektedir. Hem asit-baz reaksiyonları hem de ışıkla ve kendi kendine polimerizasyonla sertleşmektedirler (R. G. Craig, Powers, & Wataha, 2004).

Temel içerikleri konvansiyonel cam iyonomer ile aynıdır (poliasitler, su, cam partikülleri). Geleneksel cam iyonomer simanlarına ek olarak fluoro-alumino silikat cam ve polialkenoik asit rezin modifiye materyallerin içeriğinde bulunmaktadır. Ayrıca HEMA veya bisfenol glisidil metakrilat (BIS-GMA) gibi monomerler kamforokinon gibi bir fotobaşlatıcı ile birlikte RMCİS'lerin yapılarına katılmıştır. Buna bağlı olarak RMCİS'ler iki farklı mekanizma ile sertleşmektedirler:

- 1) Monomerin görünür ışık yardımıyla veya kimyasal yol ile veya her iki yöntem bir arada sertleştirilmesi;
- 2) Cam iyonomerin asit-baz reaksiyonu ile sertleşmesi (Mitra, 1991; F. J. Burke ve ark., 2002).

RMCİS'ler de geleneksel CİS'ler gibi iki bileşenin karıştırılması ile oluşmaktadır. RMCİS'lerin, el ile karıştırılabilir formları ve daha kolay ve kesin ölçülerde karıştırılabilmeyi sağlayan kapsüllü çeşitleri bulunmaktadır. Cam iyonomer ve kendi kendine sertleşen rezin içerikler, sertleşme reaksiyonunun başlaması istenilen zamana kadar birbirlerinden ayrı bir şekilde korunmalıdır. RMCİS'lerin içeriğindeki hidrofilik rezin, su kökenli cam iyonomer materyal ile yeterli karışabilirlik göstermektedir (Berg, 1998; Berzins, Abey, Costache, Wilkie, & Roberts, 2010).

RMCİS'lerin de geleneksel CİS'ler gibi polimerizasyonlarının başlaması için karıştırılması gerekliliği, materyalin dezavantajlarından birisidir (Berg, 1998). Ayrıca geleneksel CİS'e göre, RMCİS'deki asit-baz reaksiyonu daha yavaştır. HEMA ilave edilirken

ortamdaki suyla yer değiştirir ve suyun yerini alır. Asit-baz reaksiyonu için gereken su miktarı azalmış olduğundan sertleşme hızı dūřer (Sidhu & Watson, 1998).

Bunun yanı sıra RMCİS'lerin, görünür ışıkla sertleşme reaksiyonlarının başlaması, uzun çalışma süresi, mekanik özelliklerinin iyi olması, estetik özelliklerinin geleneksel CİS'lere göre daha iyi olmasının yanı sıra flor salınımı yapabilmesi, diş sert dokularına iyi adezyon göstermeleri gibi çok sayıda avantajları vardır (F. J. Burke ve ark., 2002).

RMCİS'ler de geleneksel CİS'ler gibi az miktarlarda sodyum, alüminyum, fosfat ve silikatı nötr koşullarda serbest bırakırlar. Bu serbestleşme asidik koşullar altında daha fazla olmaktadır (Forss, 1993). Tükürük tamponlama kapasitesinin yardımı ile bu serbestleşme ve iyon salınımı yavaş ve dengeli bir şekilde olabilmektedir (Czarnecka & Nicholson, 2006).

Geleneksel CİS'lerin biyo-uyumluluk, ısıl genleşme ve büzülme ile diş dokusuna fiziko-kimyasal bağlanma gibi önemli avantajlarına sahip olmakla birlikte RMCİS'lerin kırılma dayanımları ve aşınma dirençleri geleneksel CİS'lere göre daha yüksektir (Croll & Nicholson, 2002).

### ***2.3.2.3. Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar (YVCİS)***

Amalgam ve kompozit restorasyonlara kıyasla CİS'lerin daha düşük basma dayanımları ve aşınma dirençleri olduğu bildirilmiştir. Oluşabilecek başarısızlıkları azaltmak amacı ile CİS'lerin özelliklerinin geliştirilmesi ve ideale daha yakın restoratif materyaller üretilmesi planlanmıştır. Bu amaçlarla YVCİS'ler ön plana çıkmaktadır (Deepa & Shobha, 2010).

Bu simanların toz-likit oranları daha yüksektir. Geleneksel CİS'lerde 190 megapaskal (MPa) olan basma dayanımı YVCİS'lerde 250 MPa'a kadar yükseltilmiştir. Esneklik dayanımları ise 30 MPa'dan 45 MPa'ya artmıştır. Bu özellikleri sayesinde daha geniş okluzal restorasyonlarda kullanılabilirler (Berg, 1998).



Sıkıştırma mukavemeti, ortalama aşınma direnci ve restorasyon yüzey sertliği değerlerinin ortalamaları, geleneksel CİS'lerden ve bazı RMCİS'lerden daha yüksektir (Peutzfeldt, Garcia-Godoy, & Asmussen, 1997; Yap, Cheang, & Chay, 2002).

İlk olarak 1977 yılında, simanın radyoopasitesinin ve dayanıklılığının artırılması amacıyla CİS'lerin tozuna amalgam alaşım tozu ilave edilmiştir. Bu materyalin değişik bir çeşidi "Miracle Mix" (GC Corporation, Tokyo, Japan) adı ile 1983 yılında piyasaya sunulmuştur. Daha sonra ESPE firması tarafından gümüş partikülleri içeren "Ketac Silver" (ESPE, Seefeld, Germany) isimli simanı kullanıma sunulmuştur.

Metal ile güçlendirilmiş simanların diş renginde olmamaları ve açık griden koyu griye kadar değişen renklere sahip olmaları, metal ile güçlendirilmiş CİS'lerin estetik özelliklerinin yetersiz olduğunu göstermektedir (Yap, Cheang, ve ark., 2002).

Bu simanlar, kondanse edilebilir CİS'ler olarak da isimlendirilmektedirler. 1990'lı yılların başında Atravmatik Restoratif Tedavi Tekniği'nde (ART) kullanılmak üzere tasarlanmışlardır (F. J. Burke ve ark., 2002). Ayrıca geleneksel CİS'lere göre bu materyallerin daha yüksek basma dayanımı, aşınma direnci ve yüzey sertliği değerleri olduğu da bildirilmektedir (Shintome, Nagayassu, Di Nicolo, & Myaki, 2009).

Bu materyallerin uygulanması, geleneksel CİS'lerden daha kolaydır. Yüksek viskoziteleri sayesinde kavite içerisine kondanse edilebilirler. Bazı materyallerin toz kısımları içerisindeki partikül büyüklüklerinin dağılımı ve poliakrilik asit eklentisi, bu materyallerin daha visköz olmalarını sağlamaktadır (F. J. Burke ve ark., 2002).

Mine ve dentine olan adezyonları iyidir. Geleneksel CİS'ler gibi, kondanse edilebilir CİS'ler de florid salınımı yapabilmektedirler. Abrazyon, gerilme kuvvetlerine karşı direnç, aşınmaya karşı dirençleri, geleneksel CİS'lere kıyasla yüksektir (F. J. Burke ve ark., 2002). YVCİS'lerle yapılan tek yüzülü, atravmatik restoratif tedaviler, daimi dişlerin restorasyonu

açısından olumlu sonuçlar verdiği bildirilmiştir (Zanata, Fagundes, Freitas, Lauris, & Navarro, 2011). Aynı zamanda süt dişlerinin restorasyonları içinde sıklıkla kullanımı önerilmektedir (Mahoney, Kilpatrick, & Johnston, 2008).

Yeni bir CİS olan Equia Forte (GC Corporation, Japan) hem kısa süren ilk sertleşme süresi hem de klinikte yüksek dayanıklılığı ile dikkat çekmektedir. Bu materyalin iyi estetik özellikleri nedeni ile sürekli diş restorasyonlarında bir ve iki yüzlü kavitelere, geriatric diş hekimliğinde kullanımı önerilmektedir (Corporation, 2015).

Equia Forte'dan önce piyasada bulunan Fuji IX ve Equia Fil ile ilgili çalışmalarda;

Equia Fil restorasyonların okluzal sınıf I kavitelere yapılan uzun dönem klinik takip çalışmalarda başarılı sonuçlar verdiği rapor edilmiştir (Friedl, Hiller, & Friedl, 2011; Gurgan, Kutuk, Ergin, Oztas, & Cakir, 2015). Başka bir çalışmada ise Equia Fil, sınıf I ve sınıf II kavitelere yapılan restorasyonlarda ilk 2 yılda restorasyonlarda kırıklar tespit edimştir (Klinke ve ark., 2016). 2009 yılında yapılan bir çalışmaya göre CKS dolgu materyali, geleneksel bir CİS'den (Fuji IX GP Extra, GC, Leuven, Belçika) daha az mikrosızıntı göstermektedir (K. Gorseta, Glavina, & Skrinjaric, 2009 Sep 10–12). Bir başka çalışmada ısı ve ultrasonik uygulama ile Fuji IX'un basınç dayanımının arttığını gösterilmiştir (Kleverlaan, van Duinen, & Feilzer, 2004).

2011 yılında Lohbauer ve arkadaşları rezin örtücü olan G-Coat Plus'ı ile Fuji IX GP Extra CİS üzerinde kullanmışlardır. CİS'in üç noktalı kırılma direnci ve üç gövdeli aşınma testleri sonrasında mekanik mukavemet ve aşınma direncini artırmak için CİS yüzeyinin rezin ile kaplanması gerektiği sonucuna ulaşmışlardır (Lohbauer ve ark., 2011). Equia Forte ile ilgili literatürdeki çalışma sayısı ise oldukça azdır.

#### **2.3.2.4. Poliasit Modifiye Kompozit Reziner (Kompomerler) (PAMKR)**

Bu dolgu materyali 1994 yılında Dentsply tarafından geliştirilmiştir. Sıklıkla süt dişlerinin daimi restorasyonlarında önerilmektedir. Ayrıca daimi dişlerin Sınıf III ve Sınıf V kavite restorasyonlarında kullanımları uygundur (Christensen, 1996).

Diş dokularına asitleme gereksinimi olmadan iyi bağlanma yapabilecek bir restoratif materyal olması amacıyla üretilmiş bir dolgu materyalidir (F. J. Burke ve ark., 2002). Cam partikülleri içermesine rağmen asit-baz reaksiyonu oluşturacak düzeyde değildirler. Bundan dolayı bu materyali tanımlamak için CİS terimi doğru değildir (Önal, 2001).

İlk kullanılan PAMKR, Dyract (Dentsply, Weybridge, UK) üretilen dimetakrilat (UDMA) gibi rezinler içermektedir. Yapısına bir asidik monomer olan TCB rezin (2-HEMA'nın bi-ester'i ve butan tetrakarboksilik asit) de ilave edilerek ışıkla polimerize edilebilir hale getirilmişlerdir (F. J. Burke ve ark., 2002).

İki metakrilat ve iki karboksil gruplu rezin formu oluşturmak için, butantetrakarboksilik asidin ürünü ve HEMA, hidrofilik monomerlerin eklenmesiyle modifiye edilmiştir. Doldurucu kısmında ise florid salınımından sorumlu stronsiyum-alüminyumfluorosilikat cam tozları %13'lük florid içermektedir (Kramer & Frankenberger, 2007).

PAMKR'nin içerisindeki CİS oranı %20-30, kompozit rezin oranı ise %70-80 arasındadır (Mount, 2002; Dayangaç G.B, 2011). İçeriğinde %13 oranında flor bulunmaktadır (Hse, Leung, & Wei, 1999).

Dyract materyalinde sertleşme reaksiyonunun ilk aşaması, kompozit rezinlerdekini aynısıdır. Işıklı polimerizasyon sonrasında ise doldurucu partiküller tarafından güçlendirilmiş üç boyutlu bir ağ oluşturmak için UDMA ve TCB'nin polimerize olabilen molekülleri bir araya gelir (Hse ve ark., 1999).

PAMKR'nin kullanımı oldukça kolaydır. Macun kıvamında tüpleri içinde bulunurlar. PAMKR setindeki bonding ajan ise primer ve adezivin tek şişede kombine edildiği tek fazlı bonding sistemidir (Kramer & Frankenberger, 2007).

PAMKR'nin klinik uygulamada dişin mine dokusuna asitleme yapılmasına gerek yoktur. Farklı bağlayıcı sistemler kullanılabilir. Genellikle primer ve adezivin tek şişede kombine edildiği tek basamaklı bir bağlayıcı sistem kullanılmaktadır. PAMKR'nin diş sert dokularına bağlanması iki mekanizma ile kontrol edilmektedir. Bunlardan ilki PAMKR'nin içinde bulunan hidrofilik karboksilik asit üniteleri, diğeri ise uygulanan adeziv sistemdeki bonding ajanıdır (J. W. Nicholson, 2007).

PAMKR'nin kullanımı esnasında asitle pürüzlendirme işleminin olmaması özellikle çocuklarda önemli bir avantajdır. Yapılan bir çalışmada, dolgu materyalinin uygulanması öncesinde minenin %35'lik fosforik asit ile pürüzlendirilmesinin, dolgunun bağlanma kuvvetini arttırdığı ancak dentin ve semente uygulamanın gereksiz olduğu bildirilmiştir (Abate, Bertacchini, Polack, & Macchi, 1997).

PAMKR ışığın ulaşamadığı bölgelerde yeterli polimerizasyon sağlanamaması ve florid salınımının geleneksel CİS'lere ve RMCİS'ye göre düşük olması gibi dezavantajları bulunmaktadır (Vaikuntam, 1997; Kramer & Frankenberger, 2007).

Yapılan bir klinik çalışmada, marjinal renklenme ve aşınma hariç kompozit rezinlerle benzer sonuçlar elde edilmiş ve PAMKR restorasyonların bir yıl sonunda %1,7'si başarısız olmuştur (Hse & Wei, 1997). Bir başka çalışmada, 2 yıllık klinik çalışma yapılmış ve iki farklı PAMKR ve bir kompozit rezin karşılaştırılmıştır. Sınıf I ve II restorasyonlarda PAMKR en iyi klinik performansı sergilemiştir (Pascon ve ark., 2006). Türkün ve Celik'in yaptığı iki yıl takipli karşılaştırmalı bir klinik çalışmada Sınıf V kavitelere uygulanan PAMKR

restorasyonların başarısının %96 olduğu ve PAMKR restorasyonların renk uyumlarının kompozit rezin restorasyonlara göre çok daha iyi olduğu bildirilmiştir (Turkun & Celik, 2008).

PAMKR'lerle ilgili 109 literatürden yapılan bir derlemede ise; bu restoratif materyalin günümüzde anterior ve posterior dişlerin restoratif tedavileri için diğer materyallere göre etkin bir alternatif oluşturduğunu ve klinik başarı oranının yüksek olduğunu bildirmişlerdir (Kramer & Frankenberger, 2007).

Kompozit rezin ve PAMKR restorasyonların marjinal renklenme, marjinal adaptasyon, anatomik form, mine kaybı ve çürük gibi kriterlerle 2 yıllık bir süreçte karşılaştıran bir başka klinik çalışmada, kompozit rezinin PAMKR göre anlamlı bir üstünlük gösterdiği bildirilmiştir (Z. C. Cehreli, Cetinguc, Cengiz, & Altay, 2006).

#### **2.3.2.5. Giomerler**

Giomer ismi, glass ionomer ve polimer kelimelerinin kısmen birleştirilmesi ile oluşturulmuştur. Aktif cam iyonomer paçacıkları içeren, ışıkla sertleşebilen, flor salınımı yapabilen bir restorasyon materyali olarak tanıtılmıştır. PRG (pre-reacted glass ionomer) partikülleri, sulu ortamda polialkenoik asit ile floroaluminasilikat cam partikülleri arasında oluşan asit-baz reaksiyonu sonucunun bir ürünüdür (Ikemura, Tay, Endo, & Pashley, 2008).

PRG partikülleri iki farklı formda bulunmaktadır. Birincisi, yüzey aktif (S-PRG) ikincisi, tüm partikül aktif (F-PRG). Beautifil (Shofu, Kyoto, Japonya), S-PRG teknolojisi ile üretilmiş diş renginde rezin esaslı ilk giomer restoratif materyalidir (Gordan, Mondragon, Watson, Garvan, & Mjor, 2007).

Giomerler, önceden reaksiyona giren geleneksel CİS'lerin, rezin içine katılması ile elde edilirler. Bu sayede mekanik dayanımları arttırılırken, flor salınımında değişiklik olmaması ve çürük önleyici etkinliğinin değişmemesi sağlanmaktadır (Sunico, Shinkai, & Katoh, 2005).

CİS'lerde görülen hidrojel fazı geçişi giomerlerde görülmemektedir. PRG partikülleri giomer içerisindeki CİS'in içeriğindedir ve flor salınımını sağlar (Deliperi, Bardwell, Wegley, & Congiu, 2006; Gordan ve ark., 2007).

Yapılan bir çalışmada giomerlerin flor salınımı ve reşarj özellikleri açısından geleneksel CİS'ler ve RMCİS'lerden düşük kapasitede olduğu, ancak PAMKR'den yüksek olduğu bulunmuştur (Bansal & Bansal, 2015). Giomerler, ışıkla sertleşmektedir. Restorasyon yapım aşamasında, adezyon için bir bağlayıcı kullanılması gerekmektedir (Deliperi ve ark., 2006).

Giomerlerin; servikal erozyonlar, Sınıf I, II, III, IV, V kaviterler, kök çürükleri ve süt dişlerinin restorasyonlarında kullanım endikasyonları vardır (Yap & Mok, 2002; Gonzalez Ede, Yap, & Hsu, 2004; Matis, Cochran, Carlson, Guba, & Eckert, 2004; Sunico ve ark., 2005). Fakat yapılan bir çalışmada, retansiyon kaybı, marjinal renklenme, düşük marjinal adaptasyon gözlemlendiğinden, kullanımı daha çok kole kaviterlerinde önerilmektedir (Sunico ve ark., 2005).

Giomer ile yapılan bazı çalışmalarda;

Giomerlerin 28 günlük flourid salınım miktarını, geleneksel CİS ve RMCİS'ler ve PAMKR'ler ile karşılaştırmışlardır. Başlangıçta flourid salınımının en çok CİS'lerde olduğu ancak 7. gün giomerin flourid salınımının diğer materyallerden anlamlı derecede yüksek olduğunu tespit etmişlerdir. Fakat 28. günde giomerde anlamlı bir düşüş olduğu gözlemlenmiştir (Yap, Tham, Zhu, & Lee, 2002). Beautifil giomerin kullanıldığı 3 yıllık bir takipli çalışmaya göre, sınıf I ve II kavitelere uygulanan materyalin başarı oranları; marjinal renklenme %99, anatomik form %99, renk uyumu %98, oklüzal marjinal adaptasyon %87, sekonder çürük %100, yüzey pürüzlülüğü %100, hassasiyet %100, olarak belirtilmiştir (N. H. Wilson ve ark., 2006).

Başka bir çalışmada, pH değişimlerinin kompozit rezin, PAMKR ve giomerin mikrosertliği üzerine etkisini araştırmışlardır. Bu çalışmanın sonucuna göre, düşük pH'lı

asitlerin PAMKR ve giomeri daha fazla etkilediği vurgulanmaktadır (Mohamed-Tahir, Tan, Woo, & Yap, 2005).

## 2.4. Cam İyonomer Simanlarda Gelişmeler

### 2.4.1. Cam Karbomer Simanlar

CİS sınıfında bir materyal olarak kabul edilen bu restoratif materyal, cam iyonomerler sınıflaması içerisinde Cam Karbomer Siman (CKS) olarak isimlendirilmektedir (Pameijer, 2012; Zainuddin, Karpukhina, Law, & Hill, 2012).

Geleneksel CİS içeriği ile aynı yapıya sahip olmakla birlikte ilave farklı kimyasallar içermektedir (S. B. Cehreli, Tirali, Yalcinkaya, & Cehreli, 2013).

	SiO <sub>2</sub>	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	P <sub>2</sub> O <sub>5</sub>	SrF <sub>2</sub>	CaF <sub>2</sub>	NaF	ZnO	BaO
Mol %	54.6	20.0	3.2	11.9	4.1	5.4	0.7	0.2

**Tablo 2.3:** Cam Karbomer Siman içeriğinde bulunan bileşiklerin Mol (Kimyada Avogadro sayısı kadar atom ya da molekül içeren madde) birimi üzerinden yüzdeleri. (SiO<sub>2</sub>: Silikon dioksit, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>: Alüminyum Oksit, P<sub>2</sub>O<sub>5</sub>: Fosfor Pentaoksit, SrF<sub>2</sub>: Stronsiyum Florür, CaF<sub>2</sub>: Kalsiyum Florür, NaF: Sodyum Florür, ZnO: Çinko oksit, BaO: Baryum Oksit) (Zainuddin ve ark., 2012).

Yüzeyleri yoğun aside maruz bırakılarak kalsiyumdan uzaklaştırılmış cam partiküllerinden oluşmuştur. Dolayısıyla kalsiyum iyonları parçacıkların merkezine doğru uzanır (Van Duinen & Van Duinen, 2004).

CKS dolgu materyali, nano-florid hidroksiapatit parçacıklarını içeren yeni bir dolgu malzemesidir (X. Chen, Cuijpers, Fan, & Frencken, 2010). Bu nano boyutlarda floro-hidroksiapatit parçacıkları ile çürükten etkilenmiş olan mine-dentin yüzeylerinde, geleneksel

CİS'lere oranla daha fazla remineralizasyon sağlaması amaçlanmıştır (Menne-Happ & Ilie, 2013).

Üretici, CKS'nin mükemmel klinik performans sergilediğini ve nano boyutlu toz parçacıkları ve florür-hidroksiapatit yapısı nedeniyle, birçok geleneksel CİS ve YVCİS dolgu malzemesine göre daha üstün olduğunu iddia etmektedir (Koenraads, Van der Kroon, & Frencken, 2009; X. Chen ve ark., 2010).

Materyalin nano partiküllü yapısı sayesinde likit ile toz partikül temasının artması sağlanarak, dolgunun sertliği ve mekanik özelliklerinin artması sağlanmıştır. Bununla birlikte CKS dolgu materyalinin sertleşmesi için güçlü bir ışık kaynağı kullanılmalıdır (K. Gorseta, Borzabadi-Farahani, Moshaverinia, Glavina, & Lynch, 2016a). Bu ışık kaynağı dolgu malzemesi içerisinde bir foto aktivatör olduğu için değil, sertleşmesi için ısı gerekliliğindedir (S. B. Cehreli ve ark., 2013).

İçerisinde ikincil bir doldurucu partikül olarak görev yapan ve biyoaktif komponent olarak değerlendirilen hidroksiapatit  $[Ca_5(PO_4)_3(OH)]$  molekülü bulunmaktadır (Zainuddin ve ark., 2012). CKS içinde kullanılan cam, az miktarda kalsiyum yanı sıra stronsiyum ve yüksek miktarda silikon içerir. Geleneksel CİS olarak Fuji IX ve Ketac Molar'dan daha fazla silikon içirmektedir. Ancak benzer oranlarda alüminyum, fosfor ve florür içermektedir (Zainuddin ve ark., 2012).

Geleneksel CİS'ler gibi florür salınımı yapmaktadır. Ancak literatürde biyoaktif özellikleri ve içerisinde bulunan hidroksiapatit benzeri yapıların mine-dentin benzeri moleküllere dönüşümü ile ilgili çalışma henüz bulunmamaktadır (Zainuddin ve ark., 2012).

Bu yeni materyalle ilgili yapılan çalışma sayısı sınırlıdır. 2009 yılında yapılan bir çalışmaya göre CKS dolgu materyali, geleneksel bir CİS'den (Fuji IX GP Extra, GC, Leuven, Belgium) daha az mikrosızıntı göstermektedir (K. Gorseta ve ark., 2009 Sep 10–12).



Bir başka çalışmada ise CKS ve geleneksel bir CİS'nin (Fuji IX GP Extra, GC, Leuven, Belgium) sertleşmeleri tamamlandıktan 24 saat sonraki bükülme dayanımları karşılaştırılmış ve CKS'lerin daha dayanıklı olduğu bildirilmiştir (Cam Karbomer 122.29±9.9 MPa) (Fuji IX GP Extra 57.85±7.54 MPa) (K. Gorseta, Negovetic Vranic, Glavina, & Skrinjaric, 2009). Makaslama bağlanma dayanımının karşılaştırıldığı bir çalışmada ise, CKS (13.7 MPa), geleneksel CİS'e göre (6.7 MPa) daha yüksek değerlerde bağlanma göstermiştir (Glavina, Gorseta, Negovetic Vranic, & Skrinjaric, 2009).

#### **2.4.2. Nano Özellikli Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (Nano-iyonomer)**

Dental materyaller alanındaki en önemli gelişmelerden birisi nano teknolojinin dolgu materyallerinde uygulanmasıdır (Uysal, Yagci, Uysal, & Akdogan, 2010). Yeni çalışmalar, nano boyutlu parçacıkların veya "nanokütle" lerin bir araya getirilmesinin, rezin bazlı kompozitlerin mekanik özelliklerini geliştirebileceğini göstermektedir (Terry, 2004; Curtis, Palin, Fleming, Shortall, & Marquis, 2009; M. H. Chen, 2010).

Nanoteknoloji, farklı fiziksel ve kimyasal tekniklerin kullanılması ile boyutları 0.1- 100 nanometre (nm) arasında değişiklik gösteren fonksiyonel materyaller veya yapılar yaratılmasıdır (M. H. Chen, 2010; Uysal ve ark., 2010). Son yıllarda üretici firmalar tarafından "Nano" terimi çok yaygın olarak kullanılmaktadır. Nano özellikli materyallerin düşük bükülme özelliği ve adeziv uygulamaları ile kullanıldığında kavite duvarlarına iyi adaptasyonları ile karakterize materyaller olması en önemli avantajlarından. Buna bağlı olarak, nano özellikli materyallerin uzun dönem klinik performanslarının da daha iyi olduğu bildirilmektedir (M. H. Chen, 2010).

CİS'lerin de fiziksel ve mekanik özelliklerinin artırılması için benzer nano parçacık teknolojisi girişimlerinde bulunulmuştur (A. Moshaverinia, Ansari, Moshaverinia, ve ark., 2008).

Mekanik özelliklerin artırılması amacı ile nano özellikli RMCİS'lere fluoroaluminosilikat cam, nanodoldurucular ve nanodoldurucu kümeleri katılmıştır. Bu restoratif materyallerin yaklaşık olarak üçte ikisi nano dolduruculardan oluşmaktadır (%69). Ayrıca nano doldurucular restorasyonun bazı fiziksel özelliklerinin de artmasını sağlamaktadır. Üretici firmalar bu materyallere "nano-iyonomer" adını vermektedir. Bunun yanı sıra üretici firmalar geleneksel CİS'ler gibi nano özellikli RMCİS'lerin de iyi florid salınımı ve geri yüklenebilme gibi özelliklere sahip olduğunu bildirmektedir (Coutinho ve ark., 2009; Uysal ve ark., 2010).

Özellikle süt dişi restorasyonlarında ve sürekli dişlerde küçük kavitelerin restorasyonlarında nano özellikli RMCİS'lerin kullanımı önerilmektedir. Piyasada Ketac N100 materyalinin dışında kökeni aynı firmaya ait olan ve yine bir RMCİS olan Vitremer materyali de bulunmaktadır. Ancak Ketac N100 daha basitleştirilmiş, iki patlı bir karıştırma sistemine sahiptir (Coutinho ve ark., 2009).

Bu materyalin kimyasında metakrilat ile modifiye edilmiş polialkenoik asit bulunmaktadır (El-Askary & Nassif, 2011). Yapılan bir çalışmada Ketac CİS'lerin yüzeylerine uygulanan radyant enerji ile yüzey mikrosertliklerinde artış meydana gelmiştir (Dionysopoulos ve ark., 2017). Başka bir çalışmada Vitremer restoratif materyalinin Vickers mikrosertlik değeri  $51.4 \text{ N/mm}^2$ , elastik modülü; 9.8 GPa olduğu bildirilmiştir (Magni, Ferrari, Hickel, & Ilie, 2010).

## **2.5. Geleneksel Cam İyonomer Simanların Yapısı**

CİS'lerin yapısında, doldurucu içeriğini reaktif cam olarak adlandırılan fluoroalimunosilikat cam (FAS)'in oluşturduğu, matriks içeriğini karboksilik asidin kopolimer ya da polimerinin oluşturduğu bu iki kısım arasında meydana gelen su bazlı, asit-baz reaksiyonu ile sertleşen, restoratif materyaller olarak tanımlanmaktadır. Geleneksel CİS'ler, karıştırılma

öncesinde toz ve likit olarak 2 kısımdan meydana gelmektedir. Sertleşme tamamlandığında siman, yüksek moleküler ağırlıklı organik ve inorganik kompleksler içermektedir. Farklı türevleri bulunmakla birlikte, tüm geleneksel CİS'ler; polikarboksilik asit, fluoroalüminosilikat cam, su ve tartarik asit içermektedir (R. Sakaguchi & S. Mitra, 2012).

### 2.5.1. Doldurucu Partikülün Yapısı

Geleneksel CİS'lerin doldurucu içeriği, 1100°C'den daha yüksek bir ısıda alümina ( $Al_2O_3$ ), silika ( $SiO_2$ ), metal oksitler, metal floridler ve metal fosfatların eritilmesiyle meydana gelmektedir. Çoğunlukla, alüminyum (Al), stronsiyum (Sr), kalsiyum (Ca), potasyum (K), çinko (Zn), sodyum (Na), ve lantanum (La) gibi metal iyonları bulunmaktadır. Materyalin üretim aşaması sırasında erime ısını arttırmak amacıyla fosfat ( $PO_4^{-3}$ ) ve florid (F) kullanılırken, cam yapısının içerisine sertleşme özelliklerini modifiye etmek amacıyla da katılmaktadır. Materyale radyopak özellik kazandırmak için lantanum oksit ( $La_2O_3$ ), stronsiyum oksit (SrO) ve baryum sülfat ( $BaSO_4$ ) cam tozunun içerisine katılmaktadır. Ayrıca çinko oksit (ZnO) de cam tozuna katılabilmektedir (S. Saito, S. Tosaki, & K. Hirota, 1999).

CİS'lerin doldurucu kısmına ağır metal iyonlarının ilave edilmesinin sebebi, materyale radyopak bir görünüm kazandırmaktır (R. L. Sakaguchi & S. B. Mitra, 2012).

$Al_2O_3$  ve  $SiO_2$ , camın iskeletsel yapısını oluşturan temel içerikleridir. Üç boyutlu silikat cam yapı olarak tasfir edilen bu yapı, bir tetrahedrondur. Tetrahedronun merkezinde bulunan silika iyonu ile alüminyum iyonu yer değiştirebilir. Bu durum iyonların modifiye olmasını sağlamakta ve iskeletsel yapının moleküler ağırlığını azaltmaktadır. Modifiye olmuş metal iyonları, camın poliasitle olan yüksek reaktivitesini indüklemektedir. Cam yapıda florür ve fosfat bulunurken, silikon tetrahedronun iskeletsel yapısında florür ve fosfat iyonları bulunmadığı bilinmektedir (S. Saito, S. Tosaki, & K. Hirota, 1999).

Cam tozu parçacıklarının boyutları ve oranları simanın sertleşme karakteristiklerini kontrol edebilmek için oldukça önemlidir. İnce partiküller haline getirilebilmek için, eritilmiş cam ezilip öğütme işlemi ile toz haline getirilmektedir. CİS'lerin hangi alanda kullanılacağıyla bağlantılı olarak toz kısmındaki partikül boyutu da değişkenlik göstermektedir. Restoratif materyal olarak kullanımında en fazla 50 µm, yapıştırma ya da kaide materyali olarak kullanımında ise en fazla 20 µm boyutunda olması gerektiği bildirilmiştir (Van Noort, 2008).

CİS'nin diğer florid bileşikleri ilave edilmeden de florid salma özelliği fluoroalimünosilikat sayesinde olmaktadır. Sertleşmesini tamamlamış cam iyonomer simanın florid salma özelliğinin kaynağı simanın matriksi olduğu düşünülmekle birlikte, açığa çıkan floridin bir kısmının camın yapısında meydana geldiğine düşünülmektedir. Camın iskeletsel yapısında florid bulunmamaktadır. Camın yapısındaki floridin, simanın matriks kısmından difüze olduğu ve sonrasında yavaşça serbestleştiği düşünülmektedir. Florid salınımı simanın fiziksel özelliklerini etkilememektedir. Buna ilave olarak, floridin matriks içerisine tekrar difüze olabilmektedir. Ortamdaki fluor iyonunun seviyesinin azalması durumunda siman içerisinde birikmiş iyonlar serbestleşerek ortamdaki florid seviyesini sabit tutmaya çalışırlar (Forsten, 1991; Takahashi, Emilson, & Birkhed, 1993; Diaz-Arnold, Holmes, Wistrom, & Swift, 1995; Smith, 1998).

### **2.5.2. Matriks Oluşturan Poliasidin Yapısı**

Genellikle polikarboksilik asit, CİS'lerin matriksini oluşturan poliasit formudur. Bununla birlikte; poliakrilik asit, polivinil fosforik asit, akrilik asit-maleik asit kopolimeri, polimaleik asit, akrilik asit-itakonik asit kopolimeri, akrilik asit-2 bütan dikarboksilik asit kopolimeri gibi asitler de bulunmaktadır (S. Saito ve ark., 1999).

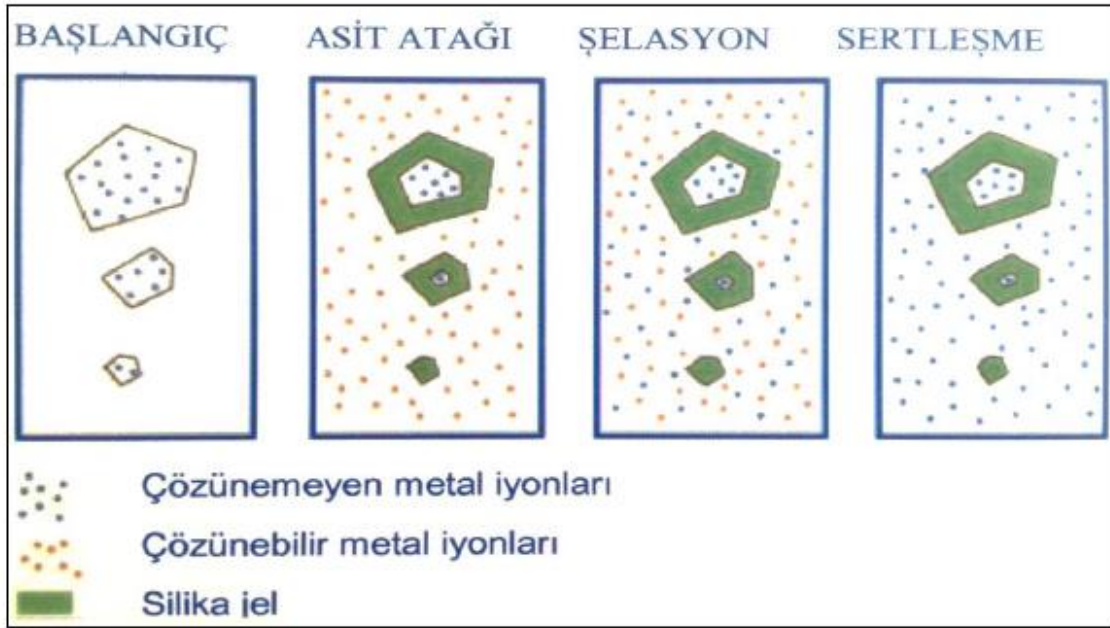
Materyalin çalışma süresini uzatmak, sertleşme zamanını kısaltmak amacıyla CİS'in matriks kısmında tartarik asit ilavesi yapılmaktadır (Xie ve ark., 2008).

Poliasidin reaktivitesi ko-polimerin içeriğine olduğu kadar moleküler ağırlığına ve konsantrasyonuna da bağlıdır. Simanın sertlik derecesini arttırmak ve mekanik özelliklerini olumlu yönde değiştirmek için poliakrilik asidin moleküler ağırlığını arttırmak gerekmektedir. Ancak bu durum simanın kullanımını olumsuz yönde etkilemektedir. Total moleküler ağırlık ve reaktiviteye bağlı olan karboksilik grupların sayısı, maleik veya itakonik asidin, akrilik aside eklenmesi ile artmaktadır. CİS'in likit kısmına aköz solüsyon olarak poliasit eklenebildiği gibi, toz kısmına da dondurulup kurutulmuş şekilde poliasit eklenebilmektedir. Poliasidin simanın toz kısmına eklendiğinde, simanın likidi sadece sudur. Simanın karıştırılması sırasında dondurulup kurutulmuş poliasit çözünmektedir. Bu asitler sayesinde siman, dış sert dokularına ve metallere, bağlanma ajanlarına gerek duymadan bağlanabilmektedir. Bu bağlantının açıklaması ise, karboksil grubu içeren polimer asidinin, metal iyonlarla iyonik reaksiyona girmesi sonucunda olduğu bilinmektedir (Nasu, 1986).

Poliakrilik asidin düşük pH'sı, canlı dokulara olumsuz yönde etki edebilmektedir. Perforasyon sonrasında açığa çıkmış pulpa dokusuna henüz sertleşmesini tamamlamamış olan CİS teması pulpada irritasyona sebep olabilmektedir. Ancak sertleşmesini tamamlamış CİS'in canlı dokular üzerinde olumsuz etkisi bulunmamaktadır (Kawahara, Imanishi, & Oshima, 1979).

## **2.6. Geleneksel Cam İyonomer Simanların Sertleşme Reaksiyonu**

CİS'in sertleşmesi basitçe; poliakrilik asidin sulu solüsyonundaki bileşenleri ile floroalümina silikat cam tozunun karıştırılması sonrası, katı cam tozlarının asit gruplarını nötralize etmesine dayanan bir reaksiyon ile açıklanabilmektedir. CİS'in sertleşme süreci dört faz olarak belirtilmiştir (Şekil 2.2). Bunlar; likit ve tozun teması, cam partiküller üzerine asit atağı, matriks şelasyonu ve sertleşme şeklindedir (Crisp ve ark., 1980; Kleverlaan ve ark., 2004).



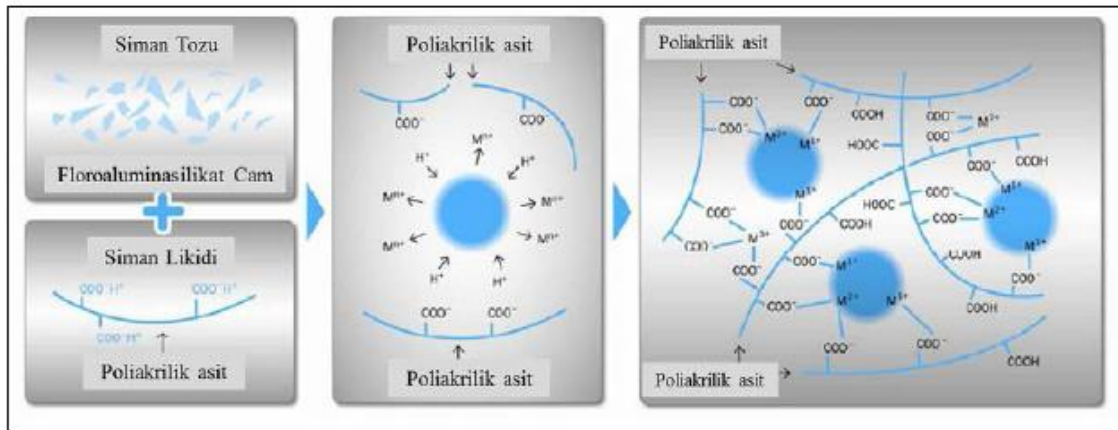
**Şekil 2.2:** Cam iyonomer simanların sertleşmesi esnasındaki 4 faz (A. D. Wilson & McLean, 1988).

Başlangıçta, cam partikülleri poliakrilik asit likiti içinde dağılırlar. Polialkenoik asitten salınan hidrojen iyonları cam yüzeyine saldırırlar (Barry, Clinton, & Wilson, 1979). Yüzeydeki cam tozlarının yıkımı, asit atak fazında başlamaktadır ve simanı oluşturan metal iyonlarının ( $Al^{+3}$ ,  $Ca^{+2}$ ,  $Sr^{+2}$ ,  $F^{-1}$ ) serbestlenmesi ile de devam etmektedir. Serbestlenen  $Al^{+3}$ ,  $Ca^{+2}$ ,  $Sr^{+2}$ ,  $F^{-1}$  iyonları simanın sulu fazına doğru ilerler. Bu katyonlar karboksilat grupları tarafından şelasyona uğrar ve polialkenoik asit zincirlerine çapraz bağlanırlar (Matsuya, Maeda, & Ohta, 1996). Polikarboksilik asidin çapraz bağları,  $Ca^{+2}$  ve  $Al^{+3}$  iyonları tarafından 48 saat içinde tamamlanmaktadır (Anusavice, Shen, & Rawls, 2013).

Siman matriksi ile cam partikülleri arasında, katyonlar cam yüzeyinden ayrıldıktan sonra, hidrojel tabakası oluşmaktadır. Bu tabaka silikadan zengin bir tabakadır. Cam tozunun yüzey tabakası asitle reaksiyona girerken, ana yapı sağlam kalmaktadır. İki komponentin karşılaşmasıyla birlikte kalsiyum poliakrilat zincirleri oluşur ve partikülleri bir arada tutacak olan başlangıç matriksi gelişir. Kalsiyum iyonları başlangıç sertleşmesinden sorumludur.

Bunun sebebi kalsiyum iyonlarının alüminyuma göre daha hızlı poliakrilat zincirlerine tutunmasıdır. Kalsiyum iyonları tutulduğunda alüminyum iyonları da alüminyum poliakrilat zincirlerini oluşturmaya başlamaktadır ve daha az çözünen ve daha dayanıklı bir son matriks oluşmaktadır (Mount, 1990; A.D. Wilson & Nicholson, 2005).

Kalsiyum poliakrilat oluşumu, alüminyum poliakrilat oluşumundan daha hızlı meydana gelmektedir. Reaksiyon devam ederken, matriks içerisindeki iyon konsantrasyonu artar. Ortamın pH'sı ve viskozitesinin artmasının sebebi, poliakrilik asitin poliakrilatlara dönüşmesidir (Hatton & Brook, 1992).



**Şekil 2.3:** Cam iyonomer simanların sertleşme mekanizması (Lohbauer, 2010).

CİS'lerin sertleşmesini kontrol edebilmek için, cam tozuna gerekli miktarlarda kuru poliakrilik asit ilave edilmektedir. Likit olarak da genellikle karboksilik asidin %45'lik sulu likiti kullanılır (Lohbauer, 2010).

CİS'lerde sertleşme iki aşamalıdır. İlk aşama, karıştırmadan sonraki ilk 10 dakika içerisinde gözlenir ve klinik sertleşme olarak kabul edilir. İkinci aşamada, kalsiyum ve alüminyum katyonların matriks içindeki salınımını içeren yavaş ve uzun süre devam eden asit-baz reaksiyonudur (Kleverlaan ve ark., 2004).

Wasson E.A.'a göre polialkenoat ağ içinde silika jel matriksin formasyonu sebebiyle ikinci bir sertleşme reaksiyonu olması ihtimali yüksektir. Sertleşme reaksiyonun başlarında CİS'ler neme karşı hassas iken, ikinci aşamada dehidratasyona hassastır. Başlangıç aşamasında suyla temas olması, yüzey sertliğini olumsuz yönde etkiler ve düşük aşınma direncine sahip bir CİS meydana gelir (El-Badrawy & McComb, 1998; Kleverlaan ve ark., 2004).

Su CİS'lerin sertleşme sürecinde önemli bir yer teşkil etmektedir. Likitte bulunan su, sertleşme sürecinin ilk aşamalarından itibaren önemli bir rol üstlenir. Buna karşın, sertleşme reaksiyonu esnasında metal katyonlarının çözünmesinin önüne geçmek için, siman tozunun su ile temas etmesini önlemek gerekmektedir. Simanın sertleşmesi tamamlandıktan sonra su, metal katyonları etrafında veya polianyon zincirleri çevresinde yer almaktadır. Bu sırada meydana gelen su kaybı siman yüzeyinde çatlaklara neden olur (Crisp ve ark., 1980).

CİS'in sertleşme reaksiyonunun ilerlemesiyle birlikte simandan su çıkışı da artmaktadır. Sertleşmesini tamamlayan CİS'in yaklaşık %24'ü sudur. Daha fazla su alımı, alüminyum poliakrilat zincirleri gelişmesini tamamlayana kadar, suda çözünebilen kalsiyum poliakrilat zincirleri tarafından alınabilmektedir. Simanın havayla teması ise su kaybetmesine neden olmaktadır. Tam olarak simanın maturasyonu ve su kaybına karşı direnci, hızlı sertleşen simanlarda en az 2 hafta, yavaş sertleşen simanlarda ise yaklaşık 6 ay sonra olduğu bildirilmiştir. Bu su alımı ve su kaybı dengesi CİS'lerde karışık ve en önemli problemdir (Mount, 1990; Dupuis, Moya, Payan, & Bartala, 1996)

Matsuya ve arkadaşları geleneksel CİS'lerin, başlangıç reaksiyonunu takip eden ilk 24 saat ile 3 ay sonrasındaki mekanik özelliklerini incelemişler ve kademeli olarak bu mekanik özelliklerin arttığını bildirmişlerdir (Matsuya ve ark., 1996).

Sertleşme süresince CİS'lerin su alımına karşı hızlı bir direnç geliştirilmesi amaçlanmaktadır. Bunun için alüminyum iyonlarının değişiminin daha erken başlaması



amacıyla fazla kalsiyum iyonları cam partiküllerin yüzeyinden uzaklaştırılabilir. Bu durum simanın fiziksel ve mekanik özellikleri üzerinde olumsuz bir etki yapmamakla birlikte, simanın translusentlik (yarı saydamlık) değerleri azalır. Bu sebeple estetik özellik olumsuz etkilenir.

CİS'lerin su kaybetmesi, su emiliminden daha büyük bir sorun oluşturmaktadır. Yeni yapılan cam iyonmer restorasyonlar dehidratasyona maruz kalacağından, simanın yüzeyinin su değişimini azaltacak şekilde, su geçirmeyen bir yüzey örtücü ile kapatılması gerektiği bildirilmiştir (Hotta, Hirukawa, & Yamamoto, 1992; Brito, Velasco, Bonini, Imperato, & Raggio, 2010).

## 2.7. Diş Yapılarına Bağlanma

Geleneksel CİS'ler diş sert dokularına kimyasal olarak bağlanabilmektedirler (Erickson & Glasspoole, 1994). CİS'lerin içeriğinde bulunan ve poliakrilik asit içinde yer alan karboksilat gruplarının, diş dokusunda bulunan fosfat iyonları ile etkileşimi sonucu, diş sert dokuları ile kimyasal olarak bağlanması gerçekleşmektedir (A. D. Wilson, Prosser, & Powis, 1983).

Çürükten yeni temizlenmiş kavite ile yeni hazırlanmış geleneksel CİS arasındaki bağ, temel olarak zayıf hidrojen bağıdır. Bu zayıf hidrojen bağı baskın olduğu polar çekicilik sayesinde oluşmaktadır. Yeni hazırlanmış bir simanın asiditesi, smear tabakasında self-etch etkisi yaratmaktadır. Siman ile dişin ara yüzeyindeki iyon değişimi, CİS'lerin visköz yapıda olmalarına rağmen oluşmaktadır. Bu durumu sağlayan dişin nemli yapısı ve simandaki serbest sudur (Sidhu, 2010).

Siman ile mine ve dentin arasında karşılıklı dipol etkisi, fiziko-kimyasal bir bağlanmayı sağlar. Dentinin NH<sub>2</sub> grupları ile simanın COO<sup>-</sup> grupları arasında oluşur. Bu bağlanma simanla dokular arasında karşılıklı iyon alışverişi nedeniyle dinamik bir özellik göstermektedir (J. W. McLean & Wilson, 1977a; A. D. Wilson, Crisp, & Abel, 1977).

İyon değişim tabakasının oluşturduğu difüzyon işlemi, uzun vadede simandan gelen iyonların ve dişten gelen iyonların ara yüzey bölgesine hareketleri ile devam eder (Ngo, Mount, & Peters, 1997). Polikarboksilik asit kombinasyonlarının hidroksiapatite bağlanarak iyonik bağlar oluşturması, CİS ile diş sert dokuları arasındaki kimyasal bağlanmayı sağlamaktadır. Minenin hidroksiapatit oranı dentinden daha fazladır. Bu sebeple iyonik bağların sayısı minede daha çoktur (Erickson & Glasspoole, 1994).

Dentine olan bağlanmada ise dentin kollagenlerinin etkisi vardır. Dentinde bulunan kollagenler iyonik ve iki kutuplu adezyonu sağlayan karboksil ve amino gruplarını içermektedir (J. W. McLean & Wilson, 1977b). Muamele edilmemiş mine ve dentine cam iyonomerlerin gerilme kuvveti (tensile strength) iyidir (Perondi, Oliveira, Cassoni, Reis, & Rodrigues, 2014).

Bu bağlanma değerleri minede 2.6 ila 9.6 MPa arasında değişirken ve dentin üzerindeki değerler 1.1 ila 4.1 MPa arasında değişmektedir (Powis, Folleras, Merson, & Wilson, 1982).

Siman ile diş arasındaki bağlanma giderek artmaktadır. Bu durumun sebebi polialkenoik asit tarafından diş sert dokularından fosfat iyonlarının difüze olmasıdır. Bu durum sayesinde elektriksel denge sağlanmaktadır. Difüze olan bu iyonlar, siman ile diş arasında iyondan zengin tabaka oluşturarak simanın hem mineye hem de dentine sıkıca tutunmasını sağlamaktadır. CİS ile diş sert dokuları arasındaki en yüksek bağlanma kuvveti, simanın sertleşmesini tamamlamasıyla oluşur (S. Saito ve ark., 1999).

Simanın sertleşmesi tamamlandığında, dişe temas eden bölgesi oldukça visköz yapıdadır. Eğer materyalin maturasyonu sürecinde, nem kontaminasyonu engellenirse, materyal ile diş sert dokuları arasındaki sıkı bağlantı korunmuş olur. Bu sayede siman ile diş sert dokuları arasındaki iyon değişimi de uzun süre devam eder. Minenin inorganik yapısı dentinden daha fazladır. Bu yüzden geleneksel CİS'lerin mineye olan bağlanmaları, dentine olan bağlanmalarından daha güçlüdür. Ayrıca bu duruma kavite derinliğinin artmasıyla dentin

tübül çaplarının artması ve dentindeki nemliliğin artması da sebep olmaktadır (Powis ve ark., 1982).

Klinik uygulamalarda çürükten etkilenen enfekte doku uzaklaştırıldıktan sonra, çürükten etkilenmiş olan dentin tabakası üzerine simanın bağlanması sağlanmaktadır. Etkilenmiş dentin yüzeyinde, kalsiyum ve fosfat kristalleri dentin tübüllerini tıkamış durumda bulunmaktadır. Bu durum çürükten etkilenmiş dentine simanın bağlanmasını zorlaştırmaktadır. Simanın, çürükten etkilenmiş dentine bağlanma kuvveti, sağlam dentinden olan bağlantısında daha düşük olduğu bildirilmiştir. Tedavi esnasında lastik örtü kullanılması simanın dehidrate olmasının başta gelen nedenleri arasında bulunmaktadır. Bu durum CİS'in tebeşirimsi beyaz bir renk almasına sebep olmaktadır (J. W. Nicholson, Brookman, Lacy, & Wilson, 1988; T. F. Watson, Billington, & Williams, 1991; T. F. Watson & Cook, 1995; T. F. Watson, Pagliari, Sidhu, & Naasan, 1998).

Yapılan birçok çalışmada CİS'lerin retantif olmayan Sınıf V kavitelere bağlanması klinik olarak değerlendirilmiş ve simanın mineye bağlanmasının, klinik başarısı en iyi olan üç aşamalı etch-and-rinse adeziv sistemden daha kötü olmadığı belirtilmiştir (van Dijken, 2000; Peumans, Van Meerbeek, Lambrechts, & Vanherle, 2003; Van Meerbeek ve ark., 2003).

Glasspoole ve arkadaşlarının CİS'lerle ilgili yaptıkları çalışmada, mine yüzeyinin %10-20'lik poliakrilik asitle veya %34-37'lik fosforik asitle pürüzlendirilmesinin ardından 20-30 saniye suyla yıkanıp kurulanmasının, diş yüzeyindeki smear tabakasını kaldırarak materyalin dişe bağlanmasını arttıracığı bulunmuştur (Glasspoole, Erickson, & Davidson, 2002).

Smear tabakasının asit uygulanması sonrasında kalkması, demineralize bir diş yüzeyi ve yüzey alanının artmasını sağlamaktadır. Bu durum cam iyonomer simanların dişe olan mikro-mekanik bağlantılarında artış sağlamaktadır (Van Meerbeek ve ark., 2006). Yüzey pürüzlendirilmesi esnasında kuvvetli asitlerin kullanılmasının kollajen ağının çok fazla açtığı bildirilmiştir. Bu durumun CİS'lerin diş sert dokularına bağlanma kuvvetinin azalmasına neden

olduğu rapor edilmiştir. Ancak poliakrilik asit gibi zayıf asitlerin kullanılmasının dentin tübüllerinin çok fazla açılmasına neden olmadığı için bağlanma kuvvetini arttırdığı araştırmacılar tarafından bildirilmiştir (Powis ve ark., 1982).

Zayıf asit uygulamaları, hazırlanan kavitenin dentin yüzey tabakasını demineralize ederek 1µm derinliğinde penetrasyon sağlayabilmektedirler. Herhangi bir yüzey işlemi uygulanmasa bile CİS'ler smear tabakası varlığında dahi diş dokularına bağlanabilme özeliğindedirler. Ancak kavite içerisinde, yüzey düzenlemek amacıyla zayıf asitlerin kullanımının, simanın bağlanma kuvvetini arttırdığı bildirilmiştir (Mak ve ark., 2002; Yesilyurt, Bulucu, Sezen, Bulut, & Celik, 2008).

CİS'lerin diş bağlanmasını arttırmak amacıyla poliakrilik asit kullanılmasının iki önemli avantajı vardır. Bunlardan birincisi, poliakrilik asit simanın yapısında bulunan bir asit olduğu için siman ile diş arasında tortu kalmasına neden olmaz. İkincisi ise, diş yapılarının ıslanabilirliğini artırır ve dentindeki kalsiyum ve fosfat iyonlarının aktive olmasını sağlar (T. F. Watson, 1999).

Özet olarak CİS ile diş arasında oluşan bağlantının iki temel prensibi vardır;

1. Poliakrilikasit sayesinde oluşan sef-etching etkisi ile yüzey alanının artması ve mikro-mekanik kilitlenme.
2. Gerçek kimyasal bağlanma. Poliasit molekülleri üzerindeki karboksilat grupları ile diş yüzeyindeki kalsiyum iyonları arasında oluşan iyonik bağları içerir (T. F. Watson, 1999). Bu oluşan iyonik bağlar deneysel olarak hidroksiapatit üzerinde x-ışını foto elektron spektrofometrisi ile görüntülenmiştir (Fukuda ve ark., 2003). Aynı bağlantı mine ve dentinde de görüntülenmiştir (Yoshida ve ark., 2000).

## 2.8. Restoratif Materyallerin Mekanik Özellikleri

Bir maddenin mekanik özelliği, onun kuvvet karşısında vermiş olduğu yanıtla açıklanır (T. M. Roberson, H. O. Heymann, & E. J. Swift, 2011). Çiğneme esnasında iletilen kuvvetlerin büyüklüğünün bilinmesi, yapılacak olan restoratif tedavi için kullanılacak olan dolgu materyallerinin, mekanik özelliklerinin önemini anlamamız için gereklidir. Çiğneme kuvveti, büyük azılar bölgesinden kesici dişler bölgesine doğru azalarak devam etmektedir. Birinci ve ikinci büyük azı dişleri bölgesindeki ısırma kuvveti yaklaşık 580 Newton (N) 'dur. Kesiciler bölgesinde ise bu kuvvet ortalama 180 N olarak bildirilmektedir (R. G. Craig ve ark., 2004).

Materyallerin mekanik özellikleri değerlendirilirken, içerisinde basma dayanımı, gerilme dayanımı, kırılma dayanımı ve makaslama kuvvetlerine dayanıklılık gibi farklı özelliklerde bulunan değerler incelenmektedir. Materyallerin sertliği de mekanik özellikler içerisinde yer bulmaktadır (Anusavıce, 2003).

### 2.8.1. Restoratif Materyallerin Yüzey Sertliği Özellikleri

Sertlik kavramı; mineral biliminde bir maddenin, madde yüzeyinde çizik oluşturulmasına karşı maddenin gösterdiği direnç, metalurji ve diğer pek çok bilim dalında ise, maddenin indensasyona (çentik atma) karşı gösterdiği direnç anlamına gelmektedir. Günümüzde kullanılan sertlik testleri bu bilgiler ışığında belirlenmiştir (Anusavıce, 2003).

Dental materyallerin sertliğini ölçmek amacı ile Barcol, Brinell, Rockwell, Shore, Vickers ve Knoop isimli testler kullanılmaktadır. Brinell, en eski testlerden birisidir. Diş hekimliğinde kullanılan metallerin sertliğini belirlemek için kullanılmaktadır. Rockwell ve Brinell testleri makrosertlik, Vickers ve Knoop sertlik testleri ise mikrosertlik testleri olarak tanımlanmaktadır. Plastik tipte dental materyallerin sertliklerini ölçmede kullanılan test yöntemi ise Shore ve Barcol sertlik testleridir (Anusavıce, 2003).

Vickers ve Brinell sertlik testi aynı prensipte çalışan iki testtir. Ancak Brinell sertlik testinde kullanılan uç yuvarlak iken Vickers sertlik testinde kare tabanlı piramid şekilli bir uç kullanılmaktadır. Belirlenen bir kuvvetin yine belirlenen bir süre boyunca bu uçlar yardımı ile materyal yüzeyine uygulanması sonucu bir çentik oluşturulmaktadır. Vickers sertlik değeri (HV), bu çentikten alınan diyagonal ölçümler ile alanın saptanması ve uygulanan kuvvet ile hesaplanan alanın orantılanması sonucunda belirlenmektedir (Yap, Cheang, ve ark., 2002; Iijima ve ark., 2010).

Vickers sertlik testinde, ölçülen materyalde iz oluşturabilmek için piramit tabanlı bir elmasan yararlanılmaktadır. Elmas ucun oluşturduğu çökme alanının köşegenleri ölçülerek ortalaması alınmaktadır. Batıcı ucun yüzeyleri arasında 136°'lik bir açı mevcuttur ve örnek üzerinde kare bir iz oluşur (Çengel & Boles, 1989). Vickers testi kırılğan materyallerin sertliğinin ölçülmesine uygun olduğundan diş yapısının sertliğinin ölçülmesinde de kullanılmaktadır (Anusavice ve ark., 2013). Yüzey sertliği değerleri literatürdeki birçok çalışmada olduğu gibi Vickers sertlik değeri olarak belirlenmiştir (A. Moshaverinia ve ark., 2010; Lucey, Lynch, Ray, Burke, & Hannigan, 2010).

Amalgam ve kompozit rezinlerin sertlik değerleri, CİS'lerden daha yüksektir. Bu durum materyalin içerdiği doldurucu miktarı ile doğrudan ilişkilidir. Doldurucunun tipi de materyalin sertliğini etkileyen bir faktördür (R. G. Craig ve ark., 2004).

## **2.8.2. Cam İyonomer Simanların Fiziksel Özelliklerini Arttırmak İçin Yapılan Çalışmalar**

### **2.8.2.1. Glaze Malzemelerinin Cam İyonomer Yüzey Sertliği Üzerine Etkileri**

CİS'lerin özellikle ilk sertleşme reaksiyonları sırasında hidrasyon ve dehidrasyondan korunmaları büyük önem taşımaktadır. Bu materyallerin sertleşme reaksiyonları sırasında ve sonrasındaki olgunlaşma safhasında nem ile teması sertleşmeyi olumsuz yönde

etkileyebilmektedir. Restorasyon yüzeylerine glaze materyali uygulamasının nem kontrolü sağlayarak, materyallerin sertleşme reaksiyonlarının düzgün bir şekilde devam edebilmesine yardımcı olduğu düşünülmektedir (Hotta ve ark., 1992; Serra ve ark., 1994; Valera, Navarro, Taga, & Pascotto, 1997).

CİS'lerin sertleşme esnasında neme maruz kalması, çözünürlüklerini, mekanik mukavemetlerini, renk kararlılığını ve aşınma dirençlerini olumsuz yönde etkilemektedir (Musanje, Shu, & Darvell, 2001).

Brito CR ve arkadaşlarının, yapmış oldukları çalışmada kondanse edilebilir CİS yüzeyine uyguladıkları değişik yüzey örtücü materyallerinin yüzey sertliğine olan etkilerini karşılaştırmışlardır. Bu çalışmanın sonucunda tırnak cilası uygulanmış grupta yüzey sertliğinin daha yüksek olduğu saptanmıştır (Brito ve ark., 2010). Earl ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, sertleşmesini tamamlamamış olan CİS yüzeyinin, ışık ile aktive olan bir bond ile kapatılması, CİS'lerin su kaybı ve nemden etkilenmesinin önlenmesi için en etkili yöntem olduğunu belirtmişlerdir (Earl, Mount, & Hume, 1989).

Ribeiro ve arkadaşlarının RMCİS üzerinde yaptıkları çalışmada ise, simanların yüzeylerinin nemden etkilenmemeleri için kapatılması gerekliliği bildirilmiştir (Ribeiro, Serra, Paulillo, & Rodrigues Junior, 1999).

Bir başka çalışmada ise yüzey verniği uygulanmasının CKS dolgu materyalinin mekanik özelliklerini arttırmada anlamlı bir değişiklik yapmadığı bildirilmiştir (Menne-Happ & Ilie, 2013). Ancak CKS dolgu materyalinin üzerine firmanın önerdiği verniğin GCP Gloss (GCP Dental, Vianen, Hollanda) uygulanmasının mikrosızıntıyı engellemede etkili olduğu bildirilmiştir (S. B. Cehreli ve ark., 2013).

### ***2.8.2.2. Isı Uygulamasının Cam İyonomer Simanların Mekanik Özellikleri Üzerine Etkisi***

Geleneksel CİS'lerin sertleşme reaksiyonu ekzotermik bir reaksiyondur. Yani sertleşme esnasında toz-likit karışımından çevreye ısı aktarımı olmaktadır (Towler, Bushby, Billington, & Hill, 2001).

Materyalin sertleşmesi esnasında oluşan sıcaklık artış hızı yavaştır ve ışıkla aktive olan materyallere göre sıcaklık artışı daha düşüktür. Geleneksel CİS'lerde açığa çıkan sıcaklık artışı yaklaşık 1°C ile 6°C arasındadır. Sertleşme esnasında, sıcaklığın yavaş bir şekilde artışı, sıcaklığın daha kolay dağılmasını sağlar. Bu durum uygulanan materyalin dış dokularına zarar vermesini de önlemektedir (Çengel & Boles, 1989).

Geleneksel CİS'lerde sertleşme reaksiyonu esnasında dışarıdan ilave enerji uygulanması [kızılötesi ışınlar, ısı, ultrasonik dalgalar, LED (Light Emitting Diode) veya halojen ışık], materyalin yüzey mekanik özelliklerinde ve mikrosertliğinde (Baloch, Mirza, & Baloch, 2010; Kuter, Eden, & Yıldız, 2013; Dehurtevent ve ark., 2015; Tolidis, Dionysopoulos, Gerasimou, & Sfeikos, 2016), makaslama bağlanma dayanımında (K. Gorseta, Skrinjaric, & Glavina, 2012), artış sağlamaktadır. Marjinal adaptasyonu arttırmakta ve mikrosızıntıyı azaltmaktadır (K. Gorseta, Glavina, & Skrinjaric, 2012). Biaksiyal bükülme direncini arttırmaktadır (Fabian Molina, Cabral, Mazzola, Brain Lascano, & Frencken, 2013).

Geleneksel CİS'lerin sertleşmeleri esnasında dışarıdan ısı uygulanarak sertleşmeleri sağlandığında, sıkışma dayanımlarında anlamlı derecede yükselişler görüldüğü, ilk 15 dakika içerisinde %130, 1 gün sonrasında ise %24' lik artış gözlemlendiği rapor edilmiştir (Kleverlaan ve ark., 2004).

Ancak yapılan başka bir çalışmada geleneksel CİS'e ısı uygulanmasının, materyaldeki sıkışma dayanımını ve florid serbesleşmesi seviyesini anlamlı düzeylerde etkilemediği



bildirilmiştir (Rafeek, 2008). Sertleşme süresinin hızlandırılması ile birlikte, neme olan hassasiyetinin yüksek olduğu sürecin, kısalması sağlanmaktadır (Talal, Tanner, Billington, & Pearson, 2009).

Isı uygulanmasının önündeki limitasyonların başında ise pulpa hasarı bulunmaktadır. Isı artışı birçok sebeple oluşabilen bir durumdur ve pulpada ciddi, geri dönüşü olmayan hasarlara yol açmaktadır (Mjor & Ferrari, 2002).

Maymunlarda yapılan bir in-vivo çalışmada, pulpa içerisindeki sıcaklık 5.6 °C artarsa ve bu sıcaklık 10sn boyunca değişmezse, dişlerin %15 'inde pulpa nekrozu geliştiği bildirilmiştir. Bu sıcaklık artışı 11.1°C olursa nekroz oranı %60, 16.6°C artış olduğunda ise nekroz oranı %100 olarak bildirilmiştir (Zach & Cohen, 1965).

Polimerizasyon için kullanılan LED ışık cihazları ve Quartz-Tungsten-Halojen (QTH) ışık cihazları pulpada ısı artışına neden olabilir. Isıdaki artış miktarı ise ışığın süresi, pulpa üzerindeki dentin kalınlığı ve kullanılan restoratif materyalin fiziksel özelliklerine göre değişebilmektedir (Yazici, Muftu, Kugel, & Perry, 2006; Baroudi, Silikas, & Watts, 2009; Ramoglu, Karamehmetoglu, Sari, & Usumez, 2015).

### ***2.8.2.3. Ultrasonik Dalga Aktivasyonu ile Mekanik Özelliklerin Arttırılması***

Ultrasonik dalga ve titreşimler, cam iyonomer simanların karıştırılması esnasında oluşabilecek hava kabarcıklarını azaltıp, toz-likit etkileşimini arttırarak sertleşme süresinin azalması için kullanılmıştır (Arcoria, Butler, Wagner, & Vitasek, 1992).

Yapılan birçok çalışmada sertleşme süresinin hızlandırılması, materyalin mekanik özelliklerini geliştirmektedir (Towler, Crowley, & Hill, 2003; Twomey, Towler, Crowley, Doyle, & Hampshire, 2004). Ultrasonik enerji uygulanarak sertleşmesi tamamlanan CİS'lerin, uygulanmayan CİS'lere göre daha fazla mikrosertlik gösterdiğini bildiren çalışmalar mevcuttur (Baloch ve ark., 2010).

Geleneksel CİS'lerin, ultrasonik titreşimler uygulanarak sertleşmeleri sağlandığında, sıkışma dayanımlarında anlamlı derecede yükselişler görülmüştür. İlk 15 dakika içerisinde %65, 1 gün sonrasında ise %21' lik artış gözlenmiştir (Kleverlaan ve ark., 2004).

#### **2.8.2.4. Ön Isıtma İşlemi (Pre-heating)**

Cam iyonomer kapsülüne karışımından önce ön ısıtma işleminin uygulanması, karışımından sonra üst yüzeyinden ısı uygulanması işleminden daha yararlı sonuçlar vermiştir. Üst yüzeye ısı uygulanmasına oranla mekanik özellikler ön ısıtma işlemiyle daha derinlerde artış göstermiştir (O'Brien, Shoja-Assadi, Lea, Burke, & Palin, 2010).

Bir sıcak su havuzunda ön ısıtma işlemi uygulanması özellikle 4 mm derinliğinde bir restorasyonun mekanik özelliklerini arttırmada önemli sonuçlar vermiştir (O'Brien ve ark., 2010).

Sertleşme mekanizması başlamadan önce cam iyonomer kapsüllerinin ön ısıtılma işleminden geçmesi de karışım sonrasında, CİS'lerin üst ve alt yüzeylerindeki mikrosertliği arttırdığı bildirilmiştir (O'Brien ve ark., 2010). Ancak yapılan bir çalışmada CİS kapsülüne ön ısı uygulandığında ve sertleşmesi sırasında ultrasonik bir cihaz kullanıldığında, materyal içindeki sıcaklık, pulpanın olumsuz olarak etkilenebileceği bir sıcaklık olan 49°C'ye ulaştığı bildirilmiştir (Dehurtevent ve ark., 2015).

### 3. MATERYAL ve METOT

Florohidroksiapatit içerikli GCP CKS (GCP Dental, Vianen, Hollanda) ve yüksek viskoziteli bir cam hibrit dolgu materyali olan Equia Forte (GC, Tokyo, Japonya) dolgu materyalleri, her biri 5 mm çapında ve farklı kalınlıklarda olan (2 mm, 4 mm ve 6 mm) negatif silindir şeklindeki boşluklara yerleştirilerek çalışma örnekleri hazırlandı. Her bir restoratif materyal sertleşmeleri esnasında, ısı-ışık uygulanmayan, 60 sn ısı-ışık uygulanan ve 90 sn ısı-ışık uygulanan olmak üzere ve yüzeyleri vernikli-verniksiz olmak üzere tablo 1'deki gibi alt gruplara ayrıldı.

Vernikli			Verniksiz		
2 mm	4 mm	6 mm	2 mm	4 mm	6 mm
ısı yok	ısı yok	ısı yok	ısı yok	ısı yok	ısı yok
60 sn ısı	60 sn ısı	60 sn ısı	60 sn ısı	60 sn ısı	60 sn ısı
90 sn ısı	90 sn ısı	90 sn ısı	90 sn ısı	90 sn ısı	90 sn ısı
(n:14)	(n:14)	(n:14)	(n:14)	(n:14)	(n:14)

**Tablo 3.1:** Çalışmada kullanılan GCP CKS ve Equia Forte dolgu materyallerinin alt grupları

Örnekler, Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı kliniğinde hazırlandı. Testler ise Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Deneysel Araştırma Laboratuvarı ve Gaziosmanpaşa Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü Deneysel Araştırma Laboratuvarında yapıldı. SEM (Scanning Electron Microscope-Taramalı Elektron Mikroskobu) görüntüleri ise Ondokuz Mayıs Üniversitesi Karadeniz İleri Teknoloji Araştırma Laboratuvarında alındı.

Çalışmada kullanılan disk örnekleri deney koşullarında  $23\pm 1^{\circ}\text{C}$  oda sıcaklığında ve  $\%50 \pm 5$  rölatif nemlilikte hazırlandı. Örneklerin hazırlanması için kullanılacak olan materyaller deney koşullarında en az 1 saat bekletilerek standart sıcaklık değerlerine gelmeleri sağlandı. Örnekler aynı operatör tarafından hazırlandı.

Daha sonra elde edilen disk şeklinde sertleşmesi tamamlanmış olan örneklerin yüzey bitim işlemleri tamamlandıktan sonra üst yüzey SEM görüntüleri alındı ve üst-alt yüzey mikrosertlikleri (Vickers) değerleri ölçülülerek değerlendirildi. Hazırlanan örnekler termal döngüye sokularak yaşlandırıldı ve 10.000 devir sonrasında tekrar örneklerin üst yüzey SEM görüntüleri alındı ve üst-alt yüzey mikrosertlik (Vickers) değerleri ölçülerek değişimler istatistiksel olarak değerlendirildi.

### **3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller**

Çalışmada 2 adet farklı CİS daimi dolgu materyali, 2 adet farklı yüzey verniği, 1 adet 3. nesil LED ışık kaynağı kullanıldı. Bu materyaller;

1. GCP Glass Fill, (GCP Dental, Vianen, Hollanda)
2. Equia Forte, (GC, Tokyo, Japonya)
3. GCP Gloss (GCP Dental, Vianen, Hollanda)
4. Equia Coat, (GC, Tokyo, Japonya)

#### **3.1.1. GCP Glass Fill (Cam Karbomer Siman)**

GCP CKS (GCP Dental, Vianen, Hollanda), düşük çözünürlük, üstün sıkışma dayanımı ve eğilme mukavemeti ve yüksek aşınma direnci sergilemesi için içeriğine, yeni karbomize nano parçacıklar ve florapatit / hidroksiapatit partikülleri eklenmiş yeni nesil bir cam iyonomer daimi dolgu materyalidir (FILL, 2011).

CKS cam iyonomer bazlı yeni geliştirilen bir restoratif materyaldir. Kapsül formundadır. Tek aşamada kullanılmakta ve posterior bölgede okluzal ve yüksek strese maruz kalmayacak ara yüz kavitelere, servikal bölgedeki kavitelere ve sınıf V kavitelere daimi restoratif materyal olarak kullanımı önerilmektedir. CKS içeriğinde nano boyutlarda iyonomer partikülleri ve fluorapatit kristalleri bulunmaktadır. Bunlar fluoraluminosilikat cam, apatit ve poliasitlerdir. Fluorapatit eklenmesindeki amaç ise, cam iyonomerin uygulanmasından bir süre sonra restorasyonun florapatite dönüşeceği düşüncesidir (FILL, 2011).



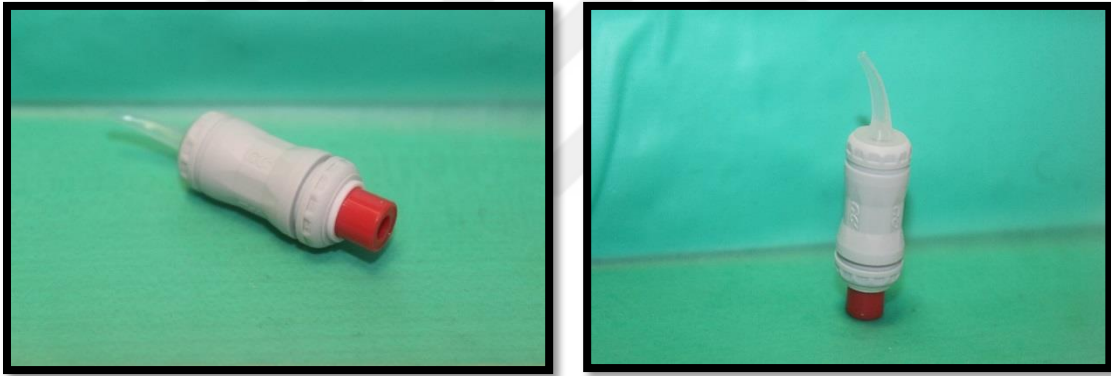
**Şekil 3.1:** GCP Cam Karbomer Siman kapsülü.

Firma talimatlarına göre, açılan kavitelere asit ile yüzey işlemi uygulanmasına gerek yoktur. Materyal monomer içermeyen, adeziv herhangi bir molekülün bulunmadığı, çözücü içermeyen, radyolojik olarak radyopak olarak görülmektedir (FILL, 2011).

Cam Karbomer (GCP Dental, Vianen, Hollanda) ısı ile polimerize olan bir dolgu materyalidir. Kendi ısı-ışık kaynağı bulunmaktadır (CarboLED, 1400mw/cm<sup>2</sup>,) (GCP Dental, Hollanda). Ortalama bir iki yüzlü ara yüz kavitesinde 60 sn ısı-ışık uygulanmasının CKS'nin sertleşmesi için yeterli olduğu firma tarafından belirtilmiştir. Daha büyük kavitelere ise bu sürenin 90 sn'ye çıkartılabileceği söylenmektedir (FILL, 2011).

### 3.1.2. Equia Forte Bulk Fill Cam Hibrit Siman

Yüksek viskoziteli bir hibrit cam iyonmer türevi olan Equia Forte, (GC, Tokyo, Japonya) daha küçük ve daha fazla reaktif silikat parçacıklar içeren, daha yüksek moleküler ağırlıklı akrilik asit molekülleri bulunduran ve bu sayede matriks yapısındaki çapraz bağlanmaların sayısının arttığı bir restoratif dolgu materyalidir. Bu sayede materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerinin arttırılması amaçlanmıştır. Tek aşamada kullanılmakta ve posterior bölgede okluzal ve yüksek strese maruz kalmayacak ara yüz kavitelere daimi restoratif materyal olarak kullanımı, firma tarafından önerilmektedir. Aynı zamanda kök yüzeyinde ve sınıf V kavitelere daimi restoratif materyal olarak kullanımı önerilmektedir (GC Equia Forte kullanım klavuzu).



**Şekil 3.2:** Equia Forte dolgu kapsülü

Pulpa kapaklama tedavilerinde uygulanması ve öjenol içerikli bir kavite örtücü ile birlikte kullanılması firma tarafından önerilmemektedir. Materyalin yüksek florür salınımı ve tekrar depolama özelliği bulunmaktadır. Kapsül formundadır (GC Equia Forte kullanım klavuzu).

	<b>Üretici</b>	<b>Kimyasal İçerik</b>	<b>LOT numarası</b>
<b>GCP CKS</b>	GCP Dental, Vianen, Hollanda	Floralumina silikat cam, apatit, poliasitler.	7601837
<b>Equia Forte</b>	GC, Tokyo, Japonya	Floralumina silikat cam, karboksilik asit, poliakrilik asit, su.	160119A

**Tablo 3.2:** Çalışmada kullanılan dolgu materyallerinin, üretici, kimyasal içerik ve Lot numaraları

### 3.1.3. GCP Gloss

GCP Gloss (GCP Dental, Vianen, Hollanda) içeriğinde modifiye halde polisiloksan molekülleri içeren bir yüzey verniğidir. CKS (GCP Dental, Vianen, Hollanda) kaviteye yerleştirilme aşamasında ve sertleşme evresinde, dolgu materyalinin, nem ile kontaminasyonunu engellemek amacı ile firma tarafından önerilmektedir. Aynı zamanda dolgu yüzeyinden infiltre olarak restorasyonun yüzey sertliğine olumlu katkı yapacağı bildirilmiştir (FILL, 2011).



**Şekil 3.3:** GCP CKS verniği (GCP Gloss).

### 3.1.4. Equia Forte Coat

Equia Coat, (GC Europe, Leuven, Belçika) içeriğinde, metil metakrilat, colloidal silika, kamforokinon, ürethanmetakrilat, fosforik ester monomer bulunan, nano dolduruculu bir rezin vernik sistemidir (Kanik, Turkun, & Dasch, 2017).



Şekil 3.4: Equia Forte yüzey cilası (Equia Forte Coat).

	Üretici	Kimyasal İçerik	LOT numarası
<b>GCP Gloss</b>	GCP Dental, Vianen, Hollanda	Modifiye polisiloksanlar	1407106
<b>Equia Forte Coat</b>	GC Europe, Leuven, Belçika	Metil metakrilat, koloidal silika, kamforokinon, ürethan metakrilat, fosforik ester monomer	1512051

**Tablo 3.3:** Çalışmada kullanılan yüzey verniklerinin üretici, kimyasal içerik ve Lot numaraları.



### 3.2. Çalışmada Kullanılan Cihazlar

GCP CarboLED CL-02	CarboLED, 1400mw/cm <sup>2</sup> ; GCP Dental, Hollanda
Vickers Yüzey Sertlik Ölçüm Cihazı	Matsuzawa® MHT2, High Quality Microhardness Tester, Matsuzawa SEIKI Co; Ltd, Tokyo, Japonya
Kapsül Karıştırıcı	Functional Capsule Mixer, Monitex Industrial/ Yeni Taipei Şehri 24158, Tayvan
Etüv	Nüve İncubator, EN 025, Ankara, Türkiye
Zımpara Makinası	Metkon Gripo 2V Grinder/Polisher, Güney Doğu ASYA
Termal Döngü Cihazı	Thermocycler THE 1100, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Almanya
Scannin Electron Microscope Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	JEOL JSM 7001F, Japonya
Vakumlama Cihazı	Quorum SC7620, Qourum Technologies ltd, İngiltere

**Tablo 3.4:** Çalışmada kullanılan cihazlar ve üretici firmaları.

#### 3.2.1. GCP CarboLED CL-02 (Termal Işık Cihazı)

CarboLED, (GCP Dental, Hollanda) cam karbomer ve geleneksel cam iyonmerler için üretilmiş bir ısı-ışık cihazıdır. Işık yoğunluğu 1400 mW/cm<sup>2</sup> dir. 30 sn ve 60 sn süreli ışık modları bulunmaktadır. Restorasyonun sertleşmesi için gerekli olan ısı kaynağı olarak kullanımı önerilmektedir. Standart kaviteler için 60 sn, kavite genişliğine ve derinliğine bağlı olarak 90 sn ışık uygulanması gerektiği firma tarafından önerilmektedir. Şarj istasyonuna bağlı kablosuz bir tabancadan oluşur. 8 mm çapında otoklavda steril edilebilen bir ışık ileticisi mevcuttur (use, 2015).



**Şekil 3.5:** GCP CKS için üretilen ışık cihazı (Carbo LED)

### 3.2.2. Vickers Yüzey Sertlik Ölçüm Cihazı

Vickers mikrosertlik testi, sertliği ölçülen malzemede meydana gelen çökme miktarını vermektedir. Çökme oluşturabilmek için piramit tabanlı bir elmastan yararlanılmaktadır. Piramidin yüzeyleri arasındaki açı  $136^\circ$ 'dir. Elmas ucun yarattığı çökme alanının diyagonallerinin boyları ölçülerek ortalaması alınır. Uygulanan yük çökme alanına bölünerek Vickers sertlik değeri hesaplanır (Çengel & Boles, 1989).

Vickers mikrosertlik numarası (VHN):  $1,85P/D^2$  şeklinde hesaplanmaktadır.

P: Uygulanan kuvvet (kg)

D: Ortalama derinlik (mm)



**Şekil 3.6:** Örneklerin mikro sertlik cihazında ölçüm işlemi (Matsuzawa® MHT2, High Quality Microhardness Tester, Matsuzawa SEIKI Co; Ltd, Tokyo, Japonya).

### 3.2.3. Kapsül Karıştırıcı

Kapsül formunda kullanılan amalgam, cam iyonomer, farklı kapsül formunda restoratif materyallerin karışımı için kullanılan bir karıştırma cihazıdır. (Functional Capsule Mixer, Monitex Industrial/ New Taipei City 24158, Tayvan) 1sn ile 30sn arasında karıştırma süreleri bulunmaktadır. 2 farklı çalışma modu vardır. Hızı ise 4800 rpm'dir.



**Şekil 3.7:** Çalışmada kullanılan materyallerin kapsüllerinin karıştırılması için kullanılan cihaz. (Functional Capsule Mixer, Monitex industrial/ New Taipei City 24158, Tayvan)

### 3.2.4. Zımpara Makinası

Çalışmada, Metkon Gripo 2V Grinder / Polisher farklı iki zımpara yerleştirilebilen ve su ile çalışan bir cihaz kullanıldı. Farklı hız modları ile çalışma özellikleri mevcuttur. Çalışmada kullanılan diskler sırası ile 400, 800 ve 1200 numaralı silikon karbit kağıt diskler kullanıldı.

### 3.2.5. Termal Döngü Cihazı

Ağız içerisindeki günlük sıcaklık değişimlerinin, yapılan restorasyonlara olan etkilerini taklit edilmesi amacıyla kullanılan cihazdır (Thermocycler THE 1100, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Almanya). Cihazın iki adet su havuzu ve bu iki havuza örneklerin aktarılması için konumlanmış bir örnek haznesi bulunmaktadır. Sıcak su havuzundaki su 25°C ile 100°C, soğuk su havuzu ise -5°C ile 35°C arasında ayarlanabilmektedir. Çalışmamızda 1 yıllık termal yaşlandırmaya denk gelen 10.000 döngülük bir süre ile çalışıldı. Sıcak su 55°C, soğuk su ise -5°C olarak belirlendi. Örneklerin bu sıcaklıklarda kalma süreleri ise 30'ar saniyedir. İki sıcaklık arasındaki geçiş süreci ise 5'sn olarak belirlenmiştir.



**Şekil 3.8:** Çalışmada kullanılan termal yaşlandırma cihazı (Thermocycler THE 1100, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Almanya).

### 3.2.6. Scanning Electron Mikroskop-Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Örneklerin, termal döngü öncesinde ve sonrasında, KİTAM'da (Karadeniz İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi) bulunan SEM'de görüntüleri alındı (JEOL JSM 7001F Taramalı Elektron Mikroskop/ Japonya).



**Şekil 3.9:** Çalışmada kullanılan taramalı elektron mikroskobu (JEOL JSM 7001F / Japonya).

### 3.2.7. Vakum Cihazı

SEM’de görüntülenecek örneklerin hazırlık aşamasında Ondokuz Mayıs Üniversitesi Karadeniz İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi’nde bulunan vakumlama cihazı (Quorum SC7620, Qorum Technologies Ltd, İngiltere) ile örnekler kurutuldu ve kaplama (Au-Pd) işlemi yapıldı.



**Şekil 3.10:** Çalışmada kullanılan vakum cihazı.

### 3.3. Test Örneklerinin Hazırlanması

Yapılan istatistiksel analiz sonrasında çalışmada her bir örnek grubu için 7 örnek hazırlanmasına karar verildi. Farklı iki CİS türü, vernikli ve verniksiz olarak hazırlanması, 3 farklı derinlik ve 3 farklı ışık süresi ile toplamda 36 alt grup oluşturuldu. Aynı zamanda üst ve alt ölçümlerin ayrı ayrı yapıldığı çalışmada toplamda 504 adet örnek hazırlandı.

Örneklerin hazırlanması için 5 mm çapında, 2 mm, 4 mm ve 6 mm kalınlığında metal kalıplar kullanıldı (Şekil 3.11). Bir cam üzerine şeffaf matriks bant (ESR-P universal strip) konuldu. Üzerine metal kalıp yerleştirildi. Test edilecek cam iyonmer dolgu materyalleri kalıplar içerisine firma talimatlarına uygun olarak karıştırma cihazında (Functional Capsule Mixer, Monitex Industrial/ New Taipei City 24158, Tayvan) karıştırıldıktan sonra enjekte edildi. GCP CKS (GCP Dental, Vianen, Hollanda) 15 sn, Equia Forte, (GC, Tokyo, Japonya) 10 sn firma talimatlarına uygun olarak karıştırıldı. Kalıp içerisine, istenilen restoratif materyal yerleştirildikten sonra üst yüzeye tekrar şeffaf matriks bant yerleştirildi ve sonrasında cam ile kapatılarak sabit bir basınç uygulandı ve fazla materyal uzaklaştırıldı.

Deneyde hazırlanan örnekler; sıcaklık uygulamadan, şeffaf bant üzerinden materyale dik olacak şekilde CarboLED (GCP Dental, Hollanda) ile 60 sn ışık uygulanarak ve 90 sn ışık uygulanarak 3 farklı alt grupta hazırlandı. Işık uygulaması yapılmadan önce ışık cihazının ucu, şarj haznesinde bulunan sensörde ölçülerek ışık yoğunluğunun istenilen düzeyde olduğu belirlendikten sonra örnekler ışıklandı. Sonrasında örnekler metal kalıplardan çıkartıldı. Her iki restoratif materyalin gruptaki örnek sayısının yarısı kadar örneğin üst yüzeyleri vernik ile kapatıldı. CKS için GCP Gloss (GCP Dental, Vianen, Hollanda), Equia Forte için Equia Coat, (GC, Tokyo, Japonya) kullanıldı. Farklı olarak firma talimatları doğrultusunda Equia Forte Coat uygulanmasının ardından Equia Forte grubu örneklerine 20 sn ilave ışık (CarboLED, GCP Dental, Hollanda) uygulaması yapıldı.

Örneklerin kalınlıkları kumpas yardımı ile ölçüldükten sonra her grup için hazırlanan 14 örnek, 7 alt-7 üst yüzey olacak şekilde 2 gruba ayrıldı. Hazırlanan örnekler, ölçüm yapılacak yüzeyleri dışarda kalacak şekilde akrilik bloklara gömüldü (Şekil 3.12).

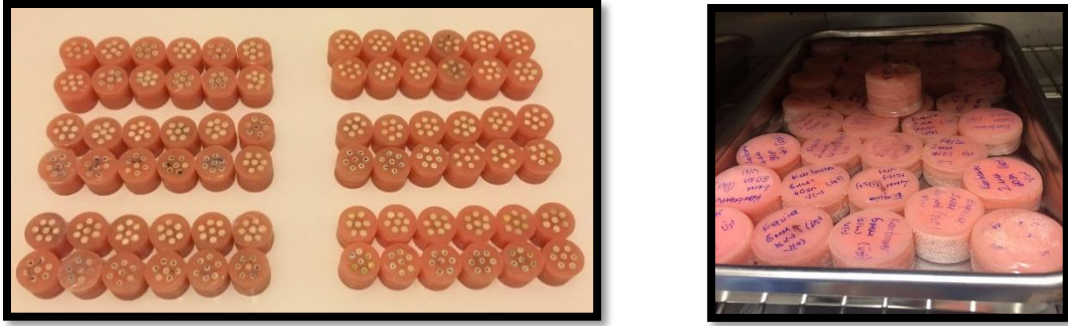


**Şekil 3.11:** Örneklerin hazırlanması için kullanılan 2 mm, 4 mm ve 6 mm kalınlığında metal kalıplar.



**Şekil 3.12:** Çalışma örneklerinin hazırlanması.

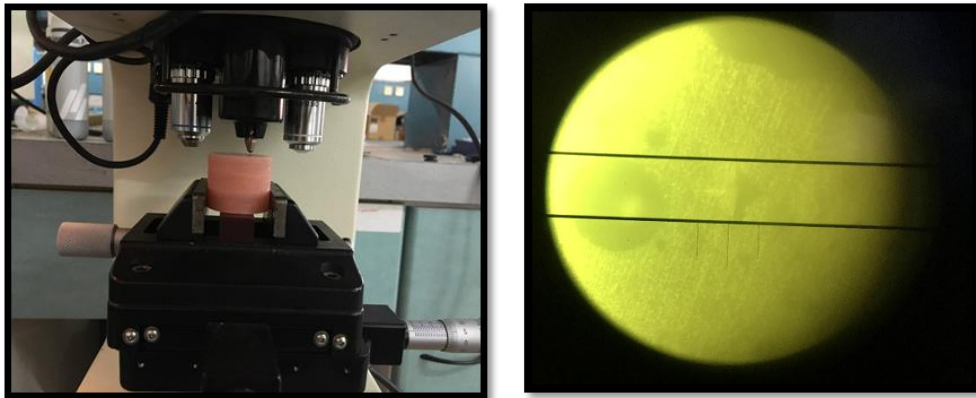
Örneklerin yüzeylerine tesfiye ve polisaj işlemi için sırasıyla 400, 800 ve 1200 numaralı silikon karbit diskler ile 20'şer sn olmak üzere yüzey bitim işlemleri yapıldı (Metkon Gripo 2V Grinder / Polisher). Daha sonra yüzey sertliği işlemleri yapılanaya kadar örnekler distile su içerisinde etüvde bekletildi.



**Şekil 3.13:** Çalışma için hazırlanan örneklerin tamamı ve etüvde bekletilme işlemi.

### 3.4. Yüzey Sertlik Ölçümlerinin Yapılması

Hazırlanan örneklerin her birinin üst ve alt yüzeyinden, örneklerin merkezine yakın bölgeden 3 farklı yüzey sertlik (Vickers) ölçümü yapıldı. Örneklerin yüzeylerine 100gr basınç 10sn süreyle uygulandı. Ölçümlerden alınan değerlerin ortalamaları her örnek için kayıt altına alındı (Matsuzawa® MHT2, High Quality Microhardness Tester, Matsuzawa SEIKI Co; Ltd, Tokyo, Japonya) (Şekil: 3.14).



**Şekil 3.14:** Sertlik ölçüm işlemi ve ölçüm sonrası oluşan görüntü.

Yüzey sertlik ölçümleri yapılmasının ardından örneklerin hepsi termal döngüye sokuldu. (Thermocycler THE 1100, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Almanya) 10.000 döngüye maruz bırakılan örnekler için distile su havuzları 5°C ve 55°C olarak ayarlandı.



Hazırlanan sıcaklıklardaki sularda örnekler 30 sn ve iki sıcaklık arasında örneklerin geçişleri ise 5 sn olacak şekilde deney yapıldı.

Termal döngü sonrasında örneklerin tekrar yüzey sertlik (Vickers) ölçümleri yapıldı (Matsuzawa® MHT2, High Quality Microhardness Tester, Matsuzawa SEIKI Co; Ltd, Tokyo, Japonya).

### **3.5. Örneklerin Kurutulması ve Vakumlanması**

İncelenecek tüm örnekler, havasız bir ortamda vakum cihazı (Quorum SC7620, Quorum Technologies Ltd, İngiltere) ile kurutulmuş Au-Pd kaynağıyla kaplandı. Daha sonra örneklerin SEM’de (JEOL JSM 7001F, Japonya) x500 ve x1000’lik büyütme analizleri yapılarak görüntüleri alındı.

### **3.6. Taramalı Elektron Mikroskopu ile Görüntüleme**

Çalışmada hazırlanan örneklerin, kalınlıkları sabit tutularak (5 mm çap, 2 mm kalınlık) termal döngü öncesi ve sonrasında, SEM’de yüzey analizi yapıldı ve görüntüleri alındı. Görüntüler örneklerin üst yüzeylerinden alındı. Üst yüzey sertlik incelemesi yapılan her gruptan 2 adet örnek SEM’de (JEOL JSM 7001F Taramalı Elektron Mikroskop/ Japonya) incelendi.

### **3.7. İstatistiksel Değerlendirme**

Elde edilen verilerin istatistiksel analizi, Gaziosmanpaşa Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Bölümü’nde SPSS 19 (IBM SPSS Statistics 19, SPSS inc., an IBM Co., Somers, NY) programı kullanılarak gerçekleştirildi. Çalışma gruplarının genel özellikleri hakkında bilgi vermek amacıyla tanımlayıcı analizler yapıldı. Sürekli değişkenlere ait veriler ortalama±standart sapma şeklinde; kategorik değişkenlere ilişkin veriler ise n (%) şeklinde verilmektedir. Sertlik 1 ve sertlik 2 ölçümleri üzerinde faktörlerin etkisi araştırıldığında tekrarlı ölçümlerde varyans analizinden yararlanılmaktadır.

Çoklu karşılaştırmalar için Bonferroni düzeltmesinden yararlanılmaktadır. p değerleri 0.05'den küçük hesaplandığında istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Hesaplamalarda hazır istatistik yazılımı kullanıldı (IBM SPSS Statistics 19, SPSS inc., an IBM Co., Somers, NY).



#### 4. BULGULAR

İstatistiksel sonuçlara göre, grup içi karşılaştırmalarda farklı değerlerin alındığı alt gruplar tablo 4.1’de gösterilmiştir.

Değişim kaynağı	Kareler Toplamı	SD	Kareler Ortalaması	F	p
<b><i>Yaşlandırma</i></b>	<b><i>24352,822</i></b>	<b><i>1</i></b>	<b><i>24352,822</i></b>	<b><i>16046,046</i></b>	<b><i>&lt;0,001</i></b>
<b><i>Yaşlandırma * Materyal</i></b>	<b><i>1791,061</i></b>	<b><i>1</i></b>	<b><i>1791,061</i></b>	<b><i>1180,128</i></b>	<b><i>&lt;0,001</i></b>
<b><i>Yaşlandırma * Vernik</i></b>	<b><i>21,624</i></b>	<b><i>1</i></b>	<b><i>21,624</i></b>	<b><i>14,248</i></b>	<b><i>&lt;0,001</i></b>
<b><i>Yaşlandırma * Kalınlık</i></b>	<b><i>47,442</i></b>	<b><i>2</i></b>	<b><i>23,721</i></b>	<b><i>15,630</i></b>	<b><i>&lt;0,001</i></b>
<b><i>Yaşlandırma * Isı</i></b>	<b><i>294,230</i></b>	<b><i>2</i></b>	<b><i>147,115</i></b>	<b><i>96,934</i></b>	<b><i>&lt;0,001</i></b>
<b><i>Yaşlandırma * Yön</i></b>	<b><i>334,746</i></b>	<b><i>1</i></b>	<b><i>334,746</i></b>	<b><i>220,564</i></b>	<b><i>&lt;0,001</i></b>
Yaşlandırma * Materyal * Vernik	4,940	1	4,940	3,255	0,072
Yaşlandırma * Materyal * Kalınlık	8,379	2	4,190	2,761	0,064
Yaşlandırma * Materyal * Isı	1,400	2	0,700	0,461	0,631
Yaşlandırma * Materyal * Yön	2,312	1	2,312	1,523	0,218
Yaşlandırma * Vernik * Kalınlık	1,122	2	0,561	0,370	0,691
Yaşlandırma * Vernik * Isı	8,276	2	4,138	2,727	0,067
<b><i>Yaşlandırma * Vernik * Yön</i></b>	<b><i>56,767</i></b>	<b><i>1</i></b>	<b><i>56,767</i></b>	<b><i>37,404</i></b>	<b><i>&lt;0,001</i></b>
<b><i>Yaşlandırma * Kalınlık * Isı</i></b>	<b><i>16,650</i></b>	<b><i>4</i></b>	<b><i>4,163</i></b>	<b><i>2,743</i></b>	<b><i>0,028</i></b>
<b><i>Yaşlandırma * Kalınlık * Yön</i></b>	<b><i>74,779</i></b>	<b><i>2</i></b>	<b><i>37,390</i></b>	<b><i>24,636</i></b>	<b><i>&lt;0,001</i></b>
<b><i>Yaşlandırma * Isı * Yön</i></b>	<b><i>36,828</i></b>	<b><i>2</i></b>	<b><i>18,414</i></b>	<b><i>12,133</i></b>	<b><i>&lt;0,001</i></b>
Yaşlandırma * Materyal * Vernik * Kalınlık	,867	2	0,433	0,286	0,752
<b><i>Yaşlandırma * Materyal * Vernik * Isı</i></b>	<b><i>11,084</i></b>	<b><i>2</i></b>	<b><i>5,542</i></b>	<b><i>3,652</i></b>	<b><i>0,027</i></b>
Yaşlandırma * Materyal * Vernik * Yön	2,319	1	2,319	1,528	0,217
Yaşlandırma * Materyal * Kalınlık * Isı	4,474	4	1,119	0,737	0,567
Yaşlandırma * Materyal * Kalınlık * Yön	,586	2	0,293	0,193	0,824
Yaşlandırma * Materyal * Isı * Yön	7,179	2	3,590	2,365	0,095
<b><i>Yaşlandırma * Vernik * Kalınlık * Isı</i></b>	<b><i>14,563</i></b>	<b><i>4</i></b>	<b><i>3,641</i></b>	<b><i>2,399</i></b>	<b><i>0,049</i></b>
Yaşlandırma * Vernik * Kalınlık * Yön	2,366	2	1,183	0,780	0,459
Yaşlandırma * Vernik * Isı * Yön	2,794	2	1,397	0,920	0,399
<b><i>Yaşlandırma * Kalınlık * Isı * Yön</i></b>	<b><i>34,971</i></b>	<b><i>4</i></b>	<b><i>8,743</i></b>	<b><i>5,761</i></b>	<b><i>&lt;0,001</i></b>
Yaşlandırma * Materyal * Vernik * Kalınlık * Isı	6,599	4	1,650	1,087	0,362
Yaşlandırma * Materyal * Vernik * Kalınlık * Yön	8,977	2	4,489	2,958	0,053
<b><i>Yaşlandırma * Materyal * Vernik * Isı * Yön</i></b>	<b><i>17,517</i></b>	<b><i>2</i></b>	<b><i>8,758</i></b>	<b><i>5,771</i></b>	<b><i>0,003</i></b>
Yaşlandırma * Materyal * Kalınlık * Isı * Yön	5,325	4	1,331	0,877	0,477
Yaşlandırma * Vernik * Kalınlık * Isı * Yön	2,656	4	0,664	0,437	0,782
Yaşlandırma * Materyal * Vernik * Kalınlık * Isı * Yön	5,969	4	1,492	0,983	0,416
Hata (Yaşlandırma)	655,639	432	1,518		

**Tablo 4.1:** Grup içi karşılaştırmalar.

Termal yaşlandırma bütün gruplarda istatistiksel olarak farklılık yaratmıştır. Gruplar arası karşılaştırmada istatistiksel farklılık yaratan değişkenler ise tablo 4.2’de gösterilmiştir.

Değişim kaynağı	Kareler Toplamı	SD	Kareler Ortalaması	F	P
Intercept	7889189,812	1	7889189,812	55742,619	<0,001
<b><i>Materyal</i></b>	<b><i>521447,776</i></b>	<b><i>1</i></b>	<b><i>521447,776</i></b>	<b><i>3684,392</i></b>	<b><i>&lt;0,001</i></b>
Vernik	3,265	1	3,265	,023	0,879
<b><i>Kalınlık</i></b>	<b><i>4329,522</i></b>	<b><i>2</i></b>	<b><i>2164,761</i></b>	<b><i>15,296</i></b>	<b><i>&lt;0,001</i></b>
Isı	601,633	2	300,816	2,125	0,121
<b><i>Yön</i></b>	<b><i>45731,135</i></b>	<b><i>1</i></b>	<b><i>45731,135</i></b>	<b><i>323,122</i></b>	<b><i>&lt;0,001</i></b>
<b><i>Materyal * Vernik</i></b>	<b><i>721,073</i></b>	<b><i>1</i></b>	<b><i>721,073</i></b>	<b><i>5,095</i></b>	<b><i>0,024</i></b>
Materyal * Kalınlık	34,401	2	17,200	,122	0,886
<b><i>Materyal * Isı</i></b>	<b><i>2577,698</i></b>	<b><i>2</i></b>	<b><i>1288,849</i></b>	<b><i>9,107</i></b>	<b><i>&lt;0,001</i></b>
<b><i>Materyal * Yön</i></b>	<b><i>4320,844</i></b>	<b><i>1</i></b>	<b><i>4320,844</i></b>	<b><i>30,530</i></b>	<b><i>&lt;0,001</i></b>
Vernik * Kalınlık	316,890	2	158,445	1,120	0,327
<b><i>Vernik * Isı</i></b>	<b><i>3070,458</i></b>	<b><i>2</i></b>	<b><i>1535,229</i></b>	<b><i>10,847</i></b>	<b><i>&lt;0,001</i></b>
<b><i>Vernik * Yön</i></b>	<b><i>1546,560</i></b>	<b><i>1</i></b>	<b><i>1546,560</i></b>	<b><i>10,928</i></b>	<b><i>0,001</i></b>
<b><i>Kalınlık * Isı</i></b>	<b><i>3366,690</i></b>	<b><i>4</i></b>	<b><i>841,673</i></b>	<b><i>5,947</i></b>	<b><i>&lt;0,001</i></b>
<b><i>Kalınlık * Yön</i></b>	<b><i>2288,881</i></b>	<b><i>2</i></b>	<b><i>1144,441</i></b>	<b><i>8,086</i></b>	<b><i>&lt;0,001</i></b>
<b><i>Isı * Yön</i></b>	<b><i>857,058</i></b>	<b><i>2</i></b>	<b><i>428,529</i></b>	<b><i>3,028</i></b>	<b><i>0,049</i></b>
Materyal * Vernik * Kalınlık	6,188	2	3,094	,022	0,978
<b><i>Materyal * Vernik * Isı</i></b>	<b><i>1102,419</i></b>	<b><i>2</i></b>	<b><i>551,209</i></b>	<b><i>3,895</i></b>	<b><i>0,021</i></b>
<b><i>Materyal * Vernik * Yön</i></b>	<b><i>3996,295</i></b>	<b><i>1</i></b>	<b><i>3996,295</i></b>	<b><i>28,237</i></b>	<b><i>&lt;0,001</i></b>
Materyal * Kalınlık * Isı	195,933	4	48,983	,346	0,847
Materyal * Kalınlık * Yön	153,797	2	76,898	,543	0,581
<b><i>Materyal * Isı * Yön</i></b>	<b><i>2730,653</i></b>	<b><i>2</i></b>	<b><i>1365,327</i></b>	<b><i>9,647</i></b>	<b><i>&lt;0,001</i></b>
<b><i>Vernik * Kalınlık * Isı</i></b>	<b><i>4600,777</i></b>	<b><i>4</i></b>	<b><i>1150,194</i></b>	<b><i>8,127</i></b>	<b><i>&lt;0,001</i></b>
Vernik * Kalınlık * Yön	71,478	2	35,739	,253	0,777
<b><i>Vernik * Isı * Yön</i></b>	<b><i>1950,598</i></b>	<b><i>2</i></b>	<b><i>975,299</i></b>	<b><i>6,891</i></b>	<b><i>0,001</i></b>
<b><i>Kalınlık * Isı * Yön</i></b>	<b><i>540,744</i></b>	<b><i>4</i></b>	<b><i>135,186</i></b>	<b><i>,955</i></b>	<b><i>0,432</i></b>
<b><i>Materyal * Vernik * Kalınlık * Isı</i></b>	<b><i>2694,332</i></b>	<b><i>4</i></b>	<b><i>673,583</i></b>	<b><i>4,759</i></b>	<b><i>0,001</i></b>
Materyal * Vernik * Kalınlık * Yön	247,361	2	123,681	,874	0,418
<b><i>Materyal * Vernik * Isı * Yön</i></b>	<b><i>1249,795</i></b>	<b><i>2</i></b>	<b><i>624,897</i></b>	<b><i>4,415</i></b>	<b><i>0,013</i></b>
Materyal * Kalınlık * Isı * Yön	731,823	4	182,956	1,293	0,272
<b><i>Vernik * Kalınlık * Isı * Yön</i></b>	<b><i>1700,836</i></b>	<b><i>4</i></b>	<b><i>425,209</i></b>	<b><i>3,004</i></b>	<b><i>0,018</i></b>
Materyal * Vernik * Kalınlık * Isı * Yön	998,408	4	249,602	1,764	0,135
Hata	61140,472	432	141,529		

**Tablo 4.2:** Gruplar arası karşılaştırma.

Yaşlandırma öncesinde ve sonrasında Equia Forte grubu örneklerinin sertlik ortalama değerleri GCP CKS grubu örneklerinden istatistiksel olarak yüksek çıkmıştır ( $p < 0.05$ ). Termal

yaşlandırma işlemi her iki örnek grubunda da istatistiksel olarak sertlik değerlerinin azalmasına sebep olmuştur ( $p<0.05$ ) (Tablo 4.3).

Materyal	Yaşlandırma Öncesi		Yaşlandırma Sonrası		Ortalama Sertlik	
GCP CKS	71,97±11,99	a,x	59,48±13,04	a,y	65,72±12,47	a
Equia Forte	114,79±12,28	b,x	107,63±12,46	b,y	111,21±12,29	b
Toplam	93,38±24,62	x	83,55±27,26	y	88,47±25,91	

**Tablo 4.3:** Grup içi karşılaştırmalarda anlamlı yaşlandırma ve materyale ilişkin dağılım (*ab*:

*Gruplar arası karşılaştırma, xy: Grup içi karşılaştırma*).

Çalışmada hazırlanan bütün örneklerin kalınlıklara göre sertlik sonuçları tablo 4.4'te gösterildiği gibidir. 2 mm kalınlığındaki örneklerin yüzey sertlik ortalamaları istatistiksel olarak diğerlerinden yüksek çıkmıştır ( $p<0.05$ ). 4 mm ve 6 mm kalınlığındaki örneklerin sertlik değerleri ise istatistiksel olarak benzerdir ( $p>0.05$ ) (Tablo 4.4).

Kalınlık	Yaşlandırma Öncesi		Yaşlandırma Sonrası		Ortalama Sertlik	
2 mm	95,93±24,48	a,x	86,67±27,14	a,y	91,3±25,78	a
4 mm	92,66±24,1	b,x	82,74±26,7	b,y	87,7±25,36	b
6 mm	91,56±25,22	b,x	81,25±27,8	b,y	86,4±26,48	b
Toplam	93,38±24,62	x	83,55±27,26	y	88,47±25,91	

**Tablo 4.4:** Grup içi karşılaştırmalarda anlamlı Yaşlandırma \* Kalınlık'a ilişkin dağılım *ab*:

*Gruplar arası karşılaştırma, xy: Grup içi karşılaştırma*

Çalışmada hazırlanan bütün örneklerin yönlerine (üst-alt) göre sertlik değerleri tablo 4.5'te gösterildiği gibidir. Örneklerin üst yüzeylerinden ölçülen sertlik değerleri, alt yüzeylerinden ölçülen sertlik değerlerinden istatistiksel olarak yüksek çıkmıştır ( $p<0.05$ ) (Tablo 4.5).

Yön	Yaşlandırma Öncesi		Yaşlandırma Sonrası		Ortalama Sertlik	
Alt	87,22±25,74	a,x	76,24±28,14	a,y	81,73±26,91	a
Üst	99,54±21,82	b,x	90,86±24,29	b,y	95,2±23,02	b
Toplam	93,38±24,62	x	83,55±27,26	y	88,47±25,91	

**Tablo 4.5:** Grup içi karşılaştırmalarda anlamlı Yaşlandırma \* Yön'e ilişkin dağılım *ab*:

*Gruplar arası karşılaştırma, xy: Grup içi karşılaştırma*

#### 4.1.Örneklerin Üst Yüzeylerinin Değerlendirilmesi

##### 4.1.1.Materyal Farklılıklarına Göre Değerlendirme

Isı uygulama farklılıklarına ve örneklerin vernikli veya verniksiz olma farklılıklarına göre, GCP CKS ve Equia Forte örnekleri arasında kıyaslama yapıldığında; Equia Forte grubu örneklerinin yüzey sertlik ortalama değerleri bütün gruplarda GCP CKS örneklerin yüzey sertlik ortalamasından istatistiksel olarak yüksek çıkmıştır ( $p<0.05$ ). Bu materyal farklılığına bağlı grup içi istatistiksel fark, termal yaşlandırma sonrasında da aynı sonucu vermiştir. Ayrıca örneklerin üst yüzey sertlik değerlerinde termal yaşlandırma işlemi sonrasında istatistiksel olarak azalma olmuştur ( $p<0.05$ ) (Tablo 4.6 ve Tablo 4.7).

Yön	Vernik	Isı	Materyal	Yaşlandırma Öncesi		Yaşlandırma Sonrası	
Üst	Vernikli	Isı yok	GCP CKS	77,67±6,35	a,x	64,91±6,31	a,y
			Equia Forte	125,6±6,79	b,x	118,35±6,82	b,y
		60 sn	GCP CKS	81,94±6,49	a,x	70,94±6,55	a,y
			Equia Forte	110,28±13,26	b,x	105,95±12,01	b,y
		90 sn	GCP CKS	79,47±4,25	a,x	71,34±4,28	a,y
			Equia Forte	112,22±13,23	b,x	108,22±13,27	b,y
	Verniksiz	Isı yok	GCP CKS	72,42±10,61	a,x	58,93±10,97	a,y
			Equia Forte	120,12±9,9	b,x	111,87±9,99	b,y
		60 sn	GCP CKS	81,89±5,22	a,x	69,4±5,01	a,y
			Equia Forte	120,96±9,05	b,x	114,13±9,06	b,y
		90 sn	GCP CKS	88,1±7,59	a,x	77,33±7,91	a,y
			Equia Forte	123,83±8,12	b,x	118,99±8,19	b,y

**Tablo 4.6:** Üst yüzeylerde vernik, ısı ve materyale göre ölçümlerin dağılımı (*ab: Gruplar arası karşılaştırma, xy: Grup içi karşılaştırma*)

Bir diğer tabloda yine farklı materyallerin üst yüzey mikrosertlik değerlerinin, uygulanan ısı prosedürüne göre, vernikli ve verniksiz olarak ayırdıktan sonra, materyallerin farklı olmasının sertliklerine olan etkisini görüyoruz (Tablo 4.7).

Yön	Isı	Vernik	Materyal	Yaşlandırma Öncesi		Yaşlandırma Sonrası	
Üst	Isı yok	Vernikli	GCP CKS	77,67±6,35	a,x	64,91±6,31	a,y
			Equia Forte	125,6±6,79	b,x	118,35±6,82	b,y
		Verniksiz	GCP CKS	72,42±10,61	a,x	58,93±10,97	a,y
			Equia Forte	120,12±9,9	b,x	111,87±9,99	b,y
	60 sn	Vernikli	GCP CKS	81,94±6,49	a,x	70,94±6,55	a,y
			Equia Forte	110,28±13,26	b,x	105,95±12,01	b,y
		Verniksiz	GCP CKS	81,89±5,22	a,x	69,4±5,01	a,y
			Equia Forte	120,96±9,05	b,x	114,13±9,06	b,y
	90 sn	Vernikli	GCP CKS	79,47±4,25	a,x	71,34±4,28	a,y
			Equia Forte	112,22±13,23	b,x	108,22±13,27	b,y
		Verniksiz	GCP CKS	88,1±7,59	a,x	77,33±7,91	a,y
			Equia Forte	123,83±8,12	b,x	118,99±8,19	b,y

**Tablo 4.7:** Üst yüzeylerde ısı, vernik, materyale göre ölçümlerin dağılımı (*ab: Gruplar arası karşılaştırma, xy: Grup içi karşılaştırma*)

Equia Forte örnekleri bütün gruplarda GCP CKS örneklerinden istatistiksel olarak daha yüksek sonuçlar vermiştir ( $p < 0.05$ ). Bu durum termal yaşlandırma sonrasında da aynıdır. Örneklerin hepsinde yaşlandırma sonrasında üst yüzey sertlik değerlerinde istatistiksel olarak azalma olmuştur. ( $p < 0.05$ ) (Tablo 4.7).

#### 4.1.2. Vernik Uygulama Farklılıklarına Göre Değerlendirme

Yön	Isı	Materyal	Vernik	Yaşlandırma Öncesi		Yaşlandırma Sonrası	
Üst	Isı yok	GCP CKS	Vernikli	77,67±6,35	a,x	64,91±6,31	a,y
			Verniksiz	72,42±10,61	a,x	58,93±10,97	b,y
		Equia Forte	Vernikli	125,6±6,79	a,x	118,35±6,82	a,y
			Verniksiz	120,12±9,9	a,x	111,87±9,99	b,y
	60 sn	GCP CKS	Vernikli	81,94±6,49	a,x	70,94±6,55	a,y
			Verniksiz	81,89±5,22	a,x	69,4±5,01	a,y
		Equia Forte	Vernikli	110,28±13,26	a,x	105,95±12,01	a,y
			Verniksiz	120,96±9,05	b,x	114,13±9,06	b,y
	90 sn	GCP CKS	Vernikli	79,47±4,25	a,x	71,34±4,28	a,y
			Verniksiz	88,1±7,59	b,x	77,33±7,91	b,y
		Equia Forte	Vernikli	112,22±13,23	a,x	108,22±13,27	a,y
			Verniksiz	123,83±8,12	b,x	118,99±8,19	b,y

**Tablo 4.8:** Üst yüzeylerde ısı, materyal ve verniğe göre ölçümlerin dağılımı. (ab: Gruplar arası karşılaştırma, xy: Grup içi karşılaştırma)

Yaşlandırma öncesi ısı işlemi uygulanmayan GCP CKS ve Equia Forte grubundaki örneklerin vernikli ve verniksiz örnekleri kıyaslandığında, sonuçlarda istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Yani ısı uygulanmadığı zaman GCP CKS ve Equia Forte örneklerinin vernikli ve verniksiz örneklerinde istatistiksel olarak fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4.8).

60 sn ısı uygulandığında ise GCP CKS grubundaki vernikli ve verniksiz örneklerin üst yüzey sertliklerinde istatistiksel olarak fark yoktur ( $p>0.05$ ). 60 sn ısı uygulanan Equia Forte grubu örneklerinde vernik uygulanan örneklerin üst yüzey sertlik değeri, vernik uygulanmayan örneklerden istatistiksel olarak düşük çıkmıştır ( $p<0.05$ ) (Tablo 4.8).



90 sn ısı uygulanan GCP CKS grubunda, verniksiz örnekler vernikli örneklerden istatistiksel olarak daha yüksek sonuç vermiştir ( $p<0.05$ ). 90 sn ısı uygulanan Equia Forte grubunda vernikli örnekler verniksiz örneklerden istatistiksel olarak düşük sertlik değerleri vermiştir ( $p<0.05$ ) (Tablo 4.8).

Termal döngü sonrasında ise; ısı uygulanmayan grupta değişimler meydana gelmiştir. Equia Forte grubu örneklerinde yaşlandırma sonrasında vernikli örnekler verniksiz örneklerden daha sert çıkmıştır ( $p<0.05$ ). GCP CKS grubu da benzer bir değişim göstermiştir. Isı uygulanmayan GCP CKS grubu vernikli ve verniksiz örnekleri termal yaşlandırma öncesinde benzer sonuçlar verirken ( $p>0.05$ ), yaşlandırma sonrasında üst yüzey sertlikleri vernikli örneklerde istatistiksel olarak daha sert çıkmıştır ( $p<0.05$ ) (Tablo 4.8).

Yaşlandırma sonrasında bütün gruplardaki sertlik değerlerinde istatistiksel olarak azalma meydana gelmiştir ( $p<0.05$ ) (Tablo 4.8).

Yön	Materyal	Isı	Vernik	Yaşlandırma Öncesi		Yaşlandırma Sonrası	
Üst	GCP CKS	Isı Yok	Vernikli	77,67±6,35	a,x	64,91±6,31	a,y
			Verniksiz	72,42±10,61	a,x	58,93±10,97	b,y
		60 sn	Vernikli	81,94±6,49	a,x	70,94±6,55	a,y
			Verniksiz	81,89±5,22	a,x	69,4±5,01	a,y
		90 sn	Vernikli	79,47±4,25	a,x	71,34±4,28	a,y
			Verniksiz	88,1±7,59	b,x	77,33±7,91	b,y
	Equia Forte	Isı Yok	Vernikli	125,6±6,79	a,x	118,35±6,82	a,y
			Verniksiz	120,12±9,9	a,x	111,87±9,99	b,y
		60 sn	Vernikli	110,28±13,26	a,x	105,95±12,01	a,y
			Verniksiz	120,96±9,05	b,x	114,13±9,06	b,y
		90 sn	Vernikli	112,22±13,23	a,x	108,22±13,27	a,y
			Verniksiz	123,83±8,12	b,x	118,99±8,19	b,y

**Tablo 4.9:** Üst yüzeylerde materyal, ısı, ve verniğe göre ölçümlerin dağılımı. (ab: Gruplar arası karşılaştırma, xy: Grup içi karşılaştırma)

Vernik uygulamalarına göre farklılıkların incelenmesinde ısının etkinliği tablo 4.9'da gösterilmektedir. 90 sn ısı uygulanması GCP CKS vernikli ve verniksiz örneklerinin üst yüzey sertliklerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yaratırken ( $p<0.05$ ), Equia Forte örneklerinde ısı veriliyor olması vernikli ve verniksiz örnekler arasında fark yaratmaya yetmiştir (Tablo 4.9).

Her iki materyalde de ısı uygulanmadığı takdirde termal yaşlandırma işlemi öncesinde istatistiksel olarak benzer sonuçlar veren vernikli ve verniksiz örnekler, yaşlandırma sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde farklı sonuçlar vermişlerdir ( $p<0.05$ ) (Tablo 4.9).

Grup içerisindeki bütün örneklerin yaşlandırma işlemi sonrasında üst yüzey sertlik değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş olmuştur ( $p<0.05$ ) (Tablo 4.9).

### 4.1.3.Uygulanan Isı Farklılıklarına Göre Değerlendirme

Örneklere ısı uygulanıp uygulanmamasına göre ya da uygulama süresinin etkinliğine göre değerlendirme yapılmıştır (Tablo 4.10).

Yön	Materyal	Vernik	Isı	Yaşlandırma Öncesi		Yaşlandırma Sonrası	
Üst	GCP CKS	Vernikli	Isı yok	77,67±6,35	a,x	64,91±6,31	a,y
			60 sn	81,94±6,49	a,x	70,94±6,55	a,y
			90 sn	79,47±4,25	a,x	71,34±4,28	a,y
		Verniksiz	Isı yok	72,42±10,61	a,x	58,93±10,97	a,y
			60 sn	81,89±5,22	b,x	69,4±5,01	b,y
			90 sn	88,1±7,59	b,x	77,33±7,91	c,y
	Equia Forte	Vernikli	Isı yok	125,6±6,79	a,x	118,35±6,82	a,y
			60 sn	110,28±13,26	b,x	105,95±12,01	b,y
			90 sn	112,22±13,23	b,x	108,22±13,27	b,y
Verniksiz		Isı yok	120,12±9,9	a,x	111,87±9,99	a,y	
		60 sn	120,96±9,05	a,x	114,13±9,06	b,y	
		90 sn	123,83±8,12	a,x	118,99±8,19	c,y	

**Tablo 4.10:** Üst yüzeylerde materyal, vernik ve ısıya göre ölçümlerin dağılımı. (ab: Gruplar arası karşılaştırma, xy: Grup içi karşılaştırma)

Vernik uygulanan GCP CKS grubu örneklerinin üst yüzey sertlik değerleri, ısıya göre, istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermemiştir ( $p<0.05$ ) (Tablo 4.10).

Verniksiz örneklerde ise; GCP CKS grubu örneklerinin üst yüzey sertlik değerlerinde, 60 sn ve 90 sn ısı uygulanan grup, uygulanmayan gruptan istatistiksel olarak yüksek üst yüzey sertlik değerleri vermiştir ( $p<0.05$ ). Isı uygulanma süresi ise bu grupta istatistiksel fark yaratmamıştır ( $p<0.05$ ) (Tablo 4.10).

Isı uygulanan vernikli Equia Forte grubu örnekleri, ısı uygulanmayan gruba göre istatistiksel olarak daha düşük üst yüzey sertlik değerleri vermiştir ( $p<0.05$ ) (Tablo 4.10).

Vernik uygulanmayan Equia Forte grubu örneklerinde ise ısı prosedürlerindeki farklar materyallerin üst yüzey sertlik değerlerinde istatistiksel olarak benzer sonuçlar göstermiştir ( $p>0.05$ ) (Tablo 4.10).

Termal yaşlandırma işlemi sonrasında ise; vernik uygulanmayan GCP CKS grubundaki örneklerde, 90 sn ısı uygulanan grup, 60 sn ısı uygulanan gruba oranla istatistiksel olarak daha fazla üst yüzey sertlik değeri göstermiştir ( $p<0.05$ ). Vernik uygulanmayan Equia Forte grubu örneklerinde termal yaşlandırma öncesinde ısı uygulamaları arasında istatistiksel olarak fark yokken ( $p>0.05$ ), termal yaşlandırma sonrasında bütün ısı uygulamaları arasında istatistiksel fark bulunmuştur ( $p<0.05$ ) (Tablo 4.10).

Termal yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası grup içi bütün üst yüzey sertlik değerleri düşmüştür ve istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p<0.05$ ) (Tablo 10).

Yön	Vernik	Materyal	Isı	Yaşlandırma Öncesi		Yaşlandırma Sonrası	
Üst	Vernikli	GCP CKS	Isı Yok	77,67±6,35	a,x	64,91±6,31	a,y
			60 sn	81,94±6,49	a,x	70,94±6,55	a,y
			90 sn	79,47±4,25	a,x	71,34±4,28	a,y
		Equia Forte	Isı Yok	125,6±6,79	a,x	118,35±6,82	a,y
			60 sn	110,28±13,26	b,x	105,95±12,01	b,y
			90 sn	112,22±13,23	b,x	108,22±13,27	b,y
	Verniksiz	GCP CKS	Isı Yok	72,42±10,61	a,x	58,93±10,97	a,y
			60 sn	81,89±5,22	b,x	69,4±5,01	b,y
			90 sn	88,1±7,59	b,x	77,33±7,91	c,y
		Equia Forte	Isı Yok	120,12±9,9	a,x	111,87±9,99	a,y
			60 sn	120,96±9,05	a,x	114,13±9,06	ab,y
			90 sn	123,83±8,12	a,x	118,99±8,19	b,y

**Tablo 4.11:** Üst yüzeylerde vernik, materyal ve ısıya göre ölçümlerin dağılımı. (ab: Gruplar arası karşılaştırma, xy: Grup içi karşılaştırma)

Vernikli GCP CKS grubu örneklerini, farklı ısı uygulamalarında kıyasladığımızda istatistiksel olarak fark çıkmazken ( $p>0.05$ ), vernikli Equia Forte grubu örneklerinde, ısı uygulanmayan grup, ısı uygulanan gruptan istatistiksel olarak yüksek üst yüzey sertlik değerleri vermiştir ( $p<0.05$ ) (Tablo 4.11).

Isı uygulanmayan verniksiz GCP CKS grubundaki örnekler, 60 sn ve 90 sn ısı uygulanan örneklerde istatistiksel olarak düşük sertlik değerleri vermiştir. Ancak ısı uygulama süresi vernik uygulanmayan GCP CKS örneklerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmamıştır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4.11).

Verniksiz Equia Forte örneklerinde farklı ısı uygulamalarında alınan üst yüzey sertlik sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ( $p>0.05$ ) (Tablo 4.11).

Termal yaşlandırma uygulamasından sonra ise vernik uygulanmayan GCP CKS grubu örneklerinde; 60 sn ve 90 sn ısı uygulanan grupta istatistiksel olarak fark bulunmuş, 60 sn ısı uygulanan grup 90 sn ısı uygulanan gruptan istatistiksel olarak daha düşük sertlik değeri göstermiştir ( $p<0.05$ ) (Tablo 4.11).

Aynı şekilde, vernik uygulanmayan Equia Forte grubu örneklerinde termal yaşlandırma sonrasında ısı uygulanmayan verniksiz Equia Forte grubu örnekleri ile 90 sn ısı uygulanan verniksiz Equia Forte grubu örnekleri istatistiksel olarak farklı hale gelmiştir ( $p<0.05$ ). 90 sn ısı uygulanan grup ısı uygulanmayan gruba göre termal yaşlandırma sonrasında istatistiksel olarak daha fazla üst yüzey sertlik değeri göstermiştir. (Tablo 4.11).

Grup içi karşılaştırmalarda ise termal yaşlandırma işleminden sonra bütün sertlik değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı azalma olmuştur ( $p<0.05$ ).

## 4.2.Örneklerin Alt Yüzeylerinin Değerlendirilmesi

### 4.2.1.Materyal Farklılıklarına Göre Değerlendirme

Çalışmada hazırlanan örneklerin alt yüzeylerinden elde edilen sertlik değerlerinin materyal anlamında kıyası tablo 4.12 ve tablo 4.13’de gösterilmektedir.

Yön	Kalınlık	Isı	Materyal	Yaşlandırma Öncesi		Yaşlandırma Sonrası	
Alt	2 mm	Isı Yok	GCP CKS	65,67±8,19	(a,x)	51,69±6,47	(a,y)
			Equia Forte	112,35±11,53	(b,x)	103,27±11,66	(b,y)
		60 sn	GCP CKS	67,71±7,71	(a,x)	55,54±7,59	(a,y)
			Equia Forte	116,82±10,11	(b,x)	109,89±10,17	(b,y)
		90 sn	GCP CKS	70,61±8,83	(a,x)	59,6±8,87	(a,y)
			Equia Forte	113,66±14,24	(b,x)	108,59±14,25	(b,y)
	4 mm	Isı Yok	GCP CKS	63,63±7,01	(a,x)	49,48±6,56	(a,y)
			Equia Forte	110,92±8,72	(b,x)	101,71±8,55	(b,y)
		60 sn	GCP CKS	62,28±9,46	(a,x)	47,94±8,45	(a,y)
			Equia Forte	111,18±11,48	(b,x)	102,08±9,43	(b,y)
		90 sn	GCP CKS	62,8±9,05	(a,x)	49,88±9,04	(a,y)
			Equia Forte	109,83±6,52	(b,x)	102,63±6,46	(b,y)
	6 mm	Isı Yok	GCP CKS	65,17±6,84	(a,x)	50,62±7	(a,y)
			Equia Forte	112,04±7,99	(b,x)	102,93±8,07	(b,y)
		60 sn	GCP CKS	58,53±6,31	(a,x)	43,65±6,22	(a,y)
			Equia Forte	104,04±17,83	(b,x)	93,42±15,92	(b,y)
		90 sn	GCP CKS	56,84±10	(a,x)	42,87±9,96	(a,y)
			Equia Forte	105,94±9,85	(b,x)	96,55±9,46	(b,y)

**Tablo 4.12:** Alt yüzeylerde kalınlık, ısı ve materyale göre ölçümlerin dağılımı. (ab: Gruplar arası karşılaştırma, xy: Grup içi karşılaştırma)

GCP CKS örneklerinin alt yüzeyleri, değişkenler ne olursa olsun istatistiksel olarak anlamlı derecede Equia Forte örneklerinden çok daha düşük sertlik değerleri göstermektedir ( $p<0.05$ ). Bu durum termal yaşlandırma işleminden sonra da aynıdır ( $p<0.05$ ) (Tablo 4.12, Tablo 4.13).

Termal yaşlandırma, bütün gruplardaki sertlik değerleri istatistiksel olarak düşürmüştür ( $p<0.05$ ) (Tablo 4.12, Tablo 4.13).

Yön	Isı	Kalınlık	Materyal	Yaşlandırma Öncesi		Yaşlandırma Sonrası	
Alt	Isı yok	2 mm	GCP CKS	65,67±8,19	a,x	51,69±6,47	a,y
			Equia Forte	112,35±11,53	b,x	103,27±11,66	b,y
		4 mm	GCP CKS	63,63±7,01	a,x	49,48±6,56	a,y
			Equia Forte	110,92±8,72	b,x	101,71±8,55	b,y
		6 mm	GCP CKS	65,17±6,84	a,x	50,62±7	a,y
			Equia Forte	112,04±7,99	b,x	102,93±8,07	b,y
	60 sn	2 mm	GCP CKS	67,71±7,71	a,x	55,54±7,59	a,y
			Equia Forte	116,82±10,11	b,x	109,89±10,17	b,y
		4 mm	GCP CKS	62,28±9,46	a,x	47,94±8,45	a,y
			Equia Forte	111,18±11,48	b,x	102,08±9,43	b,y
		6 mm	GCP CKS	58,53±6,31	a,x	43,65±6,22	a,y
			Equia Forte	104,04±17,83	b,x	93,42±15,92	b,y
	90 sn	2 mm	GCP CKS	70,61±8,83	a,x	59,6±8,87	a,y
			Equia Forte	113,66±14,24	b,x	108,59±14,25	b,y
		4 mm	GCP CKS	62,8±9,05	a,x	49,88±9,04	a,y
			Equia Forte	109,83±6,52	b,x	102,63±6,46	b,y
		6 mm	GCP CKS	56,84±10	a,x	42,87±9,96	a,y
			Equia Forte	105,94±9,85	b,x	96,55±9,46	b,y

**Tablo 4.13:** Alt yüzeylerde ısı, kalınlık ve materyale göre ölçümlerin dağılımı. (ab: Gruplar arası karşılaştırma, xy: Grup içi karşılaştırma)

#### 4.2.2.Örneklerin Kalınlıklarındaki Farklılıklara Göre Değerlendirme

Alt yüzeylerde oluşan sertlik değerlerinin kalınlıklara bağlı değişimi tablo 4.14 ve tablo 4.15'deki gibidir.

Isı uygulanmayan GCP CKS grubu örneklerinin alt yüzey sertlik değerleri, farklı kalınlıklarda istatistiksel olarak benzer sonuçlar vermiştir ( $p>0.05$ ) (Tablo 4.14).

60 sn ve 90 sn ısı uygulaması yapılan GCP CKS grubu örneklerinin alt yüzey sertlik değerleri kalınlık arttıkça istatistiksel olarak azalma göstermiştir ( $p<0.05$ ). 2 mm kalınlığındaki grup ile 6 mm kalınlığındaki grup arasında istatistiksel olarak fark vardır ( $p<0.05$ ). 2 mm-4 mm ve 4 mm-6 mm kendi aralarında istatistiksel olarak benzer sonuç göstermiştir ( $p>0.05$ ) (Tablo 4.14).

Yön	Materyal	Isı	Kalınlık	Yaşlandırma Öncesi		Yaşlandırma Sonrası	
Alt	GCP CKS	Isı yok	2 mm	65,67±8,19	a,x	51,69±6,47	a,y
			4 mm	63,63±7,01	a,x	49,48±6,56	a,y
			6 mm	65,17±6,84	a,x	50,62±7	a,y
		60 sn	2 mm	67,71±7,71	a,x	55,54±7,59	a,y
			4 mm	62,28±9,46	ab,x	47,94±8,45	ab,y
			6 mm	58,53±6,31	b,x	43,65±6,22	b,y
		90 sn	2 mm	70,61±8,83	a,x	59,6±8,87	a,y
			4 mm	62,8±9,05	ab,x	49,88±9,04	b,y
			6 mm	56,84±10	b,x	42,87±9,96	b,y
	Equia Forte	Isı yok	2 mm	112,35±11,53	a,x	103,27±11,66	a,y
			4 mm	110,92±8,72	a,x	101,71±8,55	a,y
			6 mm	112,04±7,99	a,x	102,93±8,07	a,y
		60 sn	2 mm	116,82±10,11	a,x	109,89±10,17	a,y
			4 mm	111,18±11,48	ab,x	102,08±9,43	ab,y
			6 mm	104,04±17,83	b,x	93,42±15,92	b,y
		90 sn	2 mm	113,66±14,24	a,x	108,59±14,25	a,y
			4 mm	109,83±6,52	a,x	102,63±6,46	ab,y
			6 mm	105,94±9,85	a,x	96,55±9,46	b,y

**Tablo 4.14:** Alt gruplarda materyal, ısı ve kalınlığa göre ölçümlerin dağılımı. (ab: Gruplar arası karşılaştırma, xy: Grup içi karşılaştırma)

Equia Forte grubu örnekleri incelendiğinde, ısı uygulanmadığında ve 90 sn ısı uygulandığında örneklerin kalınlık değişimine bağlı sertlik değerleri kendi içlerinde istatistiksel olarak benzerdir ( $p>0.05$ ). Ancak 60 sn ısı uygulanan Equia Forte örneklerinde; 2 mm, 6 mm kalınlığındaki örneklerden istatistiksel olarak daha sert çıkarken ( $p<0.05$ ), 2 mm-4 mm ve 4 mm-6 mm arasındaki sertlik değerleri istatistiksel olarak benzer bulunmuştur ( $p>0.05$ ) (Tablo 4.14).

90 sn ısı uygulanan GCP CKS örneklerinde yaşlandırma öncesinde 2 mm-4 mm kalınlığındaki örneklerin alt yüzey sertlik değerleri ve 4 mm-6 mm kalınlığındaki örneklerin alt yüzey sertlik değerleri istatistiksel olarak benzer sonuçlar verirken ( $p>0.05$ ), yaşlandırma sonrasında 2 mm kalınlığındaki örnekler, 4 mm ve 6 mm kalınlığındaki örneklere göre istatistiksel olarak farklı değer göstermiştir ( $p<0.05$ ) (Tablo 4.14, Tablo 4.15).



Termal yaşlandırma sonrası oluşan bir diğer farklılık ise; 90 sn ısı uygulanan Equia Forte grubu örneklerinde meydana gelmiştir. Yaşlandırma öncesinde 90 sn ısı uygulanması Equia Forte grubu örneklerindeki farklı kalınlıklardan alınan alt yüzey sertlik değerleri istatistiksel olarak benzerken, yaşlandırma sonrası 2 mm kalınlığındaki örneklerin sertlik değeri 6 mm kalınlığındaki örneklerin sertlik değerinden istatistiksel olarak yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) (Tablo 4.14, Tablo 4.15).

Bütün grup içi örneklerde yaşlandırma sonrası bütün sertlik sonuçlarında istatistiksel olarak azalma meydana gelmiştir ( $p<0.05$ ) (Tablo 4.14, Tablo 4.15).

Isı uygulanmadığı takdirde, GCP CKS ve Equia Forte örneklerinde kalınlıkların farklı olması, alt yüzey sertlik değerlerinde bir istatistiksel farklılık yaratmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4.15).

GCP CKS grubuna 60 sn ve 90 sn ısı uygulandığında, her iki ısı süresinde de 2 mm kalınlıklar ile 6 mm kalınlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark çıkmış ve 2 mm örnekler istatistiksel olarak daha yüksek sertlik değerleri vermiştir ( $p<0.05$ ). Ancak yine her iki süre grubunda 2 mm-4 mm kalınlıkların sertlik değerleri ve 4mm-6 mm kalınlığındaki grupların sertlik değerleri istatistiksel olarak benzer çıkmıştır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4.14).

Yön	Isı	Materyal	Kalınlık	Yaşlandırma Öncesi		Yaşlandırma Sonrası	
Alt	Isı yok	GCP CKS	2 mm	65,67±8,19	a,x	51,69±6,47	a,y
			4 mm	63,63±7,01	a,x	49,48±6,56	a,y
			6 mm	65,17±6,84	a,x	50,62±7	a,y
		Equia Forte	2 mm	112,35±11,53	a,x	103,27±11,66	a,y
			4 mm	110,92±8,72	a,x	101,71±8,55	a,y
			6 mm	112,04±7,99	a,x	102,93±8,07	a,y
	60 sn	GCP CKS	2 mm	67,71±7,71	a,x	55,54±7,59	a,y
			4 mm	62,28±9,46	ab,x	47,94±8,45	ab,y
			6 mm	58,53±6,31	b,x	43,65±6,22	b,y
		Equia Forte	2 mm	116,82±10,11	a,x	109,89±10,17	a,y
			4 mm	111,18±11,48	ab,x	102,08±9,43	ab,y
			6 mm	104,04±17,83	b,x	93,42±15,92	b,y
	90 sn	GCP CKS	2 mm	70,61±8,83	a,x	59,6±8,87	a,y
			4 mm	62,8±9,05	ab,x	49,88±9,04	b,y
			6 mm	56,84±10	b,x	42,87±9,96	b,y
		Equia Forte	2 mm	113,66±14,24	a,x	108,59±14,25	a,y
			4 mm	109,83±6,52	a,x	102,63±6,46	ab,y
			6 mm	105,94±9,85	a,x	96,55±9,46	b,y

**Tablo 4.15:** Alt yüzeylerde ısı, materyal ve kalınlığa göre ölçümlerin dağılımı. (ab:

*Gruplar arası karşılaştırma, xy: Grup içi karşılaştırma)*

### 4.2.3.Uygulanan Isı Farklılıklarına Göre Değerlendirme

Deneyde hazırlanan materyallerin ısı uygulama prosedürüne göre alt yüzeylerinin sertlik değerleri tablo 4.16 ve tablo 4.17'deki gibidir.

Yön	Kalınlık	Materyal	Isı	Yaşlandırma Öncesi		Yaşlandırma Sonrası	
Alt	2 mm	GCP CKS	Isı yok	65,67±8,19	a,x	51,69±6,47	a,y
			60 sn	67,71±7,71	a,x	55,54±7,59	a,y
			90 sn	70,61±8,83	a,x	59,6±8,87	a,y
		Equia Forte	Isı yok	112,35±11,53	a,x	103,27±11,66	a,y
			60 sn	116,82±10,11	a,x	109,89±10,17	a,y
			90 sn	113,66±14,24	a,x	108,59±14,25	a,y
	4 mm	GCP CKS	Isı yok	63,63±7,01	a,x	49,48±6,56	a,y
			60 sn	62,28±9,46	a,x	47,94±8,45	a,y
			90 sn	62,8±9,05	a,x	49,88±9,04	a,y
		Equia Forte	Isı yok	110,92±8,72	a,x	101,71±8,55	a,y
			60 sn	111,18±11,48	a,x	102,08±9,43	a,y
			90 sn	109,83±6,52	a,x	102,63±6,46	a,y
	6 mm	GCP CKS	Isı yok	65,17±6,84	a,x	50,62±7	a,y
			60 sn	58,53±6,31	a,x	43,65±6,22	a,y
			90 sn	56,84±10	a,x	42,87±9,96	a,y
Equia Forte		Isı yok	112,04±7,99	a,x	102,93±8,07	a,y	
		60 sn	104,04±17,83	a,x	93,42±15,92	b,y	
		90 sn	105,94±9,85	a,x	96,55±9,46	ab,y	

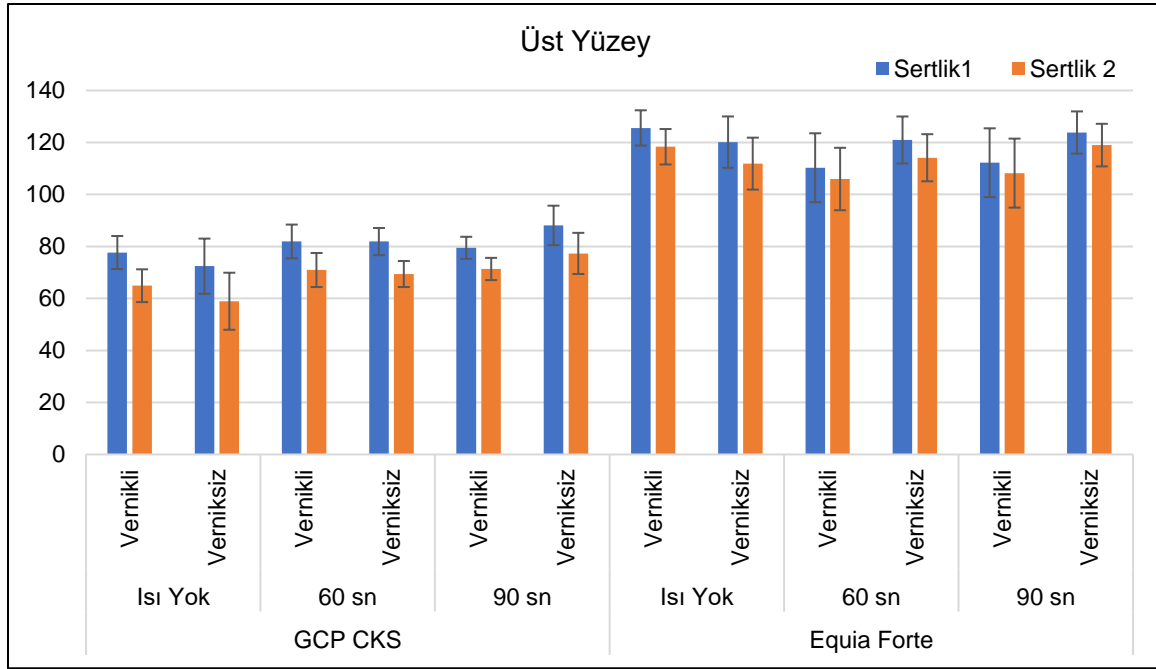
**Tablo 4.16:** Alt yüzeylerde kalınlık, materyal ve ısıya göre ölçümlerin dağılımı. (ab: Gruplar arası karşılaştırma, xy: Grup içi karşılaştırma)

Yaşlandırma öncesinde her iki materyalin farklı kalınlıklardaki ısı değişiklikleri sertlik sonuçlarını istatistiksel olarak etkilememiştir ( $p>0.05$ ). Yaşlandırma sonrasında ise; sadece 6 mm kalınlığındaki Equia Forte grubunda 60 sn ile ısı uygulanmayan grupta farklılık göstermiştir ( $p<0.05$ ) (Tablo 4.16 ve 4.17)

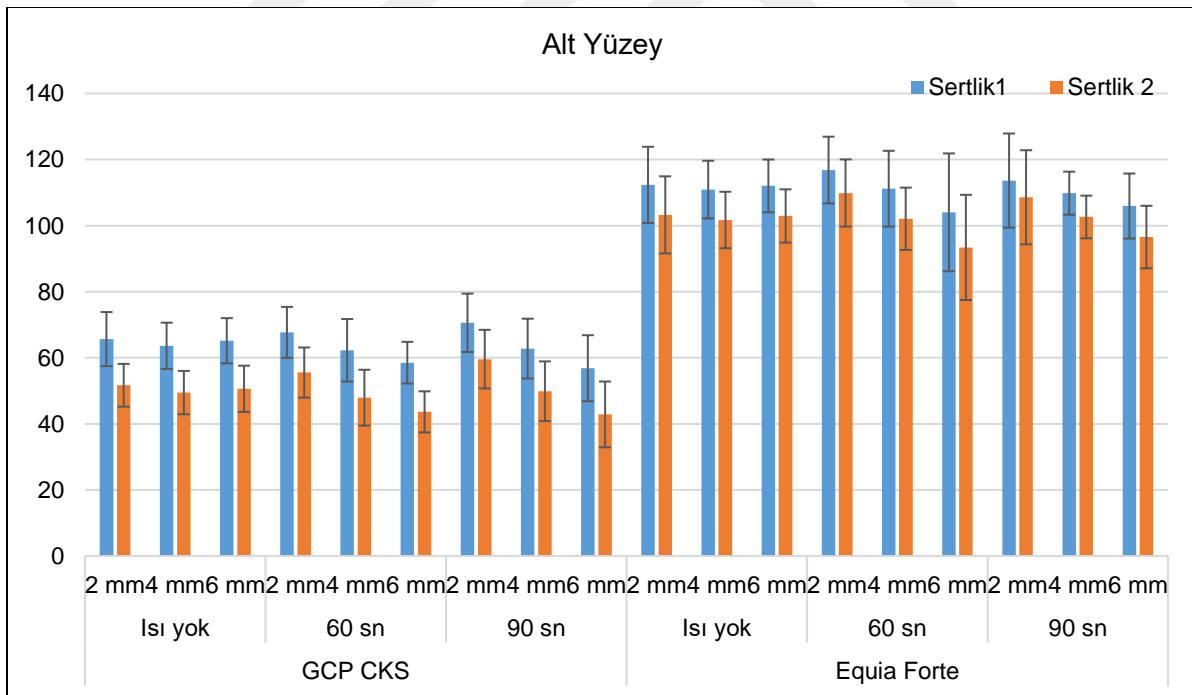
Yaşlandırma işlemi sonrasında grup içi bütün örneklerde istatistiksel fark ortaya çıkmış, sertlik değerlerinin hepsinde istatistiksel olarak düşüş meydana gelmiştir ( $p<0.05$ ) (Tablo 4.16, Tablo 4.17).

Yön	Materyal	Kalınlık	Isı	Yaşlandırma Öncesi		Yaşlandırma Sonrası	
Alt	GCP CKS	2 mm	Isı yok	65,67±8,19	a,x	51,69±6,47	a,y
			60 sn	67,71±7,71	a,x	55,54±7,59	a,y
			90 sn	70,61±8,83	a,x	59,6±8,87	a,y
		4 mm	Isı yok	63,63±7,01	a,x	49,48±6,56	a,y
			60 sn	62,28±9,46	a,x	47,94±8,45	a,y
			90 sn	62,8±9,05	a,x	49,88±9,04	a,y
		6 mm	Isı yok	65,17±6,84	a,x	50,62±7	a,y
			60 sn	58,53±6,31	a,x	43,65±6,22	a,y
			90 sn	56,84±10	a,x	42,87±9,96	a,y
	Equia Forte	2 mm	Isı yok	112,35±11,53	a,x	103,27±11,66	a,y
			60 sn	116,82±10,11	a,x	109,89±10,17	a,y
			90 sn	113,66±14,24	a,x	108,59±14,25	a,y
		4 mm	Isı yok	110,92±8,72	a,x	101,71±8,55	a,y
			60 sn	111,18±11,48	a,x	102,08±9,43	a,y
			90 sn	109,83±6,52	a,x	102,63±6,46	a,y
		6 mm	Isı yok	112,04±7,99	a,x	102,93±8,07	a,y
			60 sn	104,04±17,83	a,x	93,42±15,92	b,y
			90 sn	105,94±9,85	a,x	96,55±9,46	ab,y

**Tablo 4.17:** Alt yüzeylerde materyal, kalınlık ve ısıya göre ölçümlerin dağılımı. (ab: Gruplar arası karşılaştırma, xy: Grup içi karşılaştırma)



**Şekil 4.1:** Üst yüzeylerde; Materyal, Isı ve Vernik durumuna göre sertlik 1 ve sertlik 2 ölçümlerinin dağılımı.

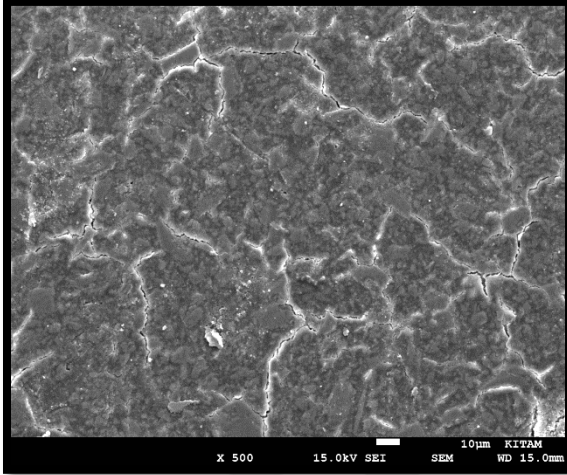


**Şekil 4.2:** Alt yüzeylerde; Materyal, Isı ve Vernik durumuna göre sertlik 1 ve sertlik 2 ölçümlerinin dağılımı.

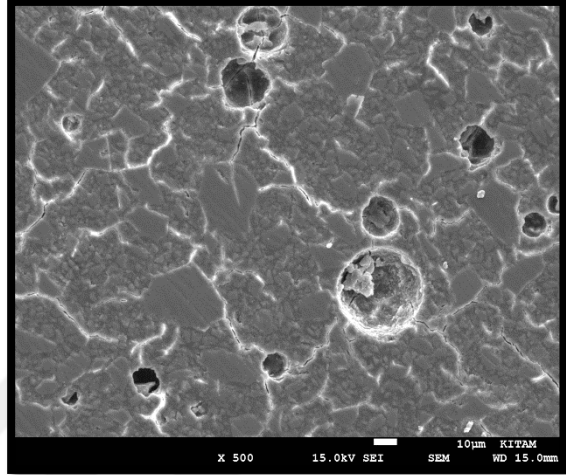
### 4.3. SEM Görüntüleri

#### 4.3.1. Equia Forte Vernik Uygulanan Örnekler

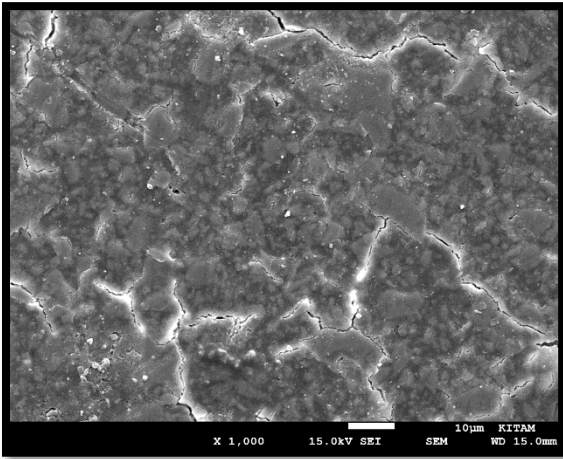
##### 4.3.1.1. Isı Uygulanmayan Örnekler



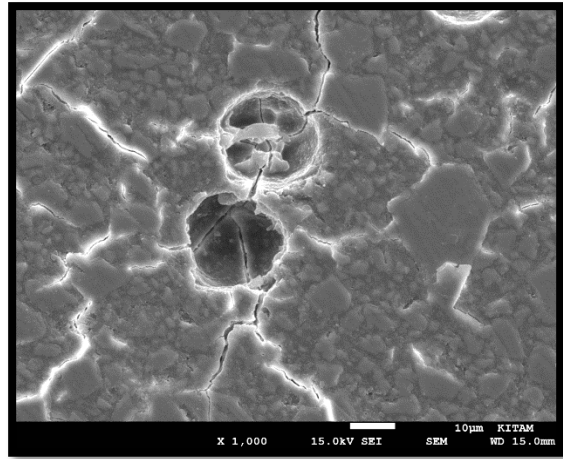
Termal yaşlandırma öncesi x500  
büyütme.



Termal yaşlandırma sonrası x500  
büyütme.



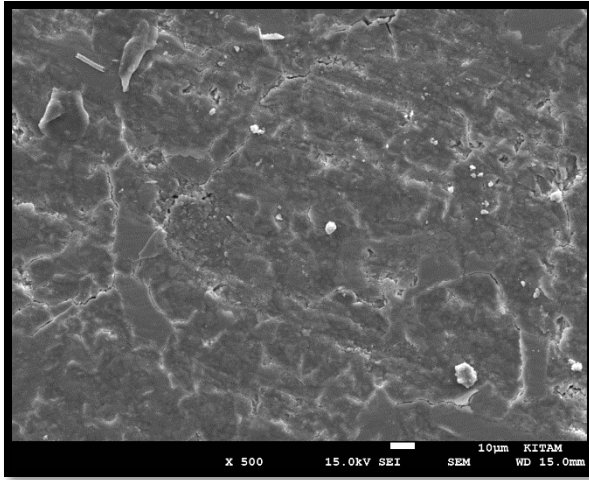
Termal yaşlandırma öncesi x1000  
büyütme.



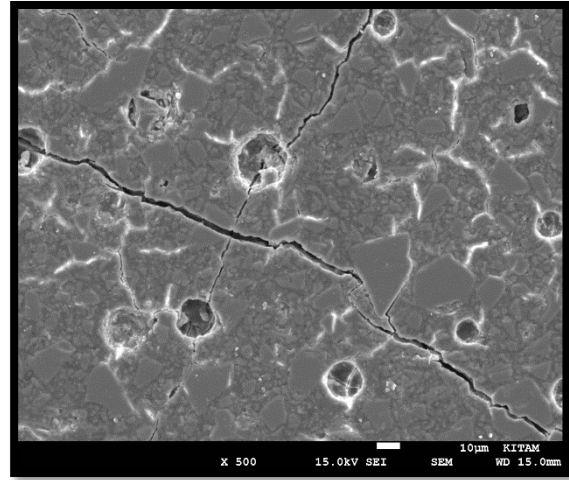
Termal yaşlandırma sonrası x1000  
büyütme.

**Şekil 4.3:** Equia Forte grubunun, vernik kullanılan, ısı uygulanmayan örneklerinin, termal yaşlandırma öncesi ve sonrası üst yüzey SEM görüntüleri.

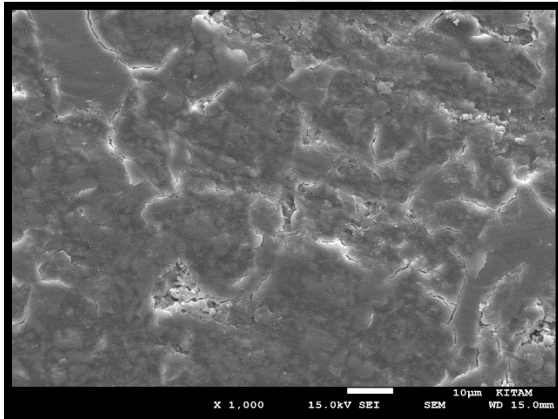
### 4.3.1.2. 60sn Isı Uygulanan Örnekler



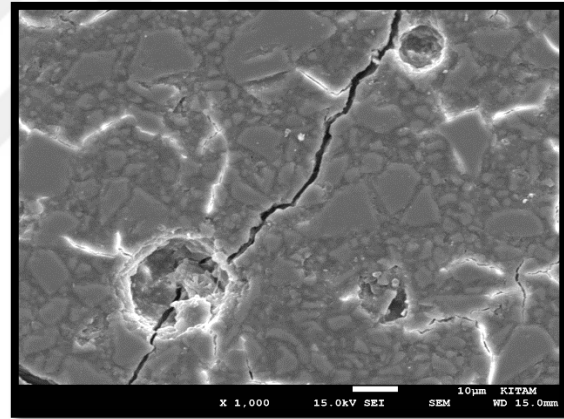
Termal yaşlandırma öncesi x500  
büyütme.



Termal yaşlandırma sonrası x500  
büyütme.



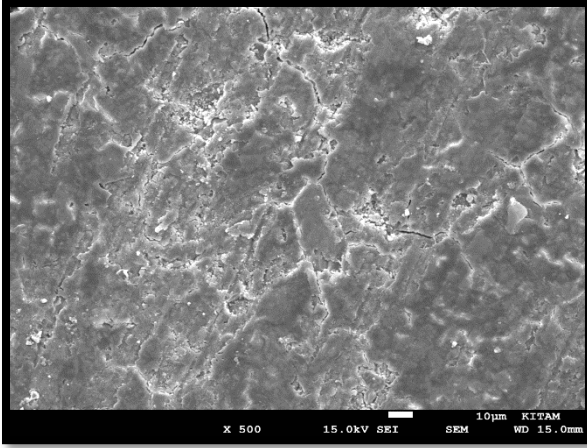
Termal yaşlandırma öncesi x1000  
büyütme.



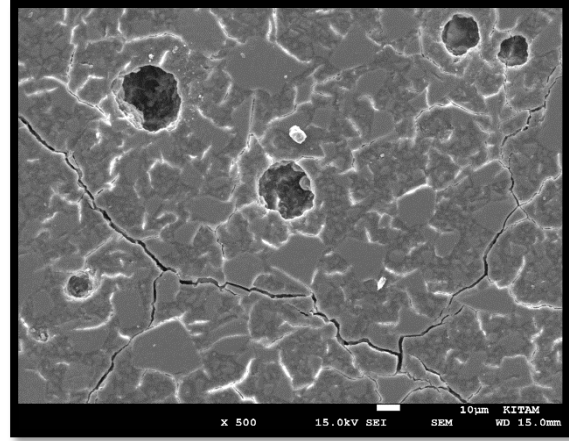
Termal yaşlandırma sonrası x1000  
büyütme.

**Şekil 4.4:** Equia Forte grubunun vernik kullanılan, 60 sn ısı uygulanan örneklerinin, termal yaşlandırma öncesi ve sonrası üst yüzey SEM görüntüleri.

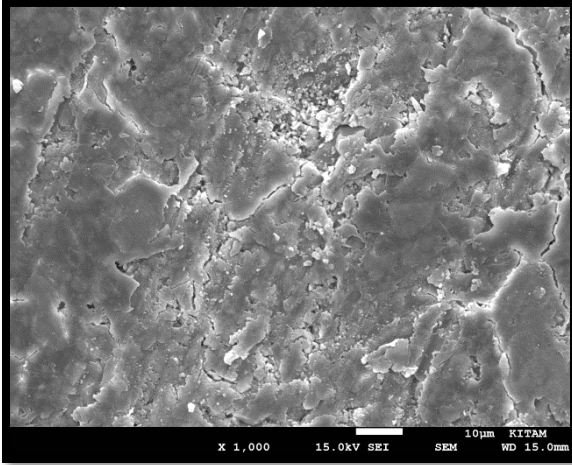
### 4.3.1.3. 90sn Isı Uygulanan Örnekler



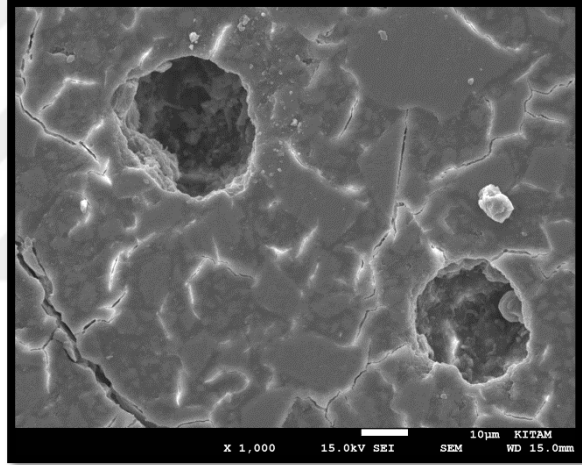
Termal yaşlandırma öncesi x500  
büyütme.



Termal yaşlandırma sonrası x500  
büyütme.



Termal yaşlandırma öncesi x1000  
büyütme.



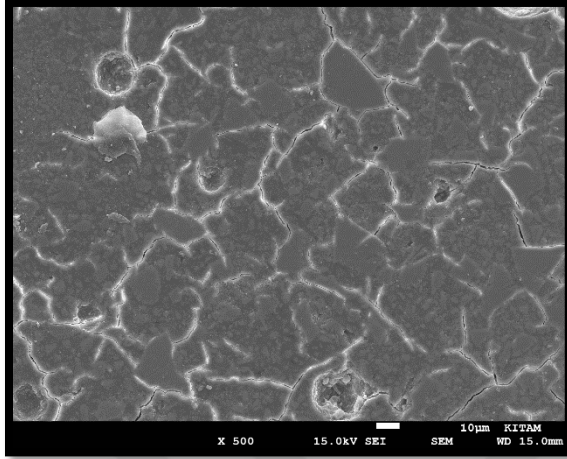
Termal yaşlandırma sonrası x1000  
büyütme.

**Şekil 4.5:** Equia Forte grubunun vernik kullanılan, 90 sn ısı uygulanan örneklerinin, termal yaşlandırma öncesi ve sonrası üst yüzey SEM görüntüleri.

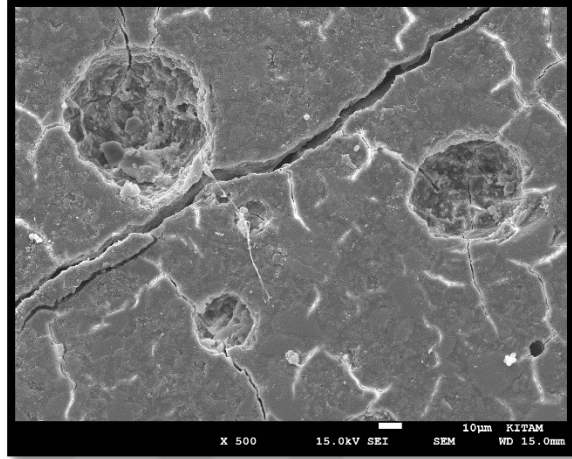


## 4.3.2. Equia Forte Vernik Uygulanmayan Örnekler

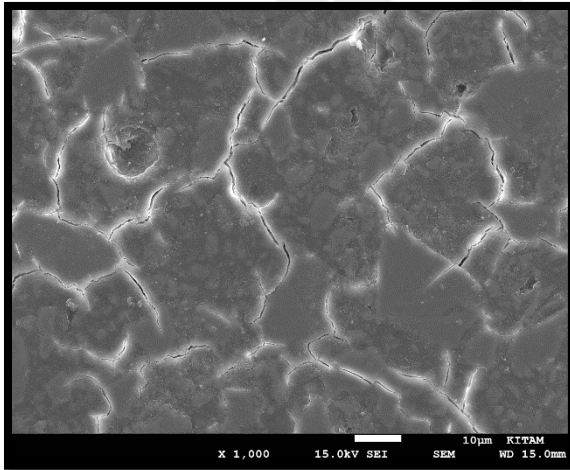
### 4.3.2.1. Isı Uygulanmayan Örnekler



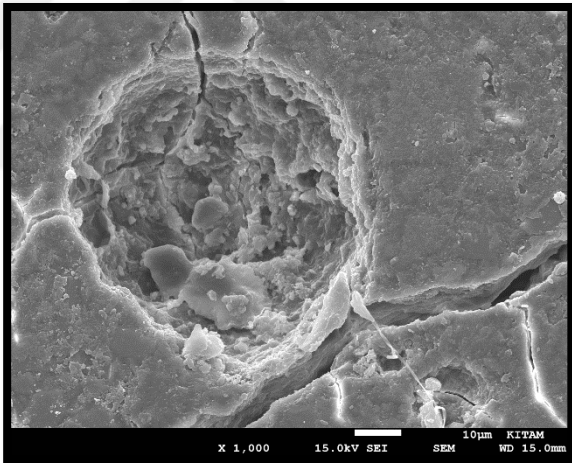
Termal yaşlandırma öncesi x500  
büyütme.



Termal yaşlandırma sonrası x500  
büyütme.



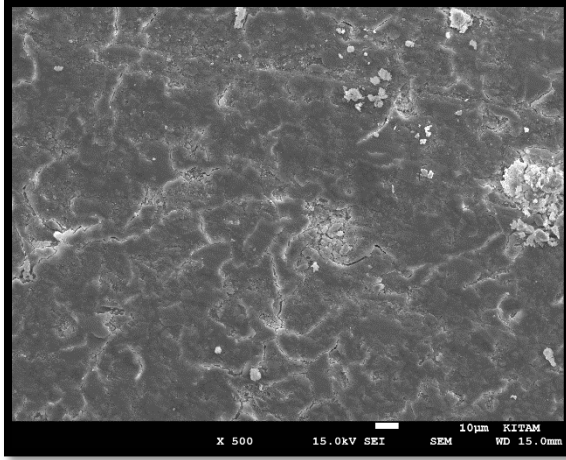
Termal yaşlandırma öncesi x1000  
büyütme.



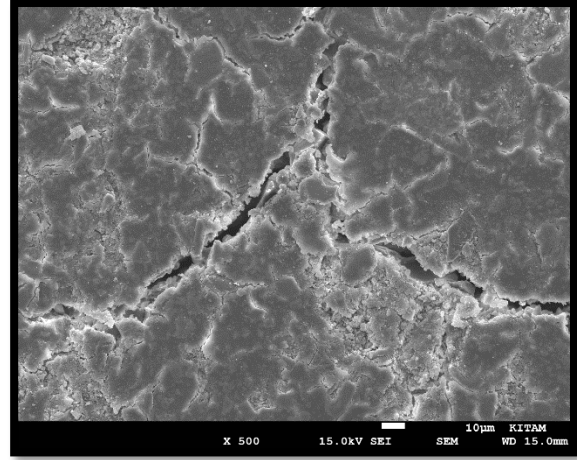
Termal yaşlandırma sonrası x1000  
büyütme.

**Şekil 4.6:** Equia Forte grubunun vernik ve ısı uygulanmayan örneklerinin, termal yaşlandırma öncesi ve sonrası üst yüzey SEM görüntüleri.

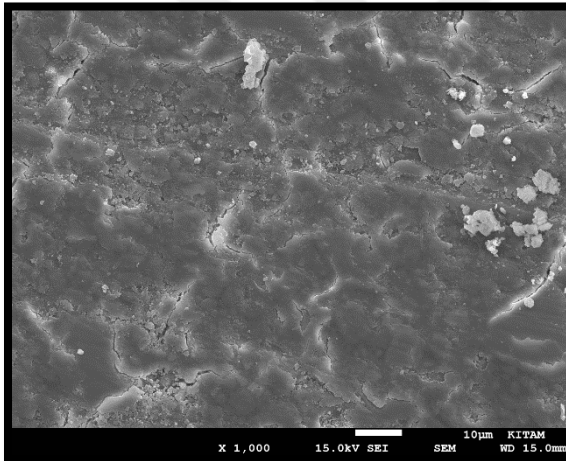
#### 4.3.2.2. 60 sn Isı Uygulanan Örnekler



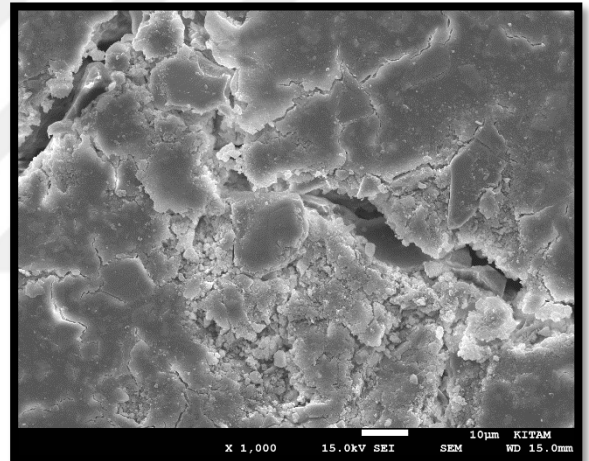
Termal yaşlandırma öncesi x500  
büyütme.



Termal yaşlandırma sonrası x500  
büyütme.



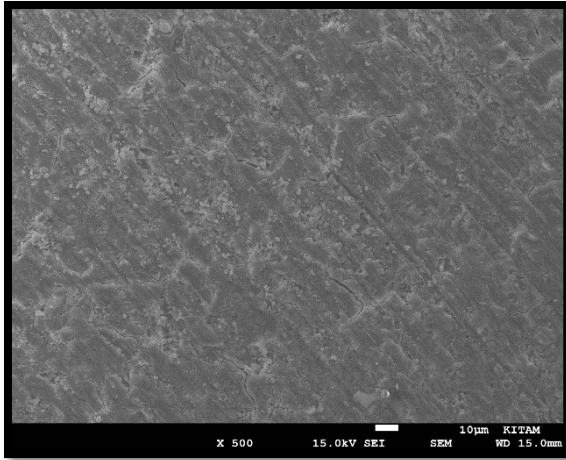
Termal yaşlandırma öncesi x1000  
büyütme.



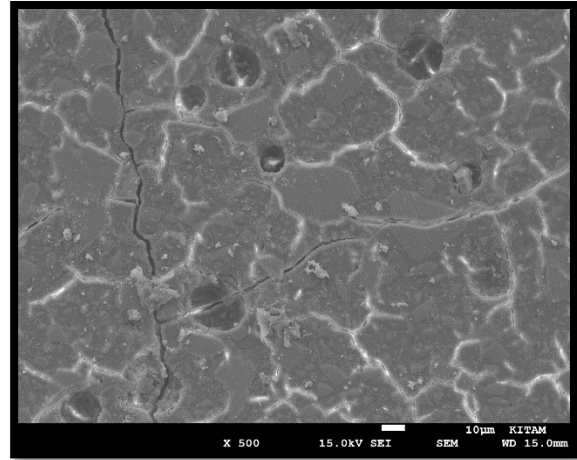
Termal yaşlandırma sonrası x1000  
büyütme.

**Şekil 4.7:** Equia Forte grubunun vernik uygulanmayan, 60sn ısı uygulanan örneklerinin, termal yaşlandırma öncesi ve sonrası üst yüzey SEM görüntüleri.

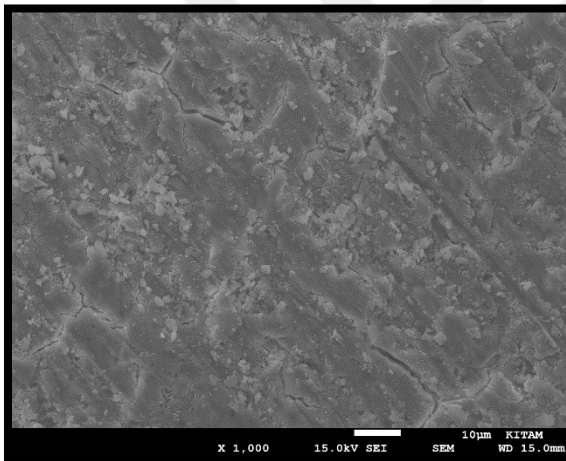
### 4.3.2.3. 90sn Isı Uygulanan Örnekler



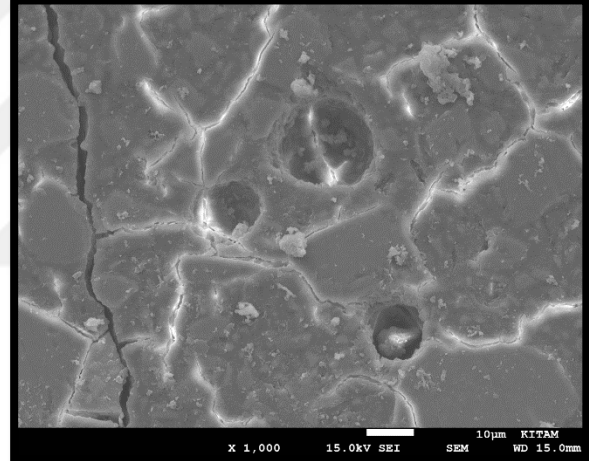
Termal yaşlandırma öncesi x500  
büyütme.



Termal yaşlandırma sonrası x500  
büyütme.



Termal yaşlandırma öncesi x1000  
büyütme.

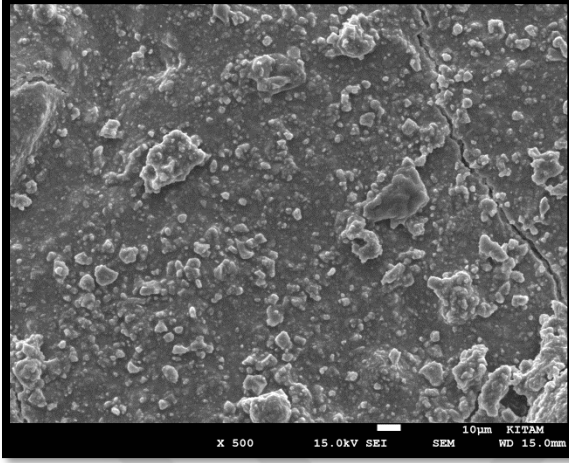


Termal yaşlandırma sonrası x1000  
büyütme.

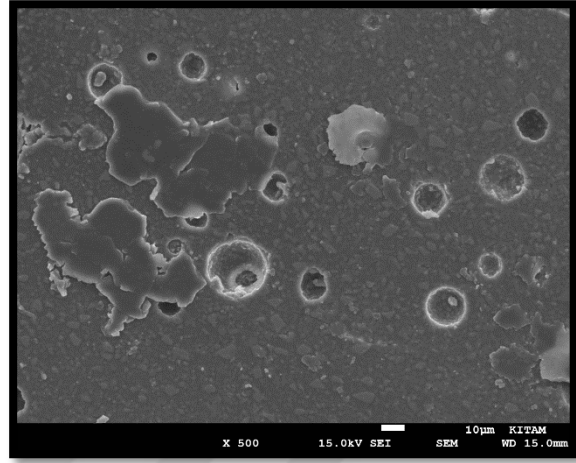
**Şekil 4.8:** Equia Forte grubunun vernik uygulanmayan, 90sn ısı uygulanan örneklerinin, termal yaşlandırma öncesi ve sonrası üst yüzey SEM görüntüleri.

### 4.3.3. GCP Cam Karbomer Siman Vernik Uygulanan Örnekler

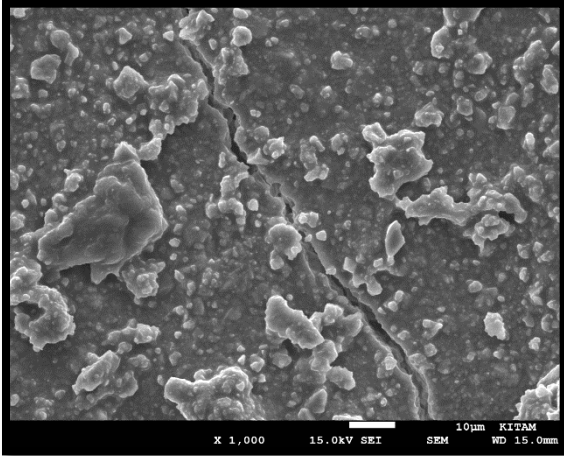
#### 4.3.3.1. Isı Uygulanmayan Örnekler



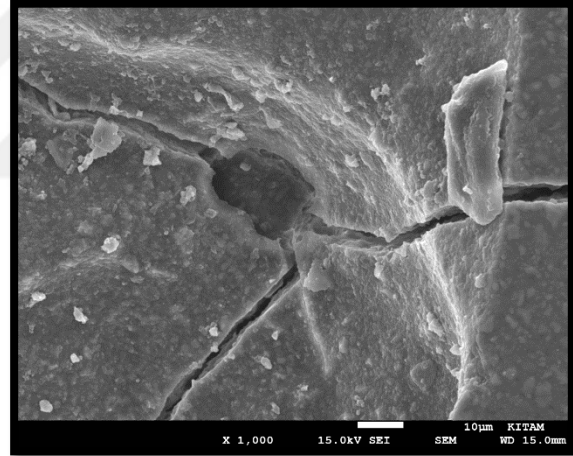
Termal yaşlandırma öncesi x500  
büyütme.



Termal yaşlandırma sonrası x500  
büyütme.



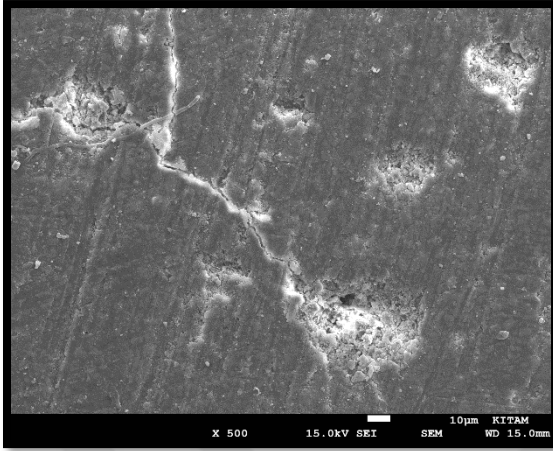
Termal yaşlandırma öncesi x1000  
büyütme.



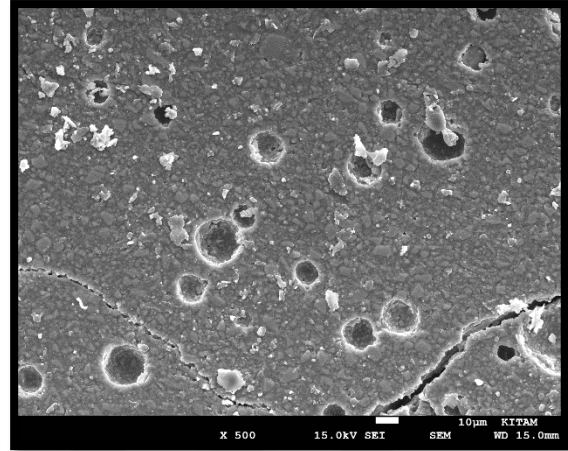
Termal yaşlandırma sonrası x1000  
büyütme.

**Şekil 4.9:** GCP Cam Karbomer grubunun vernik uygulanan, ısı uygulanmayan örneklerinin, termal yaşlandırma öncesi ve sonrası üst yüzey SEM görüntüleri.

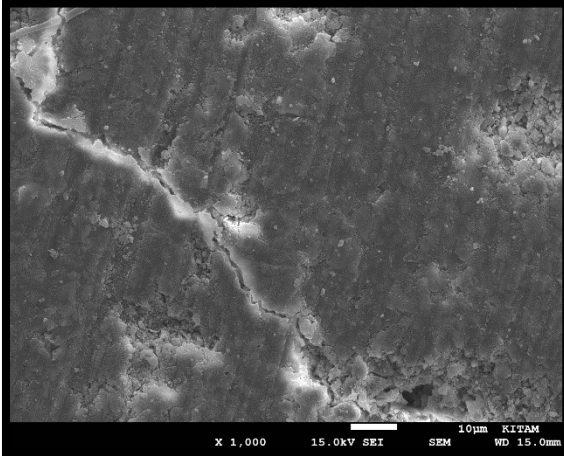
### 4.3.3.2. 60 sn Isı Uygulanan Örnekler



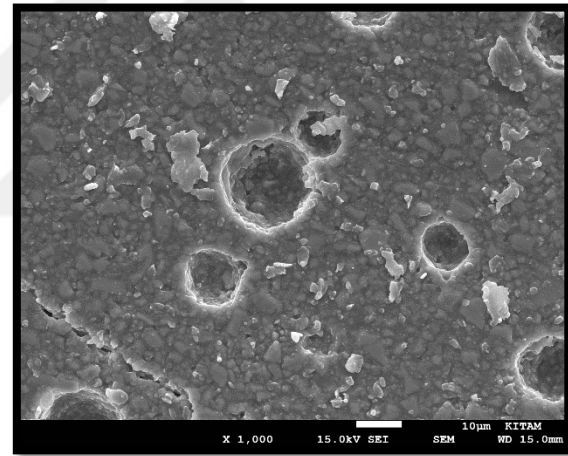
Termal yaşlandırma öncesi x500  
büyütme.



Termal yaşlandırma sonrası x500  
büyütme.



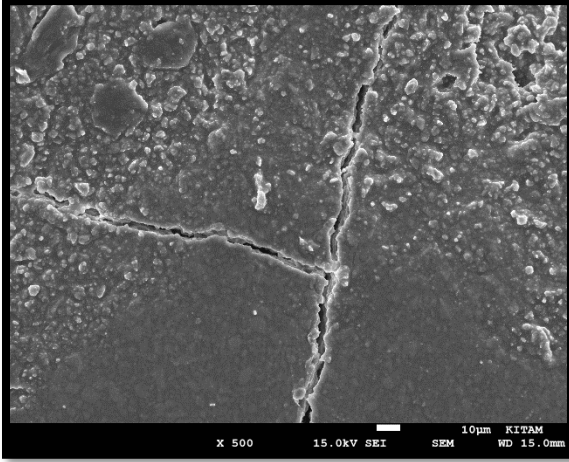
Termal yaşlandırma öncesi x1000  
büyütme.



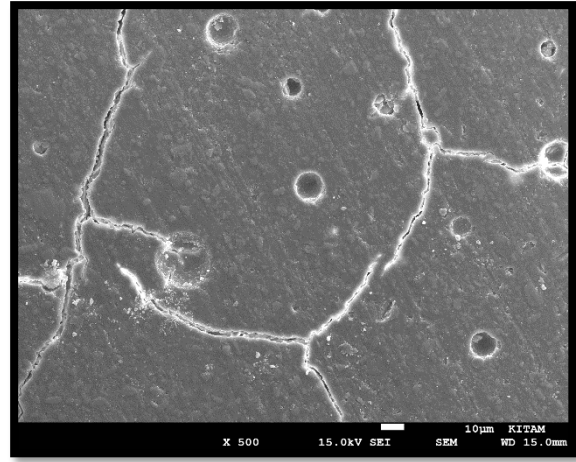
Termal yaşlandırma sonrası x1000  
büyütme.

**Şekil 4.10:** GCP Cam Karbomer grubunun vernik uygulanan, 60sn ısı uygulanan örneklerinin, termal yaşlandırma öncesi ve sonrası üst yüzey SEM görüntüleri.

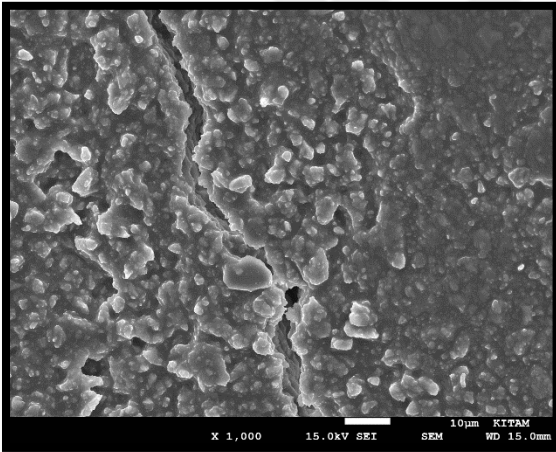
#### 4.3.3.3. 90 sn Isı Uygulanan Örnekler



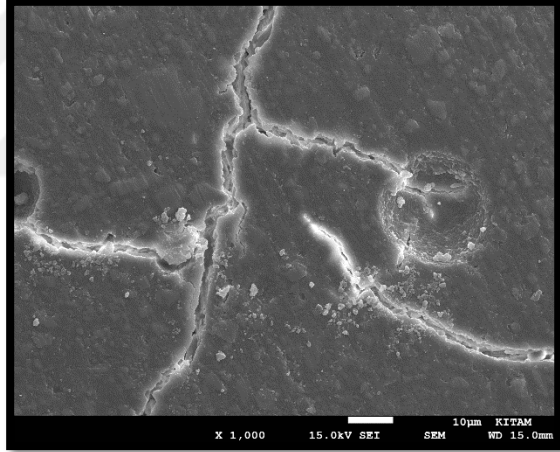
Termal yaşlandırma öncesi x500  
büyütme.



Termal yaşlandırma sonrası x500  
büyütme.



Termal yaşlandırma öncesi x1000  
büyütme.

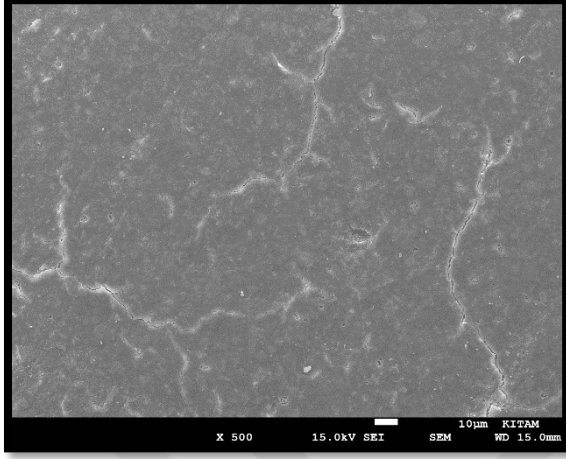


Termal yaşlandırma sonrası x1000  
büyütme.

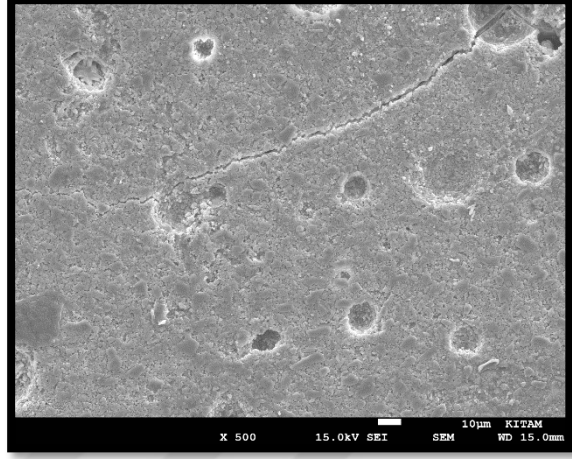
Şekil 4.11: GCP Cam Karbomer grubunun vernik uygulanan ve 90sn ısı uygulanan örneklerinin, termal yaşlandırma öncesi ve sonrası üst yüzey SEM görüntüleri.

#### 4.3.4. GCP Cam Karbomer Siman Vernik Uygulanmayan Örnekler

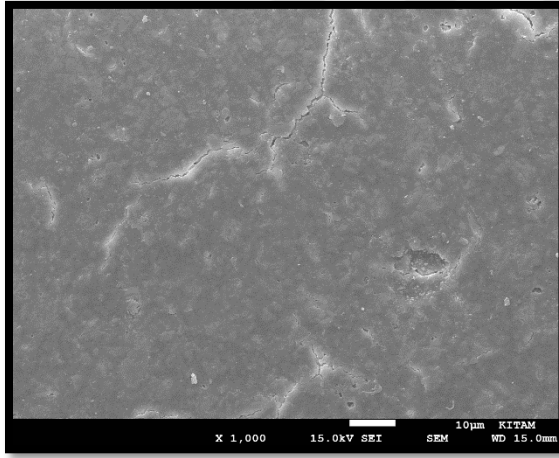
##### 4.3.4.1. Isı Uygulanmayan Örnekler



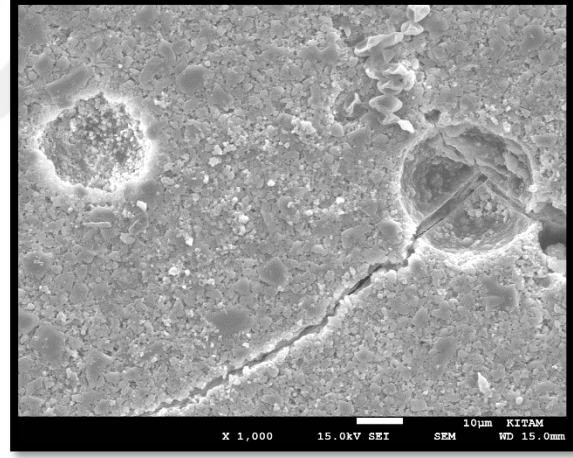
Termal yaşlandırma öncesi x500  
büyütme.



Termal yaşlandırma sonrası x500  
büyütme.



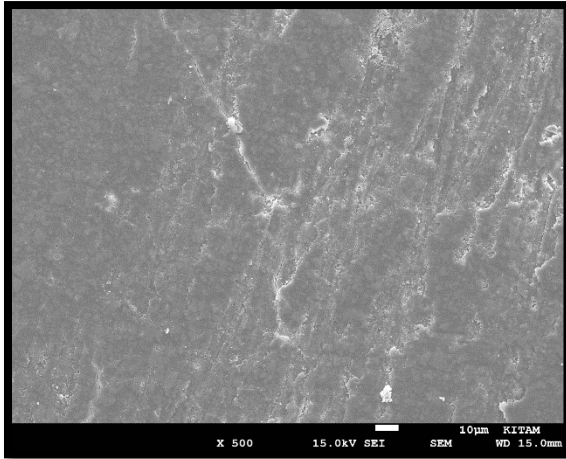
Termal yaşlandırma öncesi x1000  
büyütme.



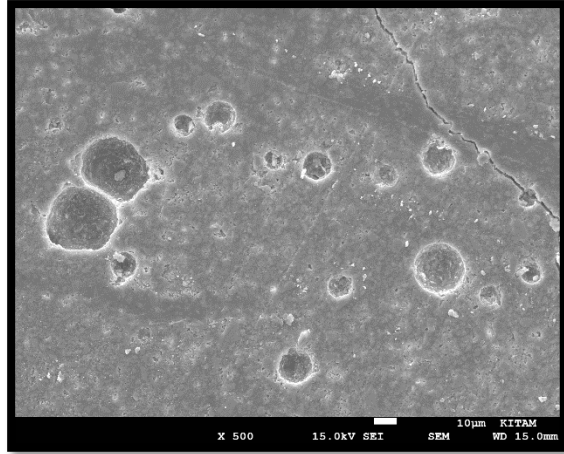
Termal yaşlandırma sonrası x1000  
büyütme.

**Şekil 4.12:** GCP Cam Karbomer grubunun vernik ve ısı uygulanmayan örneklerinin, termal yaşlandırma öncesi ve sonrası üst yüzey SEM görüntüleri.

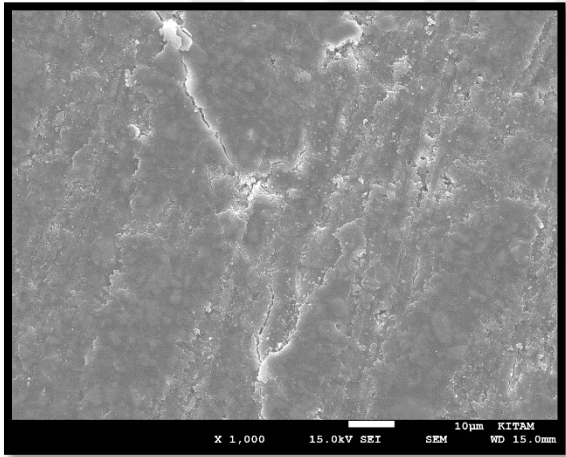
#### 4.3.4.2. 60sn Isı Uygulanan Örnekler



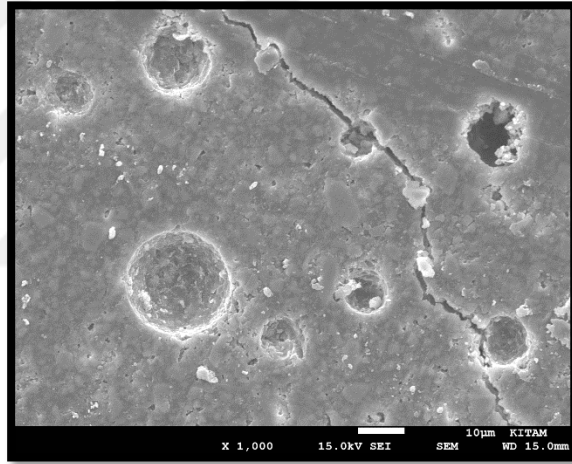
Termal yaşlandırma öncesi x500  
büyütme.



Termal yaşlandırma sonrası x500  
büyütme.



Termal yaşlandırma öncesi x1000  
büyütme.

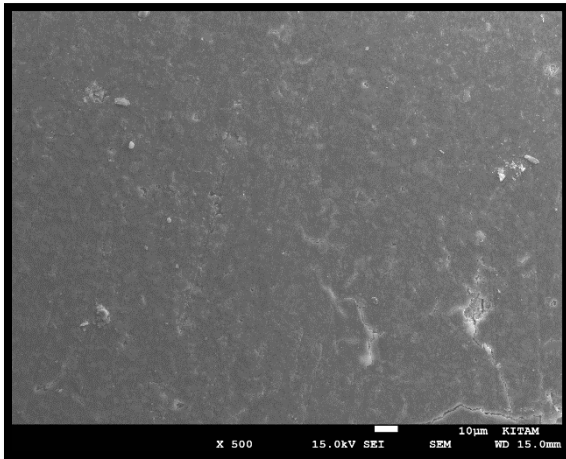


Termal yaşlandırma sonrası x1000  
büyütme.

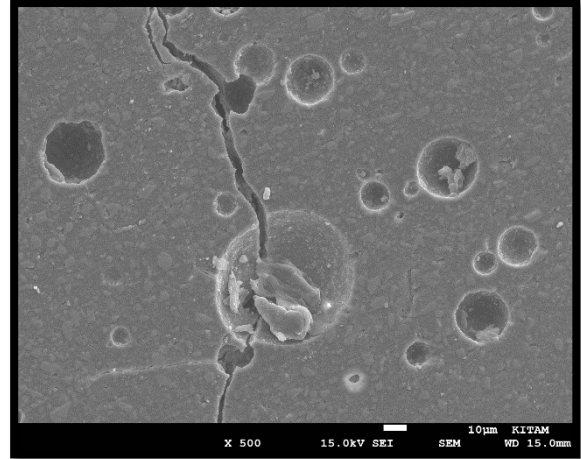
**Şekil 4.13:** GCP Cam Karbomer grubunun vernik uygulanmayan ve 60sn ısı uygulanan örneklerinin, termal yaşlandırma öncesi ve sonrası üst yüzey SEM görüntüleri.



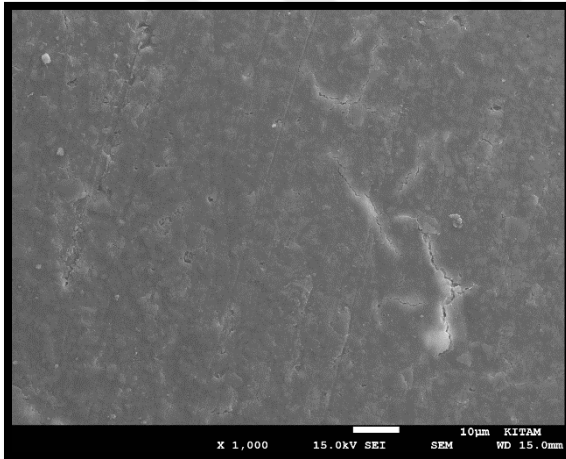
#### 4.3.4.3. 90sn Isı Uygulanan Örnekler



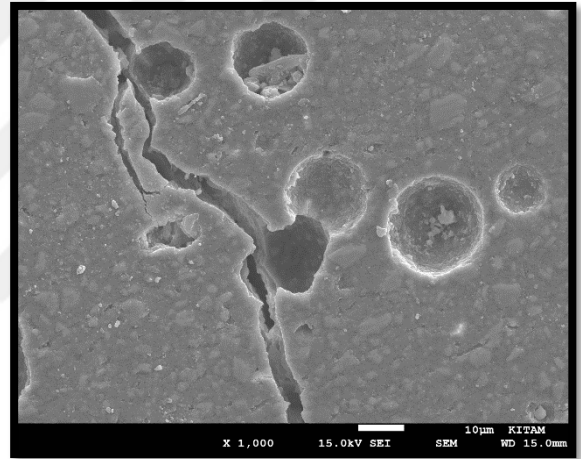
Termal yaşlandırma öncesi x500  
büyütme.



Termal yaşlandırma sonrası x500  
büyütme.



Termal yaşlandırma öncesi x1000  
büyütme.



Termal yaşlandırma sonrası x1000  
büyütme.

**Şekil 4.14:** GCP Cam Karbomer grubunun vernik uygulanmayan ve 90sn ısı uygulanan örneklerinin, termal yaşlandırma öncesi ve sonrası üst yüzey SEM görüntüleri.

## 5.TARTIŞMA

Amalgam restorasyonların civa toksisitesinin olması ve estetik olmaması (Bellinger ve ark., 2007), rezin içerikli kompozit restoratif materyallerin, derin kavitelerde uygulandığındaki ışık penetrasyon derinliğinin sınırlı olması (Yap, Wang, Siow, & Gan, 2000a), polimerizasyon büzülmesine bağlı diş dolgu ara yüzeyinde mikrosızıntı olması (C. L. Davidson, A. J. de Gee, & A. Feilzer, 1984), buna bağlı olarak sekonder (ikincil) çürük gelişimi (Mjor, 1997) ve monomer içeriğinin; pulpa, diş eti, tükrük ve kana karışarak dolaşım içine geçebilmesi (Reichl ve ark., 2006) ve buna bağlı olarak mevcut sitotoksik etkileri (Schwengberg ve ark., 2005; J. W. Nicholson & Czarnecka, 2008), daimi restoratif materyal olarak CİS'lerin kullanımını gündeme getirmiştir. Daha önce yayınlanan birçok makalede, süt molarlarda ve ART uygulamalarında, CİS'lerin daimi restoratif materyal olarak kullanılabilceği bildirilmiştir (Hickel ve ark., 2005; Kramer, Lohbauer, & Frankenberger, 2007; Lohbauer ve ark., 2011).

Yapılan labaratuvar çalışmalarında CİS'lere oranla amalgam dolguların başarıları yüksek olarak bildirilse de klinik çalışmalar bu başarının paralel olduğunu göstermektedir. YVCİS'lerin daimi restoratif materyal olarak kullanılabilceği bildirilmiştir (Mickenautsch & Yengopal, 2015).

CİS'ler, diğer restoratif dolgu materyallerine göre birçok olumlu özelliklere sahiptir. Diş sert dokularına iyi bir adezyon ve matrikslerinden flor salabilme gibi önemli özellikleri vardır (Momoi & McCabe, 1993). Restorasyondan salınan florid iyonları, hidroksiapatit molekülündeki OH<sup>-</sup> iyonu ile yer değiştirerek, florapatite dönüşmektedir (Swartz, Phillips, & Clark, 1984; Luo, Billington, & Pearson, 2009).

Hidroksiapatite kıyasla daha düşük çözünürlük ve daha düşük kristal enerjisi olan floroapatit kristalleri, bakteriyel asit saldırılarına karşı daha dirençlidir (Moreno, Kresak, & Zahradnik, 1977; Guida, Hill, Towler, & Eramo, 2002).

Ayrıca restorasyondan salınan florür iyonları bakteri plağının içerisindeki karbonhidrat metabolizmasının kompozisyonunu etkileyerek çürük önleyici etki sağlar. Florür salınım mekanizması, konsantrasyon gradyanına göre zaman geçtikçe, florür salınım oranının düştüğü difüzyon mekanizması tarafından kontrol edilir (Tay & Braden, 1988). Florür serbest bırakılması; hızlı bir yüzey akışı, ardından florür iyonlarının daha yavaş difüzyonu şeklinde iki aşamalı bir prosedür içerir (Wang, Culbertson, Xie, & Seghi, 1999). Kavite yüzeyine asit uygulanması ve primer sürülmesinin, flor etki derinliğini arttırdığı rapor edilmiştir (Tam, Chan, & Yim, 1997).

Günümüzde CİS'ler diş dokusuna adezyonları bakımından başarılı olan biyomateryallerdir. CİS-diş dokusu bağlantısı, ağız ortamının zor şartlarında başarılı bir şekilde bütünlüğünü koruyabilmektedir (Coutinho ve ark., 2009). Ayrıca termal genişleme katsayıları diş sert dokularına yakındır ve serbest monomer salınımı yapmadan sertleşirler (F. M. Burke ve ark., 2006). Adezyon ve flor salınım özelliklerinin sağladığı avantajlar, 30 yılı aşkın bir süredir CİS'i diğer restoratif materyallerle yarışacak düzeye getirebilmek amacı ile birçok çalışmanın yürütülmesine neden olmuştur (T. M. Roberson ve ark., 2011). Yapılan in-situ bir çalışmada CİS'lerin, yapay çürük lezyonlarının, ilerleyişini durdurduğu ve remineralize ettiği bildirilmiştir (Thepyou ve ark., 2013). Ayrıca CİS içeriğinin, restorasyonların kenarlarında oluşabilecek white spot (beyaz nokta) lezyonların oluşumunu engelleyici etkinliği bulunmaktadır (Paiva, Fidalgo, & Maia, 2014). Bu olumlu özelliklerin yanısıra CİS'ler, sertleşme reaksiyonlarının başlangıç döneminde, nem ile kontaminasyona karşı hassastır ve bu da düşük mekanik özelliklere neden olur (Hattab & Amin, 2001). CİS'ler sertleşmelerini takiben ilk 10 dakikalık süreçte neme karşı oldukça hassas olmakla birlikte, uzun dönem sertleşme süreçlerinde de dehidratasyona karşı oldukça hassastırlar (Gavic ve ark., 2016b). Kırılganlık, düşük mukavemet ve tokluk gibi birçok zayıf mekanik özelliklere sahiptirler ve bu

dezavantajları gidermek için birçok öneri ve metot geliştirilmeye çalışılmaktadır (Rajabzadeh, Salehi, Nemati, Tavakoli, & Solati Hashjin, 2014).

Çalışmamızda kullandığımız GCP CKS ve Equia Forte, firmaları tarafından daimi restoratif materyal olarak kullanılmaları önerilen iki CİS'tir. Hazırladığımız örnek gruplarında CİS'lerin vernik, ısı, kalınlık değişkenleriyle, yaşlandırma öncesi ve sonrası yüzey sertliklerinin karşılaştırılması test edilmiştir.

Yüzey sertliği; materyalin delinme veya çentik oluşturmaya karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanmıştır (W. J. O'Brien, 1997). CİS'lerin daimi restoratif materyal olarak kullanımının önündeki en büyük engel, çiğneme kuvvetlerine karşı düşük mekanik özellikleridir. Bir materyalin mikrosertliği, gelen kuvvetlere karşı aşınma direncini ortaya koymaktadır. Geleneksel CİS'lerin mikrosertlik değerleri, Fuji II için 57,8 N/mm<sup>2</sup>, Fuji IX Fast için 61,7 N/mm<sup>2</sup>, Ketac-Molar için 83 N/mm<sup>2</sup> olarak belirtilmiştir (Suzuki, Tosaki, & Hirota, 1995; Yap, Cheang, ve ark., 2002).

Bizim çalışmamızda Equia Forte örneklerinin yüzey sertlik değerlerinin ortalaması termal yaşlandırma öncesinde 114.79±12.8 N/mm<sup>2</sup> termal yaşlandıma sonrasında 107.63±12.46 N/mm<sup>2</sup> bulunmuştur. GCP CKS örneklerinde ise termal yaşlandırma öncesi yüzey sertlik değeri ortalaması 71.97±11.99 N/mm<sup>2</sup>, termal yaşlandırma sonrasında ise 59.48±13.04 N/mm<sup>2</sup> bulunmuştur (Tablo 4.3). Ölçülen sertlik değerleri istatistiksel olarak birbirlerinden farklıdır (p<0.05). Bu durumda birinci hipotezimiz olan 'Çalışmada kullanılacak olan iki farklı daimi restoratif materyalin, termal yaşlandırma öncesinde ve sonrasında, yüzey sertlik değerleri açısından, aralarında fark yoktur' reddedilmiştir.

Çiğneme kuvveti, büyük azılar bölgesinden kesici dişler bölgesine doğru azalarak devam etmektedir. Birinci ve ikinci büyük azı dişleri bölgesindeki ısırma kuvveti yaklaşık 580 N 'dir. Kesiciler bölgesinde ise bu kuvvet ortalama 180 N olarak bildirilmektedir (R. G. Craig

ve ark., 2004). Çiğneme kuvvetlerine karşı CİS'lerin dayanıklılığını arttırmak için farklı metotlar denenmiştir. McLean ve arkadaşları simana amalgam katarak mekanik özellikleri arttırmayı başarmış, fakat estetiği sağlayamamışlardır (J. W. McLean, 1985). Rezin ilave ederek geleneksel CİS'lerin mekanik özellikleri arttırılmaya çalışıldığında, sızıntı problemi ortaya çıkmış, ayrıca flor salım özelliği azalmıştır (J. M. Nicholson & Croll, 1997). Çalışmalarda CİS'lerin içerisine zirkonya, hidroksiapatit, N-vinil piroolidon, N-vinilkaprolaktam, fluorapatit ve HA / ZrO<sub>2</sub> gibi eklemeler yapılmıştır (A. Moshaverinia, Ansari, Moshaverinia, ve ark., 2008; A. Moshaverinia, Chee, Brantley, & Schricker, 2011; Rajabzadeh ve ark., 2014).

Geleneksel CİS'lerdeki sertleşme reaksiyonundaki asit-baz temelli, sulu poliakrilik asit ile cam partikül tozları etkileşim prensibi CKS içinde aynı şekildedir. CKS'lerde farklı olarak bulunan nano boyutlarda florohidroksiapatit ve polidialkilsiloksan (Zainuddin ve ark., 2012), simanın geleneksel CİS'lere göre bükülme dayanımının fazla olmasını, daha kuvvetli olmasını sağlar ve bu materyalin tokluğunu arttırır (K. Gorseta, Borzabadi-Farahani, Moshaverinia, Glavina, & Lynch, 2016b). Çalışmamızda kullandığımız GCP CKS içerisine nano yapıda florapatit kristalleri eklenerek materyalin sertlik değerleri arttırılmaya çalışılırken, Equia Forte'da yüksek toz/likit oranı (0.40gr/0.13gr) ve hibrit yapısı ile firmalar tarafından materyallerin fiziksel özelliklerinde artış sağlanmaya çalışılmıştır.

Isı (Towler ve ark., 2001; Kleverlaan ve ark., 2004; K. Gorseta, Glavina, ve ark., 2012) ve ultrasonik uygulamalar ile ilgili (Algera, Kleverlaan, de Gee, Prahl-Andersen, & Feilzer, 2005; K. Gorseta, Skrinjaric, ve ark., 2012) geleneksel CİS'lerin özellikleri üzerine arttırılmış polimerizasyon işlemlerinin etkisi hakkında çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Bu işlemlerin, mikrosertlik (Towler ve ark., 2001), bağlanma kuvveti (Algera ve ark., 2005) ve mikrosızıntı (K. Gorseta, Glavina, ve ark., 2012) gibi çeşitli özellikleri geliştirdiği gösterilmiştir.

Çalışmamızda ısı değişkeni ile ilgili bulduğumuz sonuçlarda; vernik uygulamadığımız GCP CKS örneklerinde ısı uygulanması ile birlikte sertlik değerlerinin arttığını görmekteyiz (Tablo 4.10). Bu sonuç daha önce yapılan çalışmalara paralel bir sonuçtur (Towler ve ark., 2001; Kleverlaan ve ark., 2004). Aynı şekilde vernik uygulanan Equia Forte grubu örnekleri, farklı ısı prosedürlerine istatistiksel olarak farklı sertlik değerleri göstermiştir ( $p < 0.05$ ) (Tablo 4.10). Bu sonuçlara göre ikinci hipotezimiz olan 'Farklı ısı uygulama prosedürleri, GCP Cam Karbomer Simanın (CKS) ve Equia Forte örneklerinin yüzey sertlik değerlerini etkilememektedir' reddedilmiştir.

CİS'lerin sertleşme mekanizması ısı veren (egzotermik) bir nötralizasyon mekanizmasıdır (A. D. Wilson & Nicholson, 1994). Sertleşme esnasında dışardan ısı uygulanması, likitte bulunan asidi daha aktif hale getirerek cam dolgu partikülleri ile daha fazla reaksiyona girip onları degrade etmesini sağlamaktadır. Bu durum cam partiküllerinden serbestleşen iyon salınımı ve difüzyon miktarının artmasına sebep olmaktadır. Daha reaktif bir asit ve daha fazla iyon salınımı ve artan difüzyon, hızlı bir şekilde kalsiyum poliakrilat matriksin oluşmasını sağlar. Bu durum başlangıç reaksiyonu sonucunda materyalin mekanik özelliklerini arttırmaktadır (Woolford, 1994). CİS'lere sertleşme esnasında uygulanan ısı, simanların neme en hassas oldukları erken dönem sertleşme evrelerinin, hızlı bir şekilde geçmesini sağlar. Başka bir deyişle, ısı; maddenin tam güce erişmeden önce aşırı yüklenmesinden kaynaklanan restorasyonun prematüre başarısızlığını asgariye indirir (K. Gorseta ve ark., 2016b). CİS'in sertleşme reaksiyonu sırasında, termo ışık uygulanması, CİS'in mikro sertliğini arttırdığı, materyalin kavite duvarlarına marjinal adaptasyonunu iyileştirdiği, mineye bağlanma kuvvetini arttırdığı ve materyal içindeki poroziteyi azalttığı gösterilmiştir (Gavic ve ark., 2016a). Özellikle, ışık kaynaklarından CİS yüzeylerine ısı transferi, materyalin başlangıç sertleşme reaksiyonu evresinde artmış iyon hareketliliğine yol açarak malzemenin viskozitesini düşürmektedir. Bu sayede cam partiküllerinden ayrılan Ca katyonlarının ve

polialkenoik asitlerin karboksilat gruplarının reaktivitesi artmaktadır. Bu durum materyalin başlangıç sertleşme reaksiyonunu geliştirmekte ve hızlandırmaktadır (Gavic, Gorseta, Glavina, Czarnecka, & Nicholson, 2015).

Diğer taraftan, CİS'lerin neme olan hassasiyetinin önlenmesi için vernik uygulanmasının, materyalin sertliğine olan olumlu etkisi, çalışmamızda hazırlanan GCP CKS örneklerinin vernikli olanlarında farklı sonuçlara sebep olmuştur. Firma talimatlarına uygun olmamakla birlikte eğer GCP CKS'yi ısı uygulamadan kendi kendine sertleştirirsek, vernikli ve verniksiz örnekler istatistiksel olarak benzer sonuçlar göstermiştir ( $p>0.05$ ). Ancak termal yaşlandırma sonrasında ısı uygulamadan yaptığımız GCP CKS örneklerinde, vernikli olan örnekleri verniksizlerden daha yüksek yüzey sertlik sonuçları göstermiştir (Tablo 4.9). Bu durum ısı uygulanmadığı takdirde GCP CKS'lerin erken dönem neme olan hassasiyetlerini göstermekte ve 1 senelik yaşlandırma sonrasında vernikli örneklerin sertlik değerinin yüksek çıkması bu durumu kanıtlar niteliktedir.

90 sn boyunca ısı uygulanan örneklere vernik uygulandığında materyalin yüzey sertlik değeri vernik uygulanmayan örneklerden daha az sertlik değeri göstermiştir. Bu durum CKS'larda yüzeyin ani sertleşmesine bağlı olarak materyalin neme ihtiyaç duyabileceğini ve 90 sn gibi uzun bir süre ısı verildiğinde yüzeyin vernikle kapatılmaması gerektiğini göstermektedir. Firmanın sertleşme için ısı uygulandıktan sonra vernik uygulanması ile ilgili bir önerisi yoktur. Bizim sonuçlarımız da bu durumu destekler niteliktedir (Tablo 4.9). Çalışmamızın bulgularına göre; Isı uygulamadan yapılacak bir restorasyonun verniklenmesi, 90 sn gibi bir süre ısı uygulanan GCP CKS örneklerinin verniklenmemesi gerektiği söylenebilir.

CİS'ler sertleşmelerini takiben ilk 10 dakikalık süreçte neme karşı oldukça hassas olmakla birlikte, uzun dönem sertleşme süreçlerinde de dehidratasyona karşı oldukça hassastırlar (Gavic ve ark., 2016a). Bu durum 90 sn ısı uygulanan GCP CKS'nın vernik

sürüldüğündeki düşük yüzey sertliğini açıklar niteliktedir. Yani yüksek ısı dehidratasyona yol açmıştır.

CİS'lere ısı uygulanmasının, reaksiyonun doğasını veya materyalin niteliğini değiştirmek yerine kimyasal reaksiyonu hızlandırdığı varsayılmaktadır (Algera ve ark., 2005). CİS'lerin sertleşme reaksiyonları, poliakrilik asit ile floro-alüminyum silikat partikülleri arasındaki asit-baz reaksiyonu, materyallerin nihai özelliklerini belirlemek için bir anahtar olarak bilinir ve poliakrilik asitin karboksil gruplarından protonların salınması ile karakterizedir. Bunu takiben yaklaşık 3 ay ila 1 yıl arasında kalsiyum poliakrilat ve alüminyum poliakril zincirlerinin oluşturulduğu çapraz bağlama adımı (olgunlaşma) izler (Barry ve ark., 1979). Ancak CİS'lerin sertleşmelerini tamamlamaları materyaller arasında farklılıklar gösterebilmektedir. Fuji IX GP sertleşmesini 1 hafta içerisinde tamamlarken, Miracle Mix için 1 ay sonraki mikrosertlik değeri, 1 hafta sonra ölçülen sertlik değerinden yüksek çıkmıştır (Yap, Cheang, ve ark., 2002). Gu ve Fu, ısı uygulaması sonrasında CİS'lerin partikül boyutlarının arttığını bildirmişlerdir. Buna sebep olarak, toz-likit etkileşimi sonrası oluşan parçacık yığılmasını, kaynaşmanın artmasını ve yüksek sıcaklıklarda daha fazla büyüme olmasını göstermişlerdir (Y. W. Gu & Fu, 2004). Bir geleneksel CİS'in yüzeyinin sıcaklığının maksimum 60 ° C'ye yükseltilmesinin malzemenin erken dönem yüzey sertliğini önemli ölçüde geliştirdiği bildirilmiştir (Woolford, 1994). Parçacık boyutu dağılımı, CİS'lerin mekanik özelliklerini önemli ölçüde etkilemektedir (Y. W. Gu, Yap, Cheang, & Kumar, 2004). Genel mekanik özelliklerindeki artışa ilave olarak, yüksek güç çıkışı olan ışık cihazı ile dışarıdan enerji verilmesi halinde CİS sertleşme reaksiyonunun başlangıç aşamalarında dış yüzey sertliğini önemli ölçüde iyileştirdiği bulunmuştur (O'Brien ve ark., 2010).

CİS'lere dışarıdan enerji uygulama işlemi için; kızılötesi ışınlar, ısı, ultrasonik dalgalar, LED (Light Emitting Diode) veya halojen ışık uygulanmış ve yüzey mikrosertlik değerlerinde



olumlu sonuçlar alınmıştır (Baloch ve ark., 2010; Kuter ve ark., 2013; Dehurtevent ve ark., 2015; Tolidis ve ark., 2016).

LED ışık ünitelerinin performansları birbirini izleyen gelişmelere dayanarak üç kuşak halinde sınıflandırılabilir (Rueggeberg, Blalock, & Callan, 2005). Birinci nesil LED (ortalama ışık şiddeti, 150-400 mW / cm<sup>2</sup>; güç çıkışı 1 W), geleneksel QTH ışıklarına kıyasla düşük üretim ve kötü küreme performansı sunar (Wahbi ve ark., 2012). İkinci jenerasyon LED (800 mW / cm<sup>2</sup>'ye kadar ışık gücü, 5 W güç çıkışı) (Wahbi ve ark., 2012), eşit süreler altında QTH ışıklarına benzer üstün polimerizasyon ve kür performansı sağlayabilir (Asmussen & Peutzfeldt, 2005). Üçüncü nesil LED ışıkları (1100 mW / cm<sup>2</sup>'yi aşıyor, güç çıkışı 8 W) (Perez Mdel, Perez-Ocon, Lucena-Martin, & Pulgar, 2008) daha geniş bir spektral çıkış üretmek için bir LED kombinasyonu içermektedir (Wahbi ve ark., 2012). Daha yüksek güç yoğunluklarına sahiptirler, potansiyel olarak daha yüksek ısı emisyonu ve kür derinlikleri sağlamaktadırlar ve QTH ışıklarından daha iyi performans göstermektedirler (Price, Felix, & Andreou, 2005; Wahbi ve ark., 2012). Bununla birlikte, en yeni LED ışık cihazları, daha yüksek güç yoğunluklarına ve dolayısıyla daha yüksek termal emisyonlara sahiptir ve bu, geleneksel CİS'lerin sertleşmesini arttırmak için daha yararlı ve kullanışlı olacaktır (Yazici, Muftu, & Kugel, 2007).

Önceki çalışmalar, 2. ve 3. nesil LED ışıklarının (LE Demetron 1, SDS / Kerr, Orange, CA, ABD ve Blue Phase C5, Ivoclar Vivadent, Inc., Amherst, NY, ABD) QTH ışıklarından (VIP, Bisco, Schaumburg, IL, ABD ve Cromalux 100, Mega-Physik GmbH & Co., KG, Rastatt, Almanya) aynı veya benzer sıcaklık yükseliği ve ısı emisyonlarını ürettiğini göstermiştir (Vandewalle, Roberts, Tiba, & Charlton, 2005; Wahbi ve ark., 2012).

Çalışmamızda kullandığımız GCP CKS için üretilmiş olan CarboLED ışık cihazının ışık çıkış gücü 1400 mw/cm<sup>2</sup>'dir. Ancak çıkan ışığın dalga boyu ile ilgili bilgi hem firma tarafından

verilmemiştir hem de şu ana kadar yapılan çalışmalarda dalga boyu ölçümü ile ilgili bilgiye rastlanmamıştır.

Ancak süreye göre ışık çıkışı ucundan yapılan ısı ölçümünde; 10. Sn'de 41°C, 20. sn'de 48°C, 30. sn'de 53°C, 40. sn'de 54°C sıcaklık ölçümü yapılmıştır (G. F. Molina, R. J. Cabral, I. Mazzola, L. B. Lascano, & J. E. Frencken, 2013a).

Bizim çalışmamızda verniksiz olarak hazırlanan GCP CKS ve Equia Forte örnekleri ısı karşısında farklı cevaplar vermiştir. GCP CKS'nin vernik uygulanmayan örneklerinde, ısı uygulama süresinin artması ile birlikte üst yüzey sertlikleri artmıştır. Bu olumlu etki materyalin yaşlandırma işleminden sonrada devam etmiş ve 90 sn ısı 60 sn'den, 60 sn ise ısı uygulanmayan örneklerden yüksek üst yüzey sertlik sonuçları göstermiştir (Tablo 4.10).

Equia Forte örneklerinden verniksiz grup ise termal yaşlandırma öncesinde, farklı ısı prosedürlerinde aynı sertlik değerini vermiştir. Ancak yaşlandırma sonrasında Equia Forte verniksiz örneklerinde farklılıklar oluşmaya başlamış ve 90 sn boyunca ısı verilen örnek 60 sn ısı verilen örnekten, 60 sn ise ısı verilmeyen örnekten daha yüksek üst yüzey sertlik sonucu vermiştir (Tablo 4.10). Materyallere vernik uygulandığında ise farklı sonuçlar alınmıştır.

Equia Forte örneklerine vernik uygulaması, firmanın kendi ürünü olan Equia Coat ile yapılmıştır. Çalışmamızda hazırlanan örneklerden, ısı uygulamadan, kendi kendine sertleşmesi beklenen Equia Forte örneklerinde, vernik kullanılması ya da kullanılmaması, üst yüzey sertliğinde anlamlı bir fark yaratmamıştır (Tablo 4.9). Ancak daha önceki çalışmaların aksine, 60 sn ve 90 sn ısı uygulanarak sertleştirilen örneklerde; vernikli örnekler, verniksizlerden daha düşük yüzey sertliği değeri vermiştir. Bu durumun açıklaması ise şu şekilde olabilir. Equia Coat rezin içerikli, içerisinde kamforokinon bulunan bir yüzey verniğidir. Kullandığımız ışık cihazı (CarboLED) bu verniğin polimerizasyonu için gerekli dalga boyunda ışık vermeyip, polimerizasyonunu gerçekleştirememiş olabilir. Buna bağlı olarak, polimerize olmayan vernik

içerisindeki metil metakrilat bir çözücü etkisi ile 60 sn ve 90 sn ısı uygulanan grupların yüzey sertliklerini azaltmış olabilir (Tablo 4.9).

CİS'lerin ısı karşısındaki davranışı, çevresindeki nem ile etkileşimi nedeniyle farklılık gösterebilir (Carrick & F., 2007). Kuru ortamda ısıtma işleminden sonra CİS'lerde büyük miktarda kütle kaybı gözlemlenmiştir. Islak koşullarda CİS'lerin kütle kaybı önemli derecede düşük bulunmuştur (Yan, Sidhu, Carrick, & McCabe, 2007; Yan, Sidhu, & McCabe, 2007).

Aynı zamanda materyalin içeriğine veya toz-likit oranına göre değişkenlik gösterebilmektedir (Yan, Sidhu, Carrick, ve ark., 2007; Yan, Sidhu, & McCabe, 2007). Materyale uygulanan sıcaklık yüksek olduğunda, sıvıların buharlaşması nedeniyle toz / likit oranı artabilir ve bu da simanın mukavemetinin artmasını sağlar (Kleverlaan ve ark., 2004).

Ancak bizim bulduğumuz sonuçlara göre GCP CKS bu duruma göre zıt sonuçlar vermektedir. 90 sn süre ile ısı uyguladığımız gruptaki örneklerin sertlik değerleri değişkenlik göstermektedir. Eğer örnek verniksiz ise 90 sn süre ile ısı uygulamak, GCP CKS'ler içerisindeki en yüksek ( $88.1 \pm 7,59$ ) değeri verirken, vernik uygulandığında bu değer istatistiksel olarak düşmektedir ( $p < 0.05$ ) (Tablo 4.9). Bu farklılık materyalin diğer geleneksel CİS'lerden farklı olarak içeriğindeki nano-florapatit yapısından kaynaklanabilmektedir. Nem karşısındaki davranışı, yüksek ısı uygulandığında farklı olabilir. Sertleşmenin ani olması GCP CKS örneklerini fazlaca dehidrate ediyor ve nem ihtiyacı doğuruyor olabilir.

CİS'lerin sertleşme esnasında dehidrasyonuna bağlı olarak iyonik bağ oluşumunu engellenmesi sonucunda siman yüzeyinde çatlakların oluşabileceği belirtilmiştir (Feilzer, Kakaboura, de Gee, & Davidson, 1995). Materyalin sertliği, oluşan çatlakların boyutu ile ilişkilidir, aynı zamanda bu çatlakların boyutları ise materyalin mikro yapısal özellikleri (Doldurucu parçacıkların boyutları ve porozite gibi) ile bağlantılıdır. Materyalin sertliği ile ilgili bilgiler ise kırılma direnci ile ilgili fikir edinmemizi sağlar (Geirsson, Thompson, & Bayne, 2004).

Çalışmamızda kullandığımız GCP CKS ve Equia Forte örneklerinden aldığımız SEM görüntülerinde, iki materyalin farklı mikroyapısı olduğunu görmekteyiz. Equia Forte hibrit bir yapıya sahip olduğu için farklı partikül boyutlarında oluşumlar gözlenirken, GCP CKS örnekleri nano partikül yapısı ile daha homojen bir görüntü vermiştir (Şekil 4.8, Şekil 4.14).

Yapılan bir çalışmada kullanılan CİS'lerin ısıtma işlemi sırasında ağırlık kaybettiğini ve en büyük toz/likit oranına sahip olan CİS'lerin en düşük nihai kütle kaybını verdiğini göstermiştir. En düşük toz / likit oranının, ısıtmadan sonra en büyük kütle kaybına uğradığını bildirmişlerdir (Yan, Sidhu, Carrick, ve ark., 2007; Yan, Sidhu, & McCabe, 2007).

Ayrıca CİS matrisindeki su içeriği ve suyun göreceli mobilitesi, CİS'lerin termal uyarılara karşı tepkisinin belirlenmesinde ana faktördür. CİS'lerin içerisindeki takviye cam parçacıkların ve matrisin oranı CİS matrisindeki suyun hareketlerini etkilemektedir (Davies, Sefton, & Wilson, 1993).

Isı uygulanarak geleneksel CİS'lerin yüzey mikro sertliğinin artırılması, yüksek aşınma direnci kazanmasına sebep olurken aynı zamanda CİS yüzeylerinde daha düşük retansiyon alanları oluşmasını sağlar. Isı uygulamasının, 24 saatlik bir süre boyunca neme duyarlı CİS'lerin dış yüzeyindeki oral sıvıların zararlı etkilerinin önlenmesinde alternatif olabileceği bildirilmiştir (Kuter ve ark., 2013).

Kuter ve ark. CİS örneklerinin ısıya daha yakın bölümünün daha büyük ölçüde etkilendiğini göstermiştir. Yaptıkları çalışmada, ısının uygulandığı en üst kısım daha iyi ve daha anlamlı bir farklılaşmaya sahip olmuştur. Isı işleminden sonra alt kısımda daha az farklılaşma oluşmuştur. Siman içerisindeki boşluklar azalmış, siman yoğunlaşmış ve ısı uygulanınca daha büyük boyutlara sahip parçacıklar oluşmuştur. Bu sonuçlar ışığında materyale sertleşme esnasında ısı uygulanması üst yüzeyinde değişimlere sebep olurken alt yüzeyinde değişiklik

görülmemiştir. Bu da ısı uygulamanın mikro sertliği olumlu yönde etkileyebileceğini göstermektedir (Kuter ve ark., 2013).

Kuter ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaya paralel sonuçlar bizim çalışmamızda GCP CKS için de geçerlidir. Isı uygulanması ile verniksiz örneklerin üst yüzeyindeki sertlik değerleri artarken (Tablo 4.10), GCP CKS'ye 60 sn ve 90 sn ısı uygulanan örneklerinde, farklı kalınlıklarda alt yüzey sertlikleri farklılaşmaya başlamaktadır. Ancak ısı uygulanmayan GCP CKS örneklerinin alt yüzey sertlik değerleri istatistiksel olarak benzerdir. Isıya maruz kalan üst yüzeyler sertleşip, yalıtkan bir hal alarak, ısı iletim sisteminde bozulmalar oluyor olabilir. Çünkü 60 sn ve 90 sn ısı verilen örneklerin alt yüzey sertlikleri, materyal kalınlaştıkça azalmıştır. Ama ısı uygulanmadan kendi kendine sertleşmeleri beklenen farklı kalınlıktaki örneklerin alt yüzey sertlik değerlerinde istatistiksel olarak fark görülmemiştir (Tablo 4.14).

GCP CKS örneklerinin en yüksek alt yüzey sertlik değerleri, 2 mm kalınlık ve 90 sn ısı uygulaması yapılan örneklerde görülmüştür ( $70.61 \pm 8.83$ ). En düşük sertlik değeri ise ısı uygulanmayan 6 mm kalınlığındaki örneğin alt yüzeyinden beklenirken, yine 90 sn ısı uygulanan 6 mm kalınlığındaki örneğin alt yüzeyinden ölçülmüştür ( $56,84 \pm 10$ ) (Tablo 4.14). Bu durum GCP CKS'nin termal iletkenliğinin geleneksel CİS'lerden farklı olduğunu göstermektedir.

Equia Forte örneklerinde ise materyalin alt yüzeylere ısı iletiminde GCP CKS'ye göre farklılıklar sergilediğini görmekteyiz. Örneklerin kendi kendine sertleşmelerini beklediğimizde, farklı kalınlıklardaki örneklerin alt yüzeylerinden ölçülen sertlik değerlerinde istatistiksel olarak fark bulunmamıştır. Aynı şekilde 90 sn ısı uygulandığında da örneklerin alt yüzeylerinde sertlik farkı anlamlı değildir. Ancak 60 sn ısı uygulanması durumunda farklılık çıkmaktadır. 60 sn ısı uygulanan Equia Forte örneklerinin farklı kalınlıklardaki alt yüzey sertlik değerleri istatistiksel olarak anlamlı farklılığa sahiptir. 6 mm kalınlığındaki örneklerin alt yüzey sertliği daha düşük ölçülmüştür. Bu durum ısının, 60 sn süre uygulandığında en kalın örnek

olan 6 mm kalınlığındaki örneğin alt yüzeyine yeterince iletilemediğini göstermektedir (Tablo 4.15). Bu bilgiler ışığında üçüncü hipotezimiz ‘Örneklerin farklı kalınlıklarda hazırlanması, GCP Cam Karbomer Siman (CKS) ve Equia Forte’nin yüzey sertlik değerlerini etkilememektedir’ reddedilmiştir.

Yapılan bir çalışmada, CİS’lerin iyi termal izolatörler olduğu bildirilmiştir; bu bulgu, ağırlıklı olarak termal difüzyon katsayısı ile ilgili diğer çalışmalarda da doğrulanmıştır (Watts & Smith, 1981; Brantley & Kerby, 1993).

Önceki bulgular, CİS’lerin pulpayı termal hasarlardan koruyabildiklerini göstermektedir (Brantley & Kerby, 1993; Khalil & Atkins, 1998; Vandewalle ve ark., 2005).

CİS’lerin ısı iletkenliği malzemenin bileşimine (toz / likit oranı) bağlıdır (Gavic ve ark., 2015). Gavic ve ark. toz / likit oranının 0.8 ila 1.2 aralığında artmasının ısı yayılma ve termal iletkenlikte artışa neden olduğunu, ancak özgül ısı kapasitesinde düşüşe neden olduğunu bildirmiştir. Bu, CİS’lerin ısı ile sertleştirme yöntemlerinin etkinliğini artırabilir (Gavic ve ark., 2015).

Ancak CİS’lerin yalıtkan özellikleri bulunmakla birlikte 2 mm’den az kalınlıklarda uygulandıklarında, dışarıdan ekstra ısı uygulamasından kaçınmak gerekmektedir. Uygulanması durumunda ise bu süre 20 sn’yi geçmemelidir (Gavic ve ark., 2015).

CİS materyalleri iyi izolatörlerdir ve dentine benzer bir termal difüzyon sergiler (Brantley & Kerby, 1993). Inoue ve arkadaşları CİS’lerin termal difüzyon katsayısının, insan dentinine benzer olan, genellikle  $0.212 \times 10^{-2}$  ila  $0.303 \times 10^{-2} \text{ cm}^2 / \text{sn}$  arasında değişen ve özgül ısı kapasitesinin 1.011 ila 1.368  $\text{J K}^{-1} \text{ g}^{-1}$  arasında olduğunu bildirmiştir (Inoue, Saitoh, & Nishiyama, 1993).

CİS’ler nispeten düşük ısı iletkenlik katsayılarına sahip olmalarına rağmen (Rajabzadeh ve ark., 2014), makul derinliklerde sertleşme reaksiyonunu hızlandırmak için materyalin

hacmine yeterli ısı nüfuz edebilmektedir (T. O'Brien, Shoja-Assadi, Lea, Burke, & Palin, 2010).

Daha önce yapılan çalışmalarda ısı uygulanması veya ultrasonik uygulamalar sonrası fiziksel özelliklerin ölçülmesi genellikle, materyalin ısı uygulanan yüzeyinden (Towler ve ark., 2001), ya da materyalin tamamını (Kleverlaan ve ark., 2004; Algera, Kleverlaan, Prahlandersen, & Feilzer, 2006; Tanner, Rushe, & Towler, 2006; Yan, Sidhu, Carrick, ve ark., 2007) test eden ölçümler yapılmıştır. Sadece bir çalışma, bu sertlik koşullarının derinliklere bağlı değişimini test etmiştir (Talal ve ark., 2009).

Yapılan bir çalışmada, bir LED ünitesiyle yapılan dışarıdan ısı uygulama işlemi sırasında, 3-4 mm derinliğinde CİS'lerde, 5-6 °C'lik nispeten küçük bir sıcaklık artışı gözlemlenmiştir; bu, CİS'lerin yalnızca küçük bir fraksiyonu ilettiğini göstermektedir (Gavic ve ark., 2015). Bu sonuç Kuter ve ark. çalışmalarını destekler niteliktedir. Kuter ve ark. ısı uygulanan üst yüzeylerin daha iyi ve daha belirgin bir farklılaşmaya sahip olduğunu ve alt kısımların SEM değerlendirmesinde daha az farklılaştığını göstermiştir (Kuter ve ark., 2013). Bizim çalışmamızda da GCP CKS materyal kalınlığına bağlı olarak, 60 sn ve 90 sn ısı uygulandığında, materyalin kalınlığı arttıkça alt yüzeylerin sertlik değerlerinde azalma meydana gelmiştir. Equia Forte'da ise 60 sn'lik ısı materyal kalınlığının artması durumunda alt yüzeylere ısının iletilmesine yetmemiş ama 90 sn uygulamalarda kalınlık artsa bile alt yüzeylerin sertlik değerleri istatistiksel olarak benzer çıkmıştır. Bu durum Equia Forte'un ısı iletimi özelliğinin farklılığından kaynaklanıyor olabilir.

Bu sonuçlara zıt olarak ise; Mennes-Happ ve Ilie, ısıl işlemin CİS'lerin vickers sertliği üzerindeki etkisini değerlendirerek, ısı uygulamasının CİS'lerin hasar görmeye en yatkın oldukları sertleşmenin başlangıç zamanında olumlu etki gösterdiğini ancak CİS'lerin genel mekanik özelliklerini değiştirmediğini bildirmişler ve restorasyon işlemleri sırasında CİS'leri ısıtmaya gerek olmadığını belirtmişlerdir (Menne-Happ & Ilie, 2014).

LED ışık kullanılarak ısı uygulanan CİS ile kendiliğinden sertleşmeye bırakılan CİS'lerin 1 hafta, 1 ay ve 3 ay sonraki mikro sertlik değerlerini karşılaştırıldığı bir çalışmada ise sonuçlar benzer çıkmıştır (Menne-Happ & Ilie, 2014).

Yapılan bir çalışma farklı polimerizasyon ünitelerinin (Elipar Freelight, 3M ESPE, Seefeld Almanya, 1000 mW / cm<sup>2</sup>; Bluephase, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn, 1200 mW / cm<sup>2</sup> ve Bluephase 16i, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn, 1600 mW / cm<sup>2</sup>) CKS'nin mekanik özelliklerine etkisinin olmadığını belirtmişlerdir (Glavina ve ark., 2009). GCP CKS'nin farklı polimerizasyon birimlerinin kullanılmasıyla polimerize edilmesini takiben, %100 nemlilikte 24 saatlik bekletilmeden sonra test edilen numunelerin üst ve alt yüzeyleri için mikro sertlik açısından önemli bir fark göstermemiştir (K. Gorseta, Glavina, Negovetic Vranic, & Skrinjaric, 2010).

CKS'lerle yapılan bir çalışmada, vernik ve dışarıdan ısı uygulanmasının, 1 hafta sonraki CKS mekanik özelliklerinde bir farklılık yaratmadığını belirtilmiştir (Menne-Happ & Ilie, 2013).

İlginç olarak, CKS sertleşmesi için önerilen ışık cihazı, yapılan bir araştırmada kullanılan 1200 mW/cm<sup>2</sup> (Bluephase G2) ışık ile karşılaştırılabilir sıcaklık değerleri göstermiştir. Polimerizasyon deneyinin başında ışıkların ucundaki ölçülen sıcaklıklar (1200 ve 1400 mW/cm<sup>2</sup>) benzer bulunmuştur, ancak 40 saniyenin sonuna doğru sıcaklık, CKS CarboLED için 54 °C, 56.8 °C'ye kıyasla biraz düşük bulunmuştur (K. Gorseta ve ark., 2016a).

Bunun nedeni, ışıkların tasarımındaki farklılıklar olabilir ve sıcaklık arttıkça ısı emilmesine neden olan diğer özelliklerden de kaynaklanıyor olabilir. Elbette bu polimerizasyon ışıkları, ısı alışverişi için optimize edilmemiştir çünkü temel kullanımları kompozit rezinler ve RMCİS'leri polimerize etmek için 470 nm'lik bir dalga boyunda ışık sağlamaktır (Alpoz ve ark., 2008).



Işık cihazlarının materyal üzerindeki ısı artışının ölçülmesi için, ışık cihazının ışık çıkış ucunun sıcaklık artışına bakılması yerine, materyalin içerisinde oluşan sıcaklık artışının ölçülmesi gerekmektedir (K. Gorseta ve ark., 2016a).

GCP CKS için mevcut bulgular, malzemenin istenen mekanik özelliklere kavuşması için ısı uygulamasının gerekli olduğunu göstermiştir (K. Gorseta ve ark., 2016a). Bizim çalışmamızda da ısı uygulama işleminden sonra vernik kullanılmayan GCP CKS örnekleri, ısı uygulama süresi arttıkça sertlik değerleri artmış ve aynı zamanda termal yaşlandırmadan daha az etkilenmişlerdir. (Tablo 4.10)

GCP CKS'lerin polimerizasyonunda, firma tarafından tavsiye edilen ışık cihazı dışındaki polimerizasyon ışıklarının da kullanılabileceği gösterilmesine rağmen, bu özellikleri geliştirmek için daha yüksek güç çıkışlı ışık cihazları şarttır. Kilit kriter, yüksek bir güç çıkışı olması ve mevcut bulgulara dayanarak  $1000 \text{ mW/cm}^2$ lik bir minimum güç çıkışı gerekmektedir (K. Gorseta ve ark., 2016a).

Geleneksel CİS'lerdeki sertleşme reaksiyonundaki asit-baz temelli, sulu poliakrilik asit ile cam partikül tozları etkileşim prensibi CKS içinde aynı şekildedir. CKS'lerde farklı olarak bulunan nano boyutlarda florohidroksiapatit ve polidialkilsiloksan (Zainuddin ve ark., 2012), simanın geleneksel CİS'lere göre bükülme dayanımının fazla olmasını, daha kuvvetli olmasını sağlar ve bu materyalin tokluğunu artırır (K. Gorseta ve ark., 2016a).

Yapılan bir çalışmada Nano-FA(Florapatit) eklenen CİS numuneleri Fuji IX kontrol grubuna kıyasla Vickers mikrosertlik değerlerinde belirgin şekilde daha yüksek sonuçlar vermiştir. Dahası, bir hafta süreyle distile suda depolandıktan sonra nano-FA numunelerinin mikrosertliklerinde belirgin bir artış tespit edilmiştir (M. Moshaverinia, Borzabadi-Farahani, Sameni, Moshaverinia, & Ansari, 2016). Bu çalışmanın sonucu bizim çalışmamızdaki, 90 sn ısı uygulanan ve vernik sürülen GCP CKS'nin sertlik değerinin vernik sürülmeyen örneklerden

düşük olmasını açıklar niteliktedir. 90 sn ısı aşırı dehidratasyona yol açmaktadır ve 90 sn ısı uygulanan materyalin nem ile olan kontaminasyonu vernik sürülerek kesilmemelidir.

Geleneksel CİS'lere (Riva Self Cure, Chemfil Rock, Fuji IX GP Fast ve Equia) kıyasla, CKS zayıf mekanik özellikler sunmaktadır. CKS aynı depolama koşullarında ölçülen geleneksel CİS'lerden (VH: 66.8-125.9 N/mm<sup>2</sup>) daha düşük bir Vickers Sertliği göstermektedir (Zoergiebel & Ilie, 2013).

Isı uygulamasının ChemFil Rock, Fuji IX GP Fast ve Equia'nın tüm yaşlanma süresindeki (1 hafta, 1 ay, 3 ay) mekanik davranışında herhangi bir etkisinin olmadığını gösteren çalışmaya göre; mekanik özellikler temelde simanın türünden etkilenmektedir. Saklama zamanları arasındaki etkileşim ise düşük olarak çıkmıştır. Vickers sertliği ve elastik modülü ChemFil Rock ve Equia için en çok 1 aylık depolamaya kadar artmıştır (Menne-Happ & Ilie, 2014).

Bir başka çalışmada ise kullanılan bir CİS (Fuji IX GP Fast), 1200 mW / cm<sup>2</sup> güç çıkışı olan ışık cihazı ile sertleştirildiği zaman, 1000 mW / cm<sup>2</sup> güç çıkışı olan ışık cihazı sertleştirildiği zamandan daha düşük sonuçlar vermiştir. Açıklama hala net değildir, ancak CİS'ler kırılğan malzemelerdir ve sertleşme reaksiyonu ilerledikçe kırılğanlık daha da artmaktadır (K. Gorseta ve ark., 2016a).

CKS içerisinde geleneksel CİS'lardan farklı olarak bulunan nano-FA mekanik özelliklerinde değişikliğe sebep olabilir. Matristeki mevcut hidroksil, fosfat ve florür iyonlarının daha fazla olması nedeniyle, hidrojen bağlarının oluşma olasılığı daha yüksek olabilir, bu da simanın sertleşmesinin son evresinde organik ve inorganik ağları arasında daha iyi bir etkileşime yol açabilir. Simanın distile suda yaşlandırılması ile, Vickers mikrosertlik değerlerinde artışa neden olan daha fazla çapraz bağlanma olabilir. FA nanopartikülleri, cam

iyonomer cam parçacıkları arasındaki boşlukları doldurabilir, bu da CKS matrisini daha da güçlendirebilir (M. Moshaverinia ve ark., 2016).

Toz ve likit karıştırılması esnasında nano-FA partiküllerinden düşük oranda salınan kalsiyum iyonları sayesinde, asit baz reaksiyonunun yüksek oranlarda reaksiyona girdiği açıklanmıştır. Sonuç olarak, fosfat ve kalsiyum iyonlarının yüksek konsantrasyonuna daha çok poli tuz köprüsü oluşturulacaktır. Bu durumda cam iyonmer simanın matriksine olumlu yönde katkıda bulunacaktır (Xie ve ark., 2000; Yap, Pek, Kumar, Cheang, & Khor, 2002).

Dışarıdan uygulanan ısı ve oluşan yüzey değişimleri SEM ile görüntülenen çalışmalarda; test edilen CİS'ler arasında yüzey morfolojisinde farklılıklar olduğunu ortaya koymuştur. Özellikle, Equia Fil, yüzeyde birçok çatlak bulundururken, Riva Self Cure daha az çatlak, Ketac Universal Aplicap ise çatlak olmadan pürüzsüz ve düzgün bir yüzey göstermiştir. Alınan yüzey sertliği değerleri de yüzeydeki düzensizliği ve artan çatlak sayısına bağlı olarak düşmüştür (Tolidis ve ark., 2016). CİS'lerin sertleşme esnasında dehidrasyonuna bağlı olarak iyonik bağ oluşumunu engellenmesi sonucunda siman yüzeyinde çatlakların oluşabileceği belirtilmiştir (Feilzer ve ark., 1995). Materyalin sertliği, oluşan çatlakların boyutu ile ilişkilidir, aynı zamanda bu çatlakların boyutları ise materyalin mikroyapısal özellikleri ile bağlantılıdır (doldurucu parçacıkların boyutları ve porozite gibi). Materyalin sertliği ile ilgili bilgiler ise kırılma direnci ile ilgili fikir edinmemizi sağlar (Geirsson ve ark., 2004).

Çalışmamızda örneklerin üst yüzeylerinden aldığımız SEM görüntüleri, materyallerin sertlik değerlerine paralel sonuçlar vermiştir. Termal yaşlandırma öncesi Equia Forte örneklerinden vernik uygulanan grupta, 90 sn ısı uygulanması sonucunda yüzeyde çözülmüş, eroziv alanlar gözlenmiştir (Şekil 4.3). Isı uygulanmayan ve 60 sn ısı uygulanan Equia Forte örneklerinde ise bu durum daha az gözlenmektedir (Şekil 4.1 ve Şekil 4.2). Termal yaşlandırma sonrasında ise Equia Forte grubu örneklerinin vernik uygulanan bütün gruplarında çatlaklar ve kraterler gözlenmiştir.

Vernik uygulanmayan Equia Forte grubu örneklerinde ise termal yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası örneklerin SEM görüntüleri, sertlik değerlerine paralel görüntüler vermiştir. Termal yaşlandırma öncesinde yüzey morfolojileri benzerken, yaşlandırma sonrasında farklılıklar oluşmaya başlamış, 90 sn ısı uygulanan, 60 sn'den, 60 sn ısı uygulanan ise ısı uygulanmayan örnekten daha düzgün bir morfoloji göstermiştir (Şekil 4.4, Şekil 4.5, Şekil 4.6).

GCP CKS örneklerinde vernik uygulanan gruptan alınan SEM görüntülerinde, materyalin dehidratasyonuna paralel sonuçlar görmekteyiz. Termal yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrasında çatlaklar ve krater görüntüleri elde edilmiştir (Şekil 4.7, Şekil 4.8, Şekil 4.9). Ancak vernik uygulanmayan GCP CKS örneği termal yaşlandırma öncesinde, ısı uygulama süresinin artması ile birlikte düzgün morfolojide SEM görüntüleri vermektedir ama yaşlandırma sonrasında, morfolojide bozulmalar, çatlak ve krater görüntüleri oluşmuştur (Şekil 4.10, Şekil 4.11, Şekil 4.12).

CİS'lerin mekanik özelliklerini arttırmak için yapılan; dışarıdan ısı uygulanması ve ultrasonik titreşimler, pulpada sıcaklık artışına ve irritasyonlara sebep olabilmektedir. CİS'e (Fuji IX Fast) bir metal uç ile 60 sn boyunca 70°C sıcaklık uygulandığında pulpal ısı artışının 2,5 °C olduğu bildirilmiştir. Kleverlaan ve arkadaşları CİS (Fuji IX) üzerine 70 ° C'lik bir sıcaklık uygulandığında, CİS sıcaklığı 34,6°C'den 45,3 °C'ye çıktığını göstermişlerdir (Algera ve ark., 2005). Yapılan bir çalışmada CİS kapsülüne ön ısı uygulandığında ve sertleşmesi sırasında ultrasonik bir cihaz kullanıldığında, materyal içindeki sıcaklık, pulpanın olumsuz olarak etkilenebileceği bir sıcaklık olan 49°C'ye ulaşmıştır (Dehurtevent ve ark., 2015).

Pulpanın maruz kalacağı sıcaklık değişimini etkileyen birtakım faktörler vardır. Bunlar uygulanan ısının miktarı, uygulanan restoratif materyalin türü ve kalınlığı, çürük temizlendikten sonra kalan dentinin kalınlığıdır.

Pulpadaki sıcaklık artışı, dentinin kalınlığına ters orantılıdır ve 2 mm dentin kalınlığı 1 mm veya 0.5 mm kalınlığa kıyasla çok daha fazla pulpal koruma sağlamaktadır (Dogan, Hubbezoglu, Dogan, Bolayir, & Demir, 2009).

Yapılan bir çalışmada, CKS'nin polimerizasyonu için CKS CarboLED kullanıldığında ve bulgular RMCİS restoratif materyalleri ile karşılaştırıldığında, en yüksek pulpa sıcaklık artışı CKS grubunda ( $5.21 \pm 0.42^{\circ}\text{C}$ ) kaydedilmiştir (Botsali ve ark., 2016). Bu değer Zach ve Cohen çalışmasında sınır kabul edilen kritik sıcaklık noktası olan  $5.6^{\circ}\text{C}$ 'nin altında ancak sınırda kabul edilebilecek bir değerdir (Zach & Cohen, 1965).

Pulpada meydana gelecek olan sıcaklık değişimine bağlı hasarlarla ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Yapılan in-vivo çalışmalar, pulpanın temel sıcaklığının, insan vücudunun sıcaklığından ( $36.2-37.5^{\circ}\text{C}$ ) daha düşük olduğunu göstermiştir. Aynı zamanda kanlanma farklılıklarına bağlı olarak birinci molar dişerin sağ/sol veya üst/alt farklılıklarına göre de bu durumun değişkenlik gösterebileceği bildirilmiştir (Dehurtevent ve ark., 2015; Runnacles ve ark., 2015).

Restorasyon yapımı sırasında pulpada oluşan sıcaklık artışı halen dikkat edilmesi gereken en önemli konudur. Maymunlarda yapılan bir in-vivo çalışmada, pulpa içerisindeki sıcaklık  $5.6^{\circ}\text{C}$  artarsa ve bu sıcaklık 10 sn boyunca değişmezse, dişlerin %15 'inde pulpa nekrozu geliştiği bildirilmiştir. Bu sıcaklık artışı  $11.1^{\circ}\text{C}$  olursa nekroz oranı %60,  $16.6^{\circ}\text{C}$  artış olduğunda ise nekroz oranı %100 olarak bildirilmiştir (Zach & Cohen, 1965).

CİS restorasyonların sertleşme reaksiyonlarının başlangıç aşamasındaki neme olan hassasiyetleri, dolgunun mekanik özellikleriyle doğrudan ilişkilidir. Vernik uygulanması, CİS'ler için yaygın bir koruyucu yaklaşımdır. Özellikle rezin vernik uygulamaları, materyalin mekanik dayanıklılığının olgunlaşması ve geliştirilmesinde önemli bir rol oynayan, başlangıç su kontaminasyonunu azaltmada etkilidir (Kanik ve ark., 2017).

CİS matrisi gevşek bağlı suyun yanı sıra, sıkı bağlanmış su içerir (A. D. Wilson & McLean, 1998). Cam iyonomer siman içerisindeki su dengesini korumak için, yeni yerleştirilen restorasyonun yüzeyi su kaybına ve ayrıca su kazanımına karşı korunmalıdır (Karaoglanoglu, Akgul, Ozdabak, & Akgul, 2009). CİS'ler sertleşmeleri esnasında, ıslak veya kuru ortamdaki nem seviyesine bağlı olarak, içlerinde bulunan gevşek bağlı suyu kolayca kaybedebilir veya kazanabilir. Wilson ve ark. CİS'lerdeki su içeriğinin ve özellikle gevşek bağlı suyun, toz / likit oranına ve saklama yöntemine bağlı değişebileceğini göstermiştir (A. D. Wilson & McLean, 1998).

Ayrıca, geleneksel CİS'ler ağız ortamında tükürük kontaminasyonuna maruz kalan yüzeylere kıyasla nem ortamının daha az olmasına rağmen, derin kavitelerde, restoratif materyal ve dentin arasındaki ara yüzde de erken nem kontaminasyonuna maruz kalabilir (Jevnikar, Sersa, Sepe, Jarh, & Funduk, 2000).

Çalışmalar, geleneksel CİS yüzeylerinin, su ile kontamine olmadan önce, mekanik mukavemetlerini en iyi duruma getirmek için yüzey verniği ile kaplanması gerektiğini tavsiye etmiştir (Lohbauer ve ark., 2011; Bonifacio, Werner, & Kleverlaan, 2012; G. F. Molina, R. J. Cabral, I. Mazzola, L. B. Lascano, & J. E. Frencken, 2013b).

Bazı çalışmalarda tırnak cilaları en iyi sonuç vermesine rağmen (Serra ve ark., 1994; Fatima, Ali Abidi, Qazi, & Jat, 2013), tırnak cilasının zararlı bir bileşeni olan toluen varlığı, klinik durumlarda rezin cilaları tercih etmek için geçerli bir neden oluşturmaktadır (Fatima ve ark., 2013).

Diş hekimliği eğitimi ile kişilerin el becerelerileri ve yetenekleri artmakta ve buna bağlı olarak uygulanan verniğin kalınlığı değişebilmektedir. Ayrıca uygulanan verniğin viskozitesi ve uygulanma sayısı da verniğin kalınlığını etkilemektedir. Bu yüzden vernik uygulamasını yapan kişinin diş hekimi olup olmasına bağlı olarak uygulanan verniğin kalınlığı değişebilmektedir (Kanik ve ark., 2017) .

Önceki araştırmalarda, SEM gözlemlerinde, hava kullanılmadan uygulanan farklı rezin yüzey örtücülerin ortalama kalınlıkları, kullanılan ürüne ve kullanılan ürünün miktarına bağlı olarak 6-12 µm (Yap, Teoh, Hastings, & Lu, 1997), 13.8-17.2 µm (R. Belli, Pelka, Petschelt, & Lohbauer, 2009) ve 40-70 µm (Lohbauer ve ark., 2011) olarak gösterilmiştir.

Bir başka çalışmada, tek kat rezin kaplama Equia Coat'ın ortalama kalınlığı SEM ile ölçölmüş ve numunelere bağlı olarak 5 ila 10 µm olduğu bulunmuştur (Kanik ve ark., 2017).

Equia sisteminin cam iyonomerinin yüzeyine eklenen vernik maddesi, malzemenin mekanik kuvvetlere karşı artan direncine önemli katkıda bulunabilecek nano dolduruculu bir rezin içerir (Molina ve ark., 2013b). Ancak bu durum bizim çalışmamızda ters sonuçlar vermiştir. Eğer Equia Forte kullanılacaksa, materyalin rezin içeriğine uygun olan dalga boyunda ışık ile polimerize etmek gerekmektedir. Aksi durumda yüzey sertliğini düşürmektedir.

Bununla birlikte, klinik durumlarda bu restorasyonlardan elde edilen bilgilere göre, Equia Coat uygulaması doğru teknikle uygulandığında, CİS'in klinik olarak sınıf I restorasyonlarda aşınmasının azaltılmasında faydalı bulunmuştur (Diem, Tyas, Ngo, Phuong, & Khanh, 2014).

CKS'ye dışarıdan ısı uygulanması ve cila uygulanması, 1 hafta sonra mekanik özelliklerinde bir farklılık yaratmadığı belirtilmiştir (Menne-Happ & Ilie, 2013).

CKS için üretilen kendi vernik sistemi materyali kurumadan kurtarmaya yardımcı olurken öte yandan dolgunun modellenmesine ve parlatılmasına yardımcı olur. Geleneksel CİS'lerin (Riva Self Cure, SDI Limited, Victoria, Avusturalya; Chemfil Rock, Dentsply, Konstanz, Almanya; Fuji IX GP Fast, GC Europe N.V., Leuven, Belėika; Equia, GC Europe N.V., Leuven, Belėika) bir yüzey cilalama sistemi ile korunmaları durumunda yüksek bükölme direnci gösterdiklerini, ancak CKS'lerde mekanik bir avantajın oluşmadığı bildirilmiştir

(Zoergiebel & Ilie, 2013). Bu sonuç bizim çalışmamızın sonuçlarına paralel bir sonuçtur (Tablo 4.9).

CİS'lerin farklı nem duyarlılığı olabilir. GCP CKS verniği monomer içermez ve modifiye polisiloksanlardan oluşurken, geleneksel CİS'i korumak için kullanılan vernikler çoğunlukla üreticiye göre polimerik hale getirilebilen akrilik veya metakrilik monomerlerden oluşur (Menne-Happ & Ilie, 2013).

Yapılan bir çalışmada hazırlanan GCP CKS örneklerin verniksiz olarak hazırlanan grubundaki numunelerin yüzeylerinde çatlakların oluştuğu, vernik uygulanan grupta ise gözle görülen çatlakların gözlenmediği bildirilmiştir. Bu durumun sebebi ise vernik uygulanmayan gruptaki örneklerin dehidrate olması olarak tanımlanmıştır. Ancak bu durum materyalin mekanik özelliklerinde bir farklılık yaratmamıştır (Menne-Happ & Ilie, 2013). Bizim çalışmamızda ise GCP CKS örneklerine vernik uygulanmadığı zaman yüzey morfolojisinin daha düzgün olduğu ve oluşan çatlak ve krater sayısının daha az olduğu görülmüştür. Bu farklılık iki çalışmanın örnek hazırlama yöntemindeki farklılıktan kaynaklanabilir. Manne-Happ örnekleri sadece 2 mm kalınlığında hazırlamış ve örneklerle hem alt hemde üstten ısı vermiştir. ısı verme süresi ise 3 defa 20 sn'lik süreler şeklinde olmuştur. Aynı zamanda termal yaşlandırma işlemi yapılmamıştır (Menne-Happ & Ilie, 2013).

Rezin içerikli cilalar ile yüzeyin kaplanması, sadece başlangıçtaki su kontaminasyonundan korunmakla kalmayıp aynı zamanda materyalin fiziksel özelliklerini ve aşınma direncini de arttırmayı amaçlamaktadır. 2011 yılında Lohbauer ve arkadaşları rezin örtücü olan G-Coat Plus'ı ile Fuji IX GP Extra CİS üzerinde kullanmışlardır. CİS'in üç nokta kırılma direnci ve üç gövdeli aşınma testleri sonrasında mekanik mukavemet ve aşınma direncini artırmak için CİS yüzeyinin rezin ile kaplanması gerektiği sonucuna ulaşmışlardır (Lohbauer ve ark., 2011).



İn-vitro çalışmalarda hazırlanan cam iyonomer siman örneklerinin saklama koşulları ile ilgili ve yüzey bitim farklılıklarına göre de farklı sonuçlar olabileceği ve bu durumların özellikle materyalin fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesinde bir parametre olup olmaması ile ilgili çalışmalar yapılmıştır (Jones, Billington, & Pearson, 2007; Zoergiebel & Ilie, 2013; Menne-Happ & Ilie, 2014).

Sertleşmesi sonrasında CİS'lerin su içerisinde saklanması, simanların matriksini güçlendirir ve mekanik özelliklerini artırır. Ancak uzun süreli saklama sonucunda suyun eroziv etkisi ve plastikleştirici özelliği sebebiyle materyal mekanik özelliklerini kaybetmeye başlar (Cattani-Lorente, Godin, & Meyer, 1994). Bir çalışmada hazırlanan örneklerin distile su veya yapay tükürükte bekletilmesinin, CİS'lerin mekanik özelliklerini etkileyen önemli bir faktör olmadığı kanıtlanmıştır (Zoergiebel & Ilie, 2013). Çalışmamızda hazırladığımız bütün örnekler, 100% nemlilikte, etüv'de distile su içerisinde bekletildi.

Rafeek, suda bekletilen numuneler üzerinde yaptığı çalışmada, kontrol ve ısı uygulanmış geleneksel CİS numuneleri arasındaki sıkışma dayanımının istatistiksel olarak farklı olmadığını göstermiştir (Rafeek, 2008).

Depolama ortamı, suyunun veya yapay tükürüğün, CİS'lerin mekanik özelliklerini etkileyen önemli bir faktör olmadığı kanıtlanmıştır (Zoergiebel & Ilie, 2013). Klinik olarak CİS'lerin sertleşme reaksiyonlarının başlangıç evresinde, yüzey koruyucu uygulanması, restorasyonların yüzey özelliklerinde artış sağlamaktadır. Bununla birlikte optimal bir yüzey sertliği elde etmek için gerekli zaman periyodu bu ve diğer materyal türleri için bilinmemektedir ve daha fazla araştırmanın konusu olmalıdır (Kleverlaan ve ark., 2004).

## 6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Araştırma neticesinde elde edilen sonuçlar ve araştırma koşulları ve sınırları göz önünde bulundurularak bu sonuçlarla ilgili yapılan değerlendirmeler;

1. Çalışmadaki bütün örnek gruplarının termal yaşlandırma öncesi sertlik değerleri, termal yaşlandırma sonrası sertlik değerlerinden istatistiksel olarak yüksek sonuç göstermiştir.

2. Çalışmada kullandığımız Equia Forte örneklerinin üst ve alt yüzey sertlik değerleri, termal yaşlandırma öncesinde ve sonrasında, GCP CKS örneklerinden istatistiksel olarak yüksek sertlik değerleri göstermiştir.

3. GCP CKS dolgu materyalinin, ısı uygulanmadan sertleşmesi beklendiğinde vernik uygulamasının faydalı olduğunu, ancak 90 sn ısı uygulanarak sertleştirildiğinde vernik kullanılmaması gerektiği sonucu çıkmıştır.

4. Equia Forte verniksiz örneklerine farklı ısı uygulama prosedürleri, termal yaşlandırma öncesinde, materyalin üst yüzey sertlik değerlerinde istatistiksel olarak farklılık yaratmazken, yaşlandırma sonrasında uzun süre ısı (90sn) uygulanmasının Equia Forte örneklerinin üst yüzey sertlik değerlerini olumlu etkilediğini görmekteyiz. Yani Equia Forte örneklerine ısı uygulamak olumlu yönde bir katkı sağlamıştır.

5. GCP CKS materyalinin ısı iletimi farklı sonuçlar vermiştir. En yüksek alt yüzey sertlik değeri beklenildiği gibi en ince örnek, en yüksek ısı uygulanan örnek grubundan çıkmıştır (2 mm, 90sn). En düşük alt yüzey sertlik değeri ise ısı uygulanmayan en kalın örnek (6 mm) grubundan beklenirken, 6 mm kalınlığında ve 90 sn ısı uygulanan örnek grubu, en düşük değeri göstermiştir. Bu durum GCP CKS materyalinin ısı iletiminin geleneksel CİS'lardan farklı olduğunu göstermektedir. Isı iletimindeki değişkenlik ile ilgili, GCP CKS materyalinin daha fazla in vitro ve in vivo çalışmalara ihtiyacı vardır.

6. Equia Forte materyalinin alt yüzey sertlik değerlerinde ise; uzun süreli ısı kullanımında (90 sn) ve ısı kullanılmadığında, materyalin kalınlık farkı, alt yüzey sertlik

değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmamıştır. 60 sn uygulamalarda ise kalınlık farkı istatistiksel olarak fark yaratmıştır. Bu sonuçlara göre Equia Forte örneklerine uygulanan ısının süresinin önemli olduğunu, yeterince ısı uygulanmadığında alt yüzeylerde sertlik farkı oluşabileceği sonucu ortaya çıkmıştır. Isı uygulanmadığı takdirde ise kalınlık değişkeni alt yüzey sertlik değerinin etkilememektedir.

7. Materyallerin farklı mekanik özellikleri ile ilgili daha fazla in vitro ve in vivo çalışmalara ihtiyaç vardır.



## 7.KAYNAKLAR

- Abate, P. F., Bertacchini, S. M., Polack, M. A., & Macchi, R. L. (1997). Adhesion of a compomer to dental structures. *Quintessence international*, 28(8), 509-512.
- Algera, T. J., Kleverlaan, C. J., de Gee, A. J., Prah-Andersen, B., & Feilzer, A. J. (2005). The influence of accelerating the setting rate by ultrasound or heat on the bond strength of glass ionomers used as orthodontic bracket cements. *Eur J Orthod*, 27(5), 472-476. doi: 10.1093/ejo/cji041
- Algera, T. J., Kleverlaan, C. J., Prah-Andersen, B., & Feilzer, A. J. (2006). The influence of environmental conditions on the material properties of setting glass-ionomer cements. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 22(9), 852-856. doi: 10.1016/j.dental.2005.11.013
- Alpoz, A. R., Ertugrul, F., Cogulu, D., Ak, A. T., Tanoglu, M., & Kaya, E. (2008). Effects of light curing method and exposure time on mechanical properties of resin based dental materials. *Eur J Dent*, 2(1), 37-42.
- Altun, C. (2005). Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. . *Gül Tıp Ak Derg.* , 47 (1), 77-82.
- Anusavice, K. (2003). *Mechanical Properties of Dental Materials*. (11th edition ed.). Saunders.
- Anusavice, K., Shen, C., & Rawls, H. R. (2013). *Phillips' Science of Dental Materials*. (12th edition ed.): Saunders.
- Anusavice, K. J. (2003). *Science of Dental Materials* (11th edition ed.). Saunders, USA.
- Arcoria, C. J., Butler, J. R., Wagner, M. J., & Vitasek, B. A. (1992). Bending strength of Fuji and Ketac glass ionomers after sonication. *J Oral Rehabil*, 19(6), 607-613.
- Asmussen, E., & Peutzfeldt, A. (2005). Temperature rise induced by some light emitting diode and quartz-tungsten-halogen curing units. *Eur J Oral Sci*, 113(1), 96-98. doi: 10.1111/j.1600-0722.2004.00181.x

- Baloch, F., Mirza, A., & Baloch, D. (2010). An in-vitro study to compare the microhardness of glass ionomer cement set conventionally versus set under ultrasonic waves. *Int J Health Sci (Qassim)*, 4(2), 149-155.
- Bansal, R., & Bansal, T. (2015). A Comparative Evaluation of the Amount of Fluoride Release and Re-Release after Recharging from Aesthetic Restorative Materials: An in vitro Study. *J Clin Diagn Res*, 9(8), ZC11-14. doi: 10.7860/JCDR/2015/11926.6278
- Baroudi, K., Silikas, N., & Watts, D. C. (2009). In vitro pulp chamber temperature rise from irradiation and exotherm of flowable composites. *Int J Paediatr Dent*, 19(1), 48-54. doi: 10.1111/j.1365-263X.2007.00899.x
- Barry, T. I., Clinton, D. J., & Wilson, A. D. (1979). The structure of a glass-ionomer cement and its relationship to the setting process. *J Dent Res*, 58(3), 1072-1079. doi: 10.1177/00220345790580030801
- Bates, M. N., Fawcett, J., Garrett, N., Cutress, T., & Kjellstrom, T. (2004). Health effects of dental amalgam exposure: a retrospective cohort study. *Int J Epidemiol*, 33(4), 894-902. doi: 10.1093/ije/dyh164
- Bayırlı, G. S., & Şirin, Ş. (1985). *Konservatif diş tedavisi*. İstanbul: Dünya Tıp Kitabevi Ltd. Şti.
- Belli, R., Pelka, M., Petschelt, A., & Lohbauer, U. (2009). In vitro wear gap formation of self-adhesive resin cements: a CLSM evaluation. *Journal of dentistry*, 37(12), 984-993. doi: 10.1016/j.jdent.2009.08.006
- Belli, S. (2000). *Dişhekimliğinde konservatif ve estetik restoratif materyaller.*: Türk Diş Hek. Bir. Derg, .
- Bellinger, D. C., Trachtenberg, F., Daniel, D., Zhang, A., Tavares, M. A., & McKinlay, S. (2007). A dose-effect analysis of children's exposure to dental amalgam and

- neuropsychological function: the New England Children's Amalgam Trial. *Journal of the American Dental Association*, 138(9), 1210-1216.
- Berg, J. H. (1998). The continuum of restorative materials in pediatric dentistry--a review for the clinician. *Pediatric dentistry*, 20(2), 93-100.
- Berzins, D. W., Abey, S., Costache, M. C., Wilkie, C. A., & Roberts, H. W. (2010). Resin-modified glass-ionomer setting reaction competition. *J Dent Res*, 89(1), 82-86. doi: 10.1177/0022034509355919
- Bharti, R., Wadhvani, K. K., Tikku, A. P., & Chandra, A. (2010). Dental amalgam: An update. *J Conserv Dent*, 13(4), 204-208. doi: 10.4103/0972-0707.73380
- Bilgin, Z., Aras, G., Çetiner, S., & Özalp, N. (1994). Ankara'da farklı sosyoekonomik düzeydeki 2-6 yaş grubu çocuklarda süt dişlerinde çürük sıklığı ve biberon çürüğü insidansı. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Dergisi*, 21:233-6.
- Bonifacio, C. C., Werner, A., & Kleverlaan, C. J. (2012). Coating glass-ionomer cements with a nanofilled resin. *Acta odontologica Scandinavica*, 70(6), 471-477. doi: 10.3109/00016357.2011.639307
- Botsali, M. S., Tokay, U., Ozmen, B., Cortcu, M., Koyuturk, A. E., & Kahvecioglu, F. (2016). Effect of new innovative restorative carbomised glass cement on intrapulpal temperature rise: an ex-vivo study. *Braz Oral Res*, 30(1). doi: 10.1590/1807-3107BOR-2016.vol30.0067
- Bowen, R. L., & Marjenhoff, W. A. (1992). Dental composites/glass ionomers: the materials. *Adv Dent Res*, 6, 44-49. doi: 10.1177/08959374920060011601
- Brantley, W. A., & Kerby, R. E. (1993). Thermal diffusivity of glass ionomer cement systems. *J Oral Rehabil*, 20(1), 61-68.

- Brito, C. R., Velasco, L. G., Bonini, G. A., Imparato, J. C., & Raggio, D. P. (2010). Glass ionomer cement hardness after different materials for surface protection. *J Biomed Mater Res A*, 93(1), 243-246. doi: 10.1002/jbm.a.32524
- Burke, F. J., Fleming, G. J., Owen, F. J., & Watson, D. J. (2002). Materials for restoration of primary teeth: 2. Glass ionomer derivatives and compomers. *Dent Update*, 29(1), 10-14, 16-17.
- Burke, F. M., Ray, N. J., & McConnell, R. J. (2006). Fluoride-containing restorative materials. *International dental journal*, 56(1), 33-43.
- Carrick, T. E., & F., M. J. (2007). Temperature mediated coefficient of dimensional change of dental tooth-colored restorative materials. *Dental Materials*, 20.
- Cattani-Lorente, M. A., Godin, C., & Meyer, J. M. (1994). Mechanical behavior of glass ionomer cements affected by long-term storage in water. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 10(1), 37-44.
- Cehreli, S. B., Tirali, R. E., Yalcinkaya, Z., & Cehreli, Z. C. (2013). Microleakage of newly developed glass carbomer cement in primary teeth. *Eur J Dent*, 7(1), 15-21.
- Cehreli, Z. C., Cetinguc, A., Cengiz, S. B., & Altay, A. N. (2006). Clinical performance of pulpotomized primary molars restored with resin-based materials. 24-month results. *Am J Dent*, 19(5), 262-266.
- Chen, M. H. (2010). Update on dental nanocomposites. *J Dent Res*, 89(6), 549-560. doi: 10.1177/0022034510363765
- Chen, X., Cuijpers, V., Fan, M., & Frencken, J. E. (2010). Marginal leakage of two newer glass-ionomer-based sealant materials assessed using micro-CT. *Journal of dentistry*, 38(9), 731-735. doi: 10.1016/j.jdent.2010.05.018
- Christensen, G. J. (1996). Restoration of pediatric posterior teeth. *Journal of the American Dental Association*, 127(1), 106-108.

Corporation, G. (2015). EQUIA product manual.

Coutinho, E., Cardoso, M. V., De Munck, J., Neves, A. A., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., . . . Van Meerbeek, B. (2009). Bonding effectiveness and interfacial characterization of a nano-filled resin-modified glass-ionomer. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 25(11), 1347-1357. doi: 10.1016/j.dental.2009.06.004

Craig, R. G. (2002). *Restorative dental materials. 11th edition*. Mosby, London, UK.

Craig, R. G., Powers, J. M., & Wataha, J. C. (2004). *Dental Materials Properties and Manipulation*. (8th edition ed.). Missouri: Mosby Elsevier.

Crisp, S., Kent, B. E., Lewis, B. G., Ferner, A. J., & Wilson, A. D. (1980). Glass-ionomer cement formulations. II. The synthesis of novel polycarboxylic acids. *J Dent Res*, 59(6), 1055-1063. doi: 10.1177/00220345800590060801

Croll, T. P. (1992). Glass ionomers and esthetic dentistry: what the new properties mean to dentistry. *Journal of the American Dental Association*, 123(5), 51-54.

Croll, T. P., & Nicholson, J. W. (2002). Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatric dentistry*, 24(5), 423-429.

Curtis, A. R., Palin, W. M., Fleming, G. J., Shortall, A. C., & Marquis, P. M. (2009). The mechanical properties of nanofilled resin-based composites: the impact of dry and wet cyclic pre-loading on bi-axial flexure strength. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 25(2), 188-197. doi: 10.1016/j.dental.2008.06.003

Czarnecka, B., & Nicholson, J. W. (2006). Ion release by resin-modified glass-ionomer cements into water and lactic acid solutions. *Journal of dentistry*, 34(8), 539-543. doi: 10.1016/j.jdent.2005.08.007

Çengel, Y. A., & Boles, M. A. (1989). *Thermodynamics, an engineering approach*. (I. Edition Ed.).



- Davidovich, E., Weiss, E., Fuks, A. B., & Beyth, N. (2007). Surface antibacterial properties of glass ionomer cements used in atraumatic restorative treatment. *Journal of the American Dental Association*, 138(10), 1347-1352.
- Davidson, C. L., de Gee, A. J., & Feilzer, A. (1984). The competition between the composite–dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *Journal of Dental Research* 63:1396-9.
- Davies, E. H., Sefton, J., & Wilson, A. D. (1993). Preliminary study of factors affecting the fluoride release from glass-ionomer cements. *Biomaterials*, 14(8), 636-639.
- Dayangaç G.B. (2011). *Kompozit Restorasyonlar*. (2. Baskı ed.): Quintessence Yayıncılık Ltd Şti. .
- Deb, S., & Nicholson, J. W. (1999). The effect of strontium oxide in glass-ionomer cements. *J Mater Sci Mater Med*, 10(8), 471-474.
- Deepa, G., & Shobha, T. (2010). A clinical evaluation of two glass ionomer cements in primary molars using atraumatic restorative treatment technique in India: 1 year follow up. *Int J Paediatr Dent*, 20(6), 410-418. doi: 10.1111/j.1365-263X.2010.01067.x
- Dehurtevent, M., Deveaux, E., Hornez, J. C., Robberecht, L., Tabary, N., & Chai, F. (2015). Influence of heat and ultrasonic treatments on the setting and maturation of a glass-ionomer cement. *Am J Dent*, 28(2), 105-110.
- Deliperi, S., Bardwell, D. N., Wegley, C., & Congiu, M. D. (2006). In vitro evaluation of giomers microleakage after exposure to 33% hydrogen peroxide: self-etch vs total-etch adhesives. *Operative dentistry*, 31(2), 227-232. doi: 10.2341/05-16
- Diaz-Arnold, A. M., Holmes, D. C., Wistrom, D. W., & Swift, E. J., Jr. (1995). Short-term fluoride release/uptake of glass ionomer restoratives. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 11(2), 96-101. doi: 10.1016/0109-5641(95)80041-7

- Diem, V. T., Tyas, M. J., Ngo, H. C., Phuong, L. H., & Khanh, N. D. (2014). The effect of a nano-filled resin coating on the 3-year clinical performance of a conventional high-viscosity glass-ionomer cement. *Clin Oral Investig*, 18(3), 753-759. doi: 10.1007/s00784-013-1026-z
- Dionysopoulos, D., Tolidis, K., Strakas, D., Gerasimou, P., Sfeikos, T., & Gutknecht, N. (2017). Effect of radiant heat on conventional glass ionomer cements during setting by using a blue light diode laser system (445 nm). *Lasers Med Sci*, 32(3), 703-709. doi: 10.1007/s10103-017-2178-x
- Dogan, A., Hubbezoglu, I., Dogan, O. M., Bolayir, G., & Demir, H. (2009). Temperature rise induced by various light curing units through human dentin. *Dent Mater J*, 28(3), 253-260.
- Donly, K. J., & Segura, A. (2005). *Dental Materials* (4th ed ed.). London: Elsevier Saunders.
- Dupuis, V., Moya, F., Payan, J., & Bartala, M. (1996). Depth microhardness of glass ionomer cements. *Biomaterials*, 17(1), 71-74.
- Earl, M. S., Mount, G. J., & Hume, W. R. (1989). The effect of varnishes and other surface treatments on water movement across the glass ionomer cement surface. II. *Australian dental journal*, 34(4), 326-329.
- El-Askary, F. S., & Nassif, M. S. (2011). The effect of the pre-conditioning step on the shear bond strength of nano-filled resin-modified glass-ionomer to dentin. *Eur J Dent*, 5(2), 150-156.
- El-Badrawy, W. A., & McComb, D. (1998). Effect of home-use fluoride gels on resin-modified glass-ionomer cements. *Operative dentistry*, 23(1), 2-9.
- Erickson, R. L., & Glasspoole, E. A. (1994). Bonding to tooth structure: a comparison of glass-ionomer and composite-resin systems. *J Esthet Dent*, 6(5), 227-244.

- Ertugrul, F., Eltem, R., & Eronat, C. (2003). A comparative study of plaque mutans streptococci levels in children receiving glass ionomer cement and amalgam restorations. *J Dent Child (Chic)*, 70(1), 10-14.
- Espelid, I., Tveit, A. B., Tornes, K. H., & Alvheim, H. (1999). Clinical behaviour of glass ionomer restorations in primary teeth. *Journal of dentistry*, 27(6), 437-442.
- Fabian Molina, G., Cabral, R. J., Mazzola, I., Brain Lascano, L., & Frencken, J. E. (2013). Biaxial flexural strength of high-viscosity glass-ionomer cements heat-cured with an LED lamp during setting. *Biomed Res Int*, 2013, 838460. doi: 10.1155/2013/838460
- Fatima, N., Ali Abidi, S. Y., Qazi, F. U., & Jat, S. A. (2013). Effectiveness of commonly available surface protecting agents in maintaining microhardness of two cements. *J Coll Physicians Surg Pak*, 23(5), 315-318. doi: 05.2013/JCPSP.314318
- Feilzer, A. J., Kakaboura, A. I., de Gee, A. J., & Davidson, C. L. (1995). The influence of water sorption on the development of setting shrinkage stress in traditional and resin-modified glass ionomer cements. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 11(3), 186-190.
- Ferracane, J. L. (1995). Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med*, 6(4), 302-318.
- FILL, G. G. (2011). *User Instructions Article no: 900.110*.
- Fors, H. (1993). Release of fluoride and other elements from light-cured glass ionomers in neutral and acidic conditions. *J Dent Res*, 72(8), 1257-1262. doi: 10.1177/00220345930720081601
- Forsten, L. (1991). Fluoride release and uptake by glass ionomers. *Scand J Dent Res*, 99(3), 241-245.
- Friedl, K., Hiller, K. A., & Friedl, K. H. (2011). Clinical performance of a new glass ionomer based restoration system: a retrospective cohort study. *Dental materials : official*

- publication of the Academy of Dental Materials*, 27(10), 1031-1037. doi: 10.1016/j.dental.2011.07.004
- Fukuda, R., Yoshida, Y., Nakayama, Y., Okazaki, M., Inoue, S., Sano, H., . . . Van Meerbeek, B. (2003). Bonding efficacy of polyalkenoic acids to hydroxyapatite, enamel and dentin. *Biomaterials*, 24(11), 1861-1867.
- Gavic, L., Gorseta, K., Borzabadi-Farahani, A., Tadin, A., Glavina, D., van Duinen, R. N., & Lynch, E. (2016a). The effect of thermo-lightcuring on the micro-hardness of glass ionomer cements. *The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 36, 425-430.
- Gavic, L., Gorseta, K., Borzabadi-Farahani, A., Tadin, A., Glavina, D., van Duinen, R. N., & Lynch, E. (2016b). Influence of Thermo-Light Curing with Dental Light-Curing Units on the Microhardness of Glass-Ionomer Cements. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 36(3), 425-430. doi: 10.11607/prd.2405
- Gavic, L., Gorseta, K., Glavina, D., Czarnecka, B., & Nicholson, J. W. (2015). Heat transfer properties and thermal cure of glass-ionomer dental cements. *J Mater Sci Mater Med*, 26(10), 249. doi: 10.1007/s10856-015-5578-0
- Geirsson, J., Thompson, J. Y., & Bayne, S. C. (2004). Porosity evaluation and pore size distribution of a novel directly placed ceramic restorative material. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 20(10), 987-995. doi: 10.1016/j.dental.2004.07.003
- Glasspoole, E. A., Erickson, R. L., & Davidson, C. L. (2002). Effect of surface treatments on the bond strength of glass ionomers to enamel. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 18(6), 454-462.

- Glavina, D., Gorseta, K., Negovetic Vranic, D., & Skrinjaric, I. (2009). Enamel shear-bond strength of glass carbomer after heating with three polymerization unit. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 19, 41.
- Gonzalez Ede, H., Yap, A. U., & Hsu, S. C. (2004). Demineralization inhibition of direct tooth-colored restorative materials. *Operative dentistry*, 29(5), 578-585.
- Gordan, V. V., Mondragon, E., Watson, R. E., Garvan, C., & Mjor, I. A. (2007). A clinical evaluation of a self-etching primer and a giomer restorative material: results at eight years. *Journal of the American Dental Association*, 138(5), 621-627.
- Gorseta, K., Borzabadi-Farahani, A., Moshaverinia, A., Glavina, D., & Lynch, E. (2016a). Effect of different thermo-light polymerization on flexural strength of two glass ionomer cements and a glass carbomer cement. *J Prosthet Dent*. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.09.019
- Gorseta, K., Glavina, D., Negovetic Vranic, D., & Skrinjaric, I. (2010). Microhardness of the new developed glasscarbomer cement.
- Gorseta, K., Glavina, D., & Skrinjaric, I. (2009 Sep 10–12). *Microleakage of newly developed nano ionomer and glass ionomer cement restoration*. .
- Gorseta, K., Glavina, D., & Skrinjaric, I. (2012). Influence of ultrasonic excitation and heat application on the microleakage of glass ionomer cements. *Australian dental journal*, 57(4), 453-457. doi: 10.1111/j.1834-7819.2012.01724.x
- Gorseta, K., Negovetic Vranic, D., Glavina, D., & Skrinjaric, I. (2009). Effects of polymerisation unit on the flexural strength of glass carbomer. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 19.
- Gorseta, K., Skrinjaric, T., & Glavina, D. (2012). The effect of heating and ultrasound on the shear bond strength of glass ionomer cement. *Coll Antropol*, 36(4), 1307-1312.

- Gu, Y. W., & Fu, Y. Q. (2004). Heat treatment and thermally induced crystallization of glass ionomer cement. *Thermochimica Acta*, *423*, 107-112.
- Gu, Y. W., Yap, A. U., Cheang, P., & Kumar, R. (2004). Spheroidization of glass powders for glass ionomer cements. *Biomaterials*, *25*(18), 4029-4035. doi: 10.1016/j.biomaterials.2003.10.096
- Gu, Y. W., Yap, A. U. J., Cheang, P., & Khor, K. A. (2005). Zirconia–glass ionomer cement—A potential substitute for miracle mix. *Scr. Mater.*, *52*, 113–116.
- Guida, A., Hill, R. G., Towler, M. R., & Eramo, S. (2002). Fluoride release from model glass ionomer cements. *J Mater Sci Mater Med*, *13*(7), 645-649.
- Gurgan, S., Kutuk, Z. B., Ergin, E., Oztas, S. S., & Cakir, F. Y. (2015). Four-year randomized clinical trial to evaluate the clinical performance of a glass ionomer restorative system. *Operative dentistry*, *40*(2), 134-143. doi: 10.2341/13-239-C
- Hattab, F. N., & Amin, W. M. (2001). Fluoride release from glass ionomer restorative materials and the effects of surface coating. *Biomaterials*, *22*(12), 1449-1458.
- Hatton, P. V., & Brook, I. M. (1992). Characterisation of the ultrastructure of glass-ionomer (poly-alkenoate) cement. *Br Dent J*, *173*(8), 275-277.
- Heintze, S. D., & Rousson, V. (2012). Clinical effectiveness of direct class II restorations - a meta-analysis. *J Adhes Dent*, *14*(5), 407-431. doi: 10.3290/j.jad.a28390
- Hickel, R., Kaaden, C., Paschos, E., Buerkle, V., Garcia-Godoy, F., & Manhart, J. (2005). Longevity of occlusally-stressed restorations in posterior primary teeth. *Am J Dent*, *18*(3), 198-211.
- Hotta, M., Hirukawa, H., & Yamamoto, K. (1992). Effect of coating materials on restorative glass-ionomer cement surface. *Operative dentistry*, *17*(2), 57-61.
- Hse, K. M., Leung, S. K., & Wei, S. H. (1999). Resin-ionomer restorative materials for children: a review. *Australian dental journal*, *44*(1), 1-11.

- Hse, K. M., & Wei, S. H. (1997). Clinical evaluation of compomer in primary teeth: 1-year results. *Journal of the American Dental Association*, *128*(8), 1088-1096.
- Iijima, M., Muguruma, T., Brantley, W. A., Yuasa, T., Uechi, J., & Mizoguchi, I. (2010). Effect of mechanical properties of fillers on the grindability of composite resin adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, *138*(4), 420-426. doi: 10.1016/j.ajodo.2008.08.039
- Ikemura, K., Tay, F. R., Endo, T., & Pashley, D. H. (2008). A review of chemical-approach and ultramorphological studies on the development of fluoride-releasing dental adhesives comprising new pre-reacted glass ionomer (PRG) fillers. *Dent Mater J*, *27*(3), 315-339.
- Inoue, T., Saitoh, M., & Nishiyama, M. (1993). Thermal properties of glass ionomer cement. *J Nihon Univ Sch Dent*, *35*(4), 252-257.
- Instructions, G.E. from [http://www.gcamerica.com/products/operator/EQUIA\\_Forte/EQUIA\\_Forte\\_IFU.pdf](http://www.gcamerica.com/products/operator/EQUIA_Forte/EQUIA_Forte_IFU.pdf)
- Jackson, R. D., & Morgan, M. (2000). The new posterior resins and a simplified placement technique. *Journal of the American Dental Association*, *131*(3), 375-383.
- Jevnikar, P., Sersa, I., Sepe, A., Jarh, O., & Funduk, N. (2000). Effect of surface coating on water migration into resin-modified glass ionomer cements: a magnetic resonance micro-imaging study. *Magn Reson Med*, *44*(5), 686-691.
- Jones, C. S., Billington, R. W., & Pearson, G. J. (2007). The effects of lubrication on the temperature rise and surface finish of amalgam and composite resin. *Journal of dentistry*, *35*(1), 36-42. doi: 10.1016/j.jdent.2006.04.006
- Kanik, O., Turkun, L. S., & Dasch, W. (2017). In vitro abrasion of resin-coated highly viscous glass ionomer cements: a confocal laser scanning microscopy study. *Clin Oral Investig*, *21*(3), 821-829. doi: 10.1007/s00784-016-1820-5
- Kao, E. C., Culbertson, B. M., & Xie, D. (1996). Preparation of glass ionomer cement using N-acryloyl-substituted amino acid monomers--evaluation of physical properties. *Dental*

- materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 12(1), 44-51. doi: 10.1016/S0109-5641(96)80063-7
- Karaoglanoglu, S., Akgul, N., Ozdabak, H. N., & Akgul, H. M. (2009). Effectiveness of surface protection for glass-ionomer, resin-modified glass-ionomer and polyacid-modified composite resins. *Dent Mater J*, 28(1), 96-101.
- Kawahara, H., Imanishi, Y., & Oshima, H. (1979). Biological evaluation on glass ionomer cement. *J Dent Res*, 58(3), 1080-1086. doi: 10.1177/00220345790580030901
- Kent, B. E., Lewis, B. G., & Wilson, A. D. (1973). The properties of a glass ionomer cement. *Br Dent J*, 135(7), 322-326.
- Kerby, R. E., & Bleiholder, R. F. (1991). Physical properties of stainless-steel and silver-reinforced glass-ionomer cements. *J Dent Res*, 70(10), 1358-1361. doi: 10.1177/00220345910700100801
- Khalil, S. K., & Atkins, E. D. (1998). Investigation of glass-ionomer cements using differential scanning calorimetry. *J Mater Sci Mater Med*, 9(9), 529-533.
- Khouw-Liu, V. H., Anstice, H. M., & Pearson, G. J. (1999). An in vitro investigation of a poly(vinyl phosphonic acid) based cement with four conventional glass-ionomer cements. Part 1: Flexural strength and fluoride release. *Journal of dentistry*, 27(5), 351-357.
- Kleverlaan, C. J., van Duinen, R. N., & Feilzer, A. J. (2004). Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 20(1), 45-50.
- Klinke, T., Daboul, A., Turek, A., Frankenberger, R., Hickel, R., & Biffar, R. (2016). Clinical performance during 48 months of two current glass ionomer restorative systems with coatings: a randomized clinical trial in the field. *Trials*, 17(1), 239. doi: 10.1186/s13063-016-1339-8



- Koenraads, H., Van der Kroon, G., & Frencken, J. E. (2009). Compressive strength of two newly developed glass-ionomer materials for use with the Atraumatic Restorative Treatment (ART) approach in class II cavities. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 25(4), 551-556. doi: 10.1016/j.dental.2008.12.008
- Koray, F., & Yücel, T. (2002). Restoratif materyaller ve klinik uygulamaları kompozitin ön dişlerde kullanımı. *Türk Diş Hek Bir Derg*, 71, 16-23.
- Kotsanos, N., Topitsoglou, V., Tatsi, C., & Thanouri, E. (2007). The early fluoride release pattern of an aged glass ionomer treated with fluoride. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 15(3), 135-141.
- Kramer, N., & Frankenberger, R. (2007). Compomers in restorative therapy of children: a literature review. *Int J Paediatr Dent*, 17(1), 2-9. doi: 10.1111/j.1365-263X.2006.00803.x
- Kramer, N., Lohbauer, U., & Frankenberger, R. (2007). Restorative materials in the primary dentition of poli-caries patients. *Eur Arch Paediatr Dent*, 8(1), 29-35.
- Kuter, B., Eden, E., & Yildiz, H. (2013). The effect of heat on the mechanical properties of glass ionomer cements. *Eur J Paediatr Dent*, 14(2), 90-94.
- Lacefield, W. R., Reindl, M. C., & Retief, D. H. (1985). Tensile bond strength of a glass-ionomer cement. *J Prosthet Dent*, 53(2), 194-198.
- Leinfelder, K. F., & Lemons, J. E. (1988). *Clinical Restorative Materials and Techniques*. Philadelphia: Lea&Febiger.
- Loesche, W. J. (1986). Role of Streptococcus mutans in human dental decay. *Microbiol Rev*, 50(4), 353-380.
- Lohbauer, U. (2010). Dental glass ionomer cement as permanent filling material? Properties, limitations and future trends. *Materials*, 3, 76-96.

- Lohbauer, U., Kramer, N., Siedschlag, G., Schubert, E. W., Lauerer, B., Muller, F. A., Ebert, J. (2011). Strength and wear resistance of a dental glass-ionomer cement with a novel nanofilled resin coating. *Am J Dent*, 24(2), 124-128.
- Lohbauer, U., Walker, J., Nikolaenko, S., Werner, J., Clare, A., Petschelt, A., & Greil, P. (2003). Reactive fibre reinforced glass ionomer cements. *Biomaterials*, 24(17), 2901-2907.
- Lorscheider, F. L., Vimy, M. J., & Summers, A. O. (1995). Mercury exposure from "silver" tooth fillings: emerging evidence questions a traditional dental paradigm. *FASEB J*, 9(7), 504-508.
- Lucey, S., Lynch, C. D., Ray, N. J., Burke, F. M., & Hannigan, A. (2010). Effect of pre-heating on the viscosity and microhardness of a resin composite. *J Oral Rehabil*, 37(4), 278-282. doi: 10.1111/j.1365-2842.2009.02045.x
- Luo, J., Billington, R. W., & Pearson, G. J. (2009). Kinetics of fluoride release from glass components of glass ionomers. *Journal of dentistry*, 37(7), 495-501. doi: 10.1016/j.jdent.2009.02.007
- Magni, E., Ferrari, M., Hickel, R., & Ilie, N. (2010). Evaluation of the mechanical properties of dental adhesives and glass-ionomer cements. *Clin Oral Investig*, 14(1), 79-87. doi: 10.1007/s00784-009-0259-3
- Mahoney, E., Kilpatrick, N., & Johnston, T. (2008). *Restorative paediatric dentistry*. In: Cameron AC, Widmer RP (eds) *Handbook of pediatric dentistry*, 3rd edn. : Maryland Heights.
- Mak, Y. F., Lai, S. C., Cheung, G. S., Chan, A. W., Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2002). Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 18(8), 609-621.

- Manhart, J., Chen, H., Hamm, G., & Hickel, R. (2004). Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Operative dentistry*, 29(5), 481-508.
- Matis, B. A., Cochran, M. J., Carlson, T. J., Guba, C., & Eckert, G. J. (2004). A three-year clinical evaluation of two dentin bonding agents. *Journal of the American Dental Association*, 135(4), 451-457.
- Matsuya, S., Maeda, T., & Ohta, M. (1996). IR and NMR analyses of hardening and maturation of glass-ionomer cement. *J Dent Res*, 75(12), 1920-1927. doi: 10.1177/00220345960750120201
- McLean, J. W. (1985). *Glass-cermet cements*. (5 ed.): Quintessence Int
- McLean, J. W., Nicholson, J. W., & Wilson, A. D. (1994). Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence international*, 25(9), 587-589.
- McLean, J. W., & Wilson, A. D. (1977a). The clinical development of the glass-ionomer cement. II. Some clinical applications. *Australian dental journal*, 22(2), 120-127.
- McLean, J. W., & Wilson, A. D. (1977b). The clinical development of the glass-ionomer cements. i. Formulations and properties. *Australian dental journal*, 22(1), 31-36.
- McLean, J. W., Wilson, A. D., & Prosser, H. J. (1984). Development and use of water-hardening glass-ionomer luting cements. *J Prosthet Dent*, 52(2), 175-181.
- Menne-Happ, U., & Ilie, N. (2013). Effect of gloss and heat on the mechanical behaviour of a glass carbomer cement. *Journal of dentistry*, 41(3), 223-230. doi: 10.1016/j.jdent.2012.11.005
- Menne-Happ, U., & Ilie, N. (2014). Effect of heat application on the mechanical behaviour of glass ionomer cements. *Clin Oral Investig*, 18(2), 643-650. doi: 10.1007/s00784-013-1005-4

- Mickenautsch, S., & Yengopal, V. (2015). Do laboratory results concerning highviscosity glass-ionomer versus amalgam for tooth restorations indicate similar effect direction and magnitude than that of controlled clinical study?- A metaepidemiological study. *PloS one*, *10*(7).
- Mitra, S. B. (1991). Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. *J Dent Res*, *70*(1), 72-74. doi: 10.1177/00220345910700011201
- Mjor, I. A. (1997). The reasons for replacement and the age of failed restorations in general dental practice. *Acta odontologica Scandinavica*, *55*(1), 58-63.
- Mjor, I. A., & Ferrari, M. (2002). Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 6: Reactions to restorative materials, tooth-restoration interfaces, and adhesive techniques. *Quintessence international*, *33*(1), 35-63.
- Mohamed-Tahir, M. A., Tan, H. Y., Woo, A. A., & Yap, A. U. (2005). Effects of pH on the microhardness of resin-based restorative materials. *Operative dentistry*, *30*(5), 661-666.
- Molina, G. F., Cabral, R. J., Mazzola, I., Lascano, L. B., & Frencken, J. E. (2013a). Biaxial flexure strength of high-viscosity glass ionomer cements heat-cured with an LED lamp during setting. . *Biomed Research International*.
- Molina, G. F., Cabral, R. J., Mazzola, I., Lascano, L. B., & Frencken, J. E. (2013b). Mechanical performance of encapsulated restorative glass-ionomer cements for use with Atraumatic Restorative Treatment (ART). *J Appl Oral Sci*, *21*(3), 243-249. doi: 10.1590/1679-775720130129
- Momoi, Y., & McCabe, J. F. (1993). Fluoride release from light-activated glass ionomer restorative cements. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *9*(3), 151-154.
- Moreno, E. C., Kresak, M., & Zahradnik, R. T. (1977). Physicochemical aspects of fluoride-apatite systems relevant to the study of dental caries. *Caries Res*, *11 Suppl 1*, 142-171.

- Moshaverinia, A., Ansari, S., Moshaverinia, M., Roohpour, N., Darr, J. A., & Rehman, I. (2008). Effects of incorporation of hydroxyapatite and fluoroapatite nanobioceramics into conventional glass ionomer cements (GIC). *Acta Biomater*, 4(2), 432-440. doi: 10.1016/j.actbio.2007.07.011
- Moshaverinia, A., Ansari, S., Movasaghi, Z., Billington, R. W., Darr, J. A., & Rehman, I. U. (2008). Modification of conventional glass-ionomer cements with N-vinylpyrrolidone containing polyacids, nano-hydroxy and fluoroapatite to improve mechanical properties. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 24(10), 1381-1390. doi: 10.1016/j.dental.2008.03.008
- Moshaverinia, A., Brantley, W. A., Chee, W. W., Rohpour, N., Ansari, S., Zheng, F., . . . Rehman, I. U. (2010). Measure of microhardness, fracture toughness and flexural strength of N-vinylcaprolactam (NVC)-containing glass-ionomer dental cements. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 26(12), 1137-1143. doi: 10.1016/j.dental.2010.08.002
- Moshaverinia, A., Chee, W. W., Brantley, W. A., & Schricker, S. R. (2011). Surface properties and bond strength measurements of N-vinylcaprolactam (NVC)-containing glass-ionomer cements. *J Prosthet Dent*, 105(3), 185-193. doi: 10.1016/S0022-3913(11)60027-9
- Moshaverinia, A., Roohpour, N., Chee, W. W. L., & Schricker, S. R. (2011). A review of powder modifications in conventional glass-ionomer dental cements. *J. Mater. Chem.*, 21, 1319–1328.
- Moshaverinia, M., Borzabadi-Farahani, A., Sameni, A., Moshaverinia, A., & Ansari, S. (2016). Effects of incorporation of nano-fluorapatite particles on microhardness, fluoride releasing properties, and biocompatibility of a conventional glass ionomer cement (GIC). *Dent Mater J*, 35(5), 817-821. doi: 10.4012/dmj.2015-437

- Mount, G. J. (1990). *An atlas of glass-ionomer cements. A Clinicians's Guide.* .
- Mount, G. J. (2002). *An atlas of glass-ionomer cements. A clinician's guide.* (Third edition ed.).  
United Kingdom: Martin Dunitz Ltd.
- Musanje, L., Shu, M., & Darvell, B. W. (2001). Water sorption and mechanical behaviour of cosmetic direct restorative materials in artificial saliva. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 17(5), 394-401.
- Najeeb, S., Khurshid, Z., Zafar, M. S., Khan, A. S., Zohaib, S., Marti, J. M., . . . Rehman, I. U. (2016). Modifications in Glass Ionomer Cements: Nano-Sized Fillers and Bioactive Nanoceramics. *Int J Mol Sci*, 17(7). doi: 10.3390/ijms17071134
- Nasu, T. (1986). Polyacrylic acid-metal adhesive bond joint characterization by x-ray photoelectron spectroscopy. *J Biomed Mater Res*, 20(3), 347-362. doi: 10.1002/jbm.820200307
- Newbrun, E. (1989). *Cariology*. U.S.A. : Quintessence Publishing Co, Inc,.
- Ngo, H., Mount, G. J., & Peters, M. C. (1997). A study of glass-ionomer cement and its interface with enamel and dentin using a low-temperature, high-resolution scanning electron microscopic technique. *Quintessence international*, 28(1), 63-69.
- Nicholson, J. M., & Croll, T. P. (1997). *Glass-ionomer cements in restorative dentistry.* (Vol. 28): Quintessence Int
- Nicholson, J. W. (1998). Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomaterials*, 19(6), 485-494.
- Nicholson, J. W. (2007). Polyacid-modified composite resins ("compomers") and their use in clinical dentistry. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 23(5), 615-622. doi: 10.1016/j.dental.2006.05.002

- Nicholson, J. W., Brookman, P. J., Lacy, O. M., & Wilson, A. D. (1988). Fourier transform infrared spectroscopic study of the role of tartaric acid in glass-ionomer dental cements. *J Dent Res*, 67(12), 1451-1454. doi: 10.1177/00220345880670120201
- Nicholson, J. W., & Czarnecka, B. (2008). The biocompatibility of resin-modified glass-ionomer cements for dentistry. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 24(12), 1702-1708. doi: 10.1016/j.dental.2008.04.005
- O'Brien, T., Shoja-Assadi, F., Lea, S. C., Burke, F. J., & Palin, W. M. (2010). Extrinsic energy sources affect hardness through depth during set of a glass-ionomer cement. *Journal of dentistry*, 38(6), 490-495. doi: 10.1016/j.jdent.2010.03.004
- O'Brien, W. J. (1997). *Physical properties. In: Dental Materials and Their Selection* (Vol. 2nd ). U.S.A.: Quintessence Published Co Inc, IL.
- O'Brien, W. J. (2002). *Dental Materials and Their Selection. 3rd Ed.* Illinois: Quintessence.
- Organization, W. H. (2012). Future use of material for dental restorations Retrieved Feb 12, 2015, from [http://www.who.int/oral\\_health/publications/dental\\_material\\_2011.pdf](http://www.who.int/oral_health/publications/dental_material_2011.pdf).
- Önal, B. (2001). *Restoratif Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi: E.Ü. Dişhekimliği yayınları.* Bornova, İzmir.
- Önal, B. (2004). *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları No: 20 Restoratif Dişhekimliğinde Maddeler ve Uygulamaları.* Bornova-İzmir.
- Paiva, L. F., Fidalgo, T. K., & Maia, L. C. (2014). Mineral content of ionomer cements and preventive effect of these cements against white spot lesions around restorations. *Braz Oral Res*, 28.
- Pameijer, C. H. (2012). Crown retention with three resin-modified glass ionomer luting agents. *Journal of the American Dental Association*, 143(11), 1218-1222.
- Pascon, F. M., Kantovitz, K. R., Caldo-Teixeira, A. S., Borges, A. F., Silva, T. N., Puppini-Rontani, R. M., & Garcia-Godoy, F. (2006). Clinical evaluation of composite and

- compomer restorations in primary teeth: 24-month results. *Journal of dentistry*, 34(6), 381-388. doi: 10.1016/j.jdent.2005.08.003
- Perez Mdel, M., Perez-Ocon, F., Lucena-Martin, C., & Pulgar, R. (2008). Stability and reproducibility of radiometric properties of light curing units (LCUs). Part II: LED LCUs. *Dent Mater J*, 27(2), 292-299.
- Perondi, P. R., Oliveira, P. H. C., Cassoni, A., Reis, A. F., & Rodrigues, J. A. (2014). Ultimate tensile strength and microhardness of glass ionomer materials. *Braz. Dent. Sci.*, 17, 16–22.
- Petersen, P. E. (2003). The World Oral Health Report 2003: continuous improvement of oral health in the 21st century--the approach of the WHO Global Oral Health Programme. *Community Dent Oral Epidemiol*, 31 Suppl 1, 3-23.
- Peumans, M., Van Meerbeek, B., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (2003). Two-year clinical effectiveness of a resin-modified glass-ionomer adhesive. *Am J Dent*, 16(6), 363-368.
- Peutzfeldt, A., Garcia-Godoy, F., & Asmussen, E. (1997). Surface hardness and wear of glass ionomers and compomers. *Am J Dent*, 10(1), 15-17.
- Phillips, R. W., Avery, D. R., Mehra, R., Swartz, M. L., & McCune, R. J. (1971). One-year observations on a composite resin for Class II restorations. *J Prosthet Dent*, 26(1), 68-77.
- Powis, D. R., Folleras, T., Merson, S. A., & Wilson, A. D. (1982). Improved adhesion of a glass ionomer cement to dentin and enamel. *J Dent Res*, 61(12), 1416-1422. doi: 10.1177/00220345820610120801
- Price, R. B., Felix, C. A., & Andreou, P. (2005). Evaluation of a dual peak third generation LED curing light. *Compend Contin Educ Dent*, 26(5), 331-332, 334, 336-338 passim; quiz 348.



- Rafeek, R. N. (2008). The effects of heat treatment on selected properties of a conventional and a resin-modified glass ionomer cement. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 19, 1913-1920. doi: 10.1007/s10856-007-3270-8
- Rajabzadeh, G., Salehi, S., Nemati, A., Tavakoli, R., & Solati Hashjin, M. (2014). Enhancing glass ionomer cement features by using the HA/YSZ nanocomposite: a feed forward neural network modelling. *J Mech Behav Biomed Mater*, 29, 317-327. doi: 10.1016/j.jmbbm.2013.07.025
- Ramoglu, S. I., Karamemetoglu, H., Sari, T., & Usumez, S. (2015). Temperature rise caused in the pulp chamber under simulated intrapulpal microcirculation with different light-curing modes. *The Angle orthodontist*, 85(3), 381-385. doi: 10.2319/030814-164.1
- Reichl, F. X., Esters, M., Simon, S., Seiss, M., Kehe, K., Kleinsasser, N., . . . Hickel, R. (2006). Cell death effects of resin-based dental material compounds and mercurials in human gingival fibroblasts. *Arch Toxicol*, 80(6), 370-377. doi: 10.1007/s00204-005-0044-2
- Reis, A., Loguercio, A. D., Carvalho, R. M., & Grande, R. H. (2004). Durability of resin dentin interfaces: effects of surface moisture and adhesive solvent component. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 20(7), 669-676. doi: 10.1016/j.dental.2003.11.006
- Ribeiro, A. P., Serra, M. C., Paulillo, L. A., & Rodrigues Junior, A. L. (1999). Effectiveness of surface protection for resin-modified glass-ionomer materials. *Quintessence international*, 30(6), 427-431.
- Richards, M. P. (2002). A brief review of the archaeological evidence for Palaeolithic and Neolithic subsistence. *Eur J Clin Nutr*, 56(12), 16 p following 1262. doi: 10.1038/sj.ejcn.1601646
- Roberson, T. M., Heymann, H. O., & Swift, E. J. (2011). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry* (t. edition Ed.): Mosby Elsevier, Missouri,.

- Roberson, T. M., Heymann, H. O., & Swift, E. J. (2011). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. (5th edition ed.). Missouri: Mosby Elsevier.
- Rueggeberg, F. A., Blalock, J. S., & Callan, R. S. (2005). LED curing lights--what's new? *Compend Contin Educ Dent*, 26(8), 586, 588, 590-581.
- Runnacles, P., Arrais, C. A., Pochapski, M. T., dos Santos, F. A., Coelho, U., Gomes, J. C., . . . Rueggeberg, F. A. (2015). Direct measurement of time-dependent anesthetized in vivo human pulp temperature. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 31(1), 53-59. doi: 10.1016/j.dental.2014.11.013
- Saito, S., Tosaki, S., & Hirota, K. (1999). *Advances in Glass-Ionomer Cements*. Berlin: Quintessence Publishing Co, Inc.,
- Saito, S., Tosaki, S., & Hirota, K. (1999). *Characteristics of Glass-Ionomer Cements*. (1th Edition ed.). Berlin: Quintessence Publishing Co, Inc.,
- Sakaguchi, R. L., & Mitra, S. B. (2012). *Restorative Materials-Composites and Polymers*. (13th ed ed.). London: Elsevier Saunders.
- Sauro, S., & Pashley, D. (2016). Stabilize to stabilize dentine-bonded interfaces through remineralizing operative procedures. *Int. J. Adhes.*
- Schwengberg, S., Bohlen, H., Kleinsasser, N., Kehe, K., Seiss, M., Walther, U. I., . . . Reichl, F. X. (2005). In vitro embryotoxicity assessment with dental restorative materials. *Journal of dentistry*, 33(1), 49-55. doi: 10.1016/j.jdent.2004.08.001
- Serra, M. C., Navarro, M. F., Freitas, S. F., Carvalho, R. M., Cury, J. A., & Retief, D. H. (1994). Glass ionomer cement surface protection. *Am J Dent*, 7(4), 203-206.
- Shintome, L. K., Nagayassu, M. P., Di Nicolo, R., & Myaki, S. I. (2009). Microhardness of glass ionomer cements indicated for the ART technique according to surface protection treatment and storage time. *Braz Oral Res*, 23(4), 439-445.

- Sidhu, S. K. (2010). Clinical evaluations of resin-modified glass-ionomer restorations. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 26(1), 7-12. doi: 10.1016/j.dental.2009.08.015
- Sidhu, S. K., & Watson, T. F. (1998). Interfacial characteristics of resin-modified glass-ionomer materials: a study on fluid permeability using confocal fluorescence microscopy. *J Dent Res*, 77(9), 1749-1759. doi: 10.1177/00220345980770091101
- Silk, H. (2014). Diseases of the mouth. *Prim Care*, 41(1), 75-90. doi: 10.1016/j.pop.2013.10.011
- Silva, K. G., Pedrini, D., Delbem, A. C., & Cannon, M. (2007). Microhardness and fluoride release of restorative materials in different storage media. *Braz Dent J*, 18(4), 309-313.
- Smith, D. C. (1998). Development of glass-ionomer cement systems. *Biomaterials*, 19(6), 467-478.
- Stanley, H. R. (1990). Pulpal responses to ionomer cements--biological characteristics. *Journal of the American Dental Association*, 120(1), 25-29.
- Suddick, R. P., & Harris, N. O. (1990). Historical perspectives of oral biology: a series. *Crit Rev Oral Biol Med*, 1(2), 135-151.
- Sunico, M. C., Shinkai, K., & Katoh, Y. (2005). Two-year clinical performance of occlusal and cervical giomer restorations. *Operative dentistry*, 30(3), 282-289.
- Suzuki, Y., Tosaki, S., & Hirota, K. (1995). Physical properties of glass ionomer for restorative filling. *Journal of Dental Research*, 74, 561
- Swartz, M. L., Phillips, R. W., & Clark, H. E. (1984). Long-term F release from glass ionomer cements. *J Dent Res*, 63(2), 158-160. doi: 10.1177/00220345840630021301
- Swift, E. J., Jr. (1988). An update on glass ionomer cements. *Quintessence international*, 19(2), 125-130.

- Takahashi, K., Emilson, C. G., & Birkhed, D. (1993). Fluoride release in vitro from various glass ionomer cements and resin composites after exposure to NaF solutions. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 9(6), 350-354.
- Talal, A., Tanner, K. E., Billington, R., & Pearson, G. J. (2009). Effect of ultrasound on the setting characteristics of glass ionomer cements studied by Fourier transform infrared spectroscopy. *J Mater Sci Mater Med*, 20(1), 405-411. doi: 10.1007/s10856-008-3578-z
- Tam, L. E., Chan, G. P., & Yim, D. (1997). In vitro caries inhibition effects by conventional and resin-modified glass-ionomer restorations. *Operative dentistry*, 22(1), 4-14.
- Tanner, D. A., Rushe, N., & Towler, M. R. (2006). Ultrasonically set glass polyalkenoate cements for orthodontic applications. *J Mater Sci Mater Med*, 17(4), 313-318. doi: 10.1007/s10856-006-8229-7
- Tay, W. M., & Braden, M. (1988). Fluoride ion diffusion from polyalkenoate (glass-ionomer) cements. *Biomaterials*, 9(5), 454-456.
- Terry, D. A. (2004). Direct applications of a nanocomposite resin system: Part 1--The evolution of contemporary composite materials. *Pract Proced Aesthet Dent*, 16(6), 417-422.
- Thepyou, R., Chanmitkul, W., Thanatvarakorn, O., Hamba, H., Chob-Isara, W., Trairatvorakul, C., & Tagami, J. (2013). Casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate and glass ionomer show distinct effects in the remineralization of proximal artificial caries lesion in situ. *Dent Mater J*, 32(4), 648-653.
- Tjandrawinata, R., Irie, M., Yoshida, Y., & Suzuki, K. (2004). Effect of adding spherical silica filler on physico-mechanical properties of resin modified glass-ionomer cement. *Dent Mater J*, 23(2), 146-154.

- Tolidis, K., Dionysopoulos, D., Gerasimou, P., & Sfeikos, T. (2016). Effect of radiant heat and ultrasound on fluoride release and surface hardness of glass ionomer cements. *J Appl Biomater Funct Mater*, 14(4), e463-e469. doi: 10.5301/jabfm.5000292
- Towler, M. R., Bushby, A. J., Billington, R. W., & Hill, R. G. (2001). A preliminary comparison of the mechanical properties of chemically cured and ultrasonically cured glass ionomer cements, using nano-indentation techniques. *Biomaterials*, 22(11), 1401-1406.
- Towler, M. R., Crowley, C. M., & Hill, R. G. (2003). Investigation into the ultrasonic setting of glass ionomer cement: Part I Postulated Modalities. *Journal of Materials Science Letters* 22, 539-541.
- Tran, L. A., & Messer, L. B. (2003). Clinicians' choices of restorative materials for children. *Australian dental journal*, 48(4), 221-232.
- Turkun, L. S., & Celik, E. U. (2008). Noncarious class V lesions restored with a polyacid modified resin composite and a nanocomposite: a two-year clinical trial. *J Adhes Dent*, 10(5), 399-405.
- Twomey, E., Towler, M. R., Crowley, C. M., Doyle, J., & Hampshire, S. (2004). Investigation into the ultrasonic setting of glass ionomer cements. Part II: setting times and compressive strengths. *J Mater Sci.* , 39, 4631-4632.
- User Instructions for GCP Dental CarboLED CL-02 (2015).
- Uysal, T., Yagci, A., Uysal, B., & Akdogan, G. (2010). Are nano-composites and nano-ionomers suitable for orthodontic bracket bonding? *Eur J Orthod*, 32(1), 78-82. doi: 10.1093/ejo/cjp012
- Vahid-Dastjerdi, E., Borzabadi-Farahani, A., Pourmofidi-Neistanak, H., & Amini, N. (2012). An in-vitro assessment of weekly cumulative fluoride release from three glass ionomer cements used for orthodontic banding. *Prog Orthod*, 13(1), 49-56. doi: 10.1016/j.pio.2011.09.002

- Vaikuntam, J. (1997). Resin-modified glass ionomer cements (RM GICs) implications for use in pediatric dentistry. *ASDC J Dent Child*, 64(2), 131-134.
- Valera, V. C., Navarro, M. F., Taga, E. M., & Pascotto, R. C. (1997). Effect of nail varnishes and petroleum jelly combinations on glass ionomer dye uptake. *Am J Dent*, 10(5), 251-253.
- Valk, J. W., & Davidson, C. L. (1987). The relevance of controlled fluoride release with bonded orthodontic appliances. *Journal of dentistry*, 15(6), 257-260.
- van Dijken, J. W. (2000). Clinical evaluation of three adhesive systems in class V non-carious lesions. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 16(4), 285-291.
- Van Duinen, W., & Van Duinen, R. N. (2004). Self hardening glass carbomer composition. *US Patent 20060217455 A1*.
- Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., . . . Vanherle, G. (2003). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative dentistry*, 28(3), 215-235.
- Van Meerbeek, B., Yoshida, Y., Inoue, S., De Munck, J., van Landuyt, K., & Lambrechts, P. (2006). Glass-ionomer adhesion: The mechanisms at the interface. *J. Dent.*, 34, 615–617.
- Van Noort, R. (2008). *Introduction to Dental Materials*. (3th ed. ed.). London: Elsevier Saunders.
- Vandewalle, K. S., Roberts, H. W., Tiba, A., & Charlton, D. G. (2005). Thermal emission and curing efficiency of LED and halogen curing lights. *Operative dentistry*, 30(2), 257-264.
- Vos, T., Flaxman, A. D., Naghavi, M., Lozano, R., Michaud, C., Ezzati, M., . . . Memish, Z. A. (2012). Years lived with disability (YLDs) for 1160 sequelae of 289 diseases and

- injuries 1990-2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. *Lancet*, 380(9859), 2163-2196. doi: 10.1016/S0140-6736(12)61729-2
- Wahbi, M. A., Aalam, F. A., Fatiny, F. I., Radwan, S. A., Eshan, I. Y., & Al-Samadani, K. H. (2012). Characterization of heat emission of light-curing units. *Saudi Dent J*, 24(2), 91-98. doi: 10.1016/j.sdentj.2012.01.003
- Wang, G., Culbertson, B. M., Xie, D., & Seghi, R. R. (1999). Physical property evaluations of perfluorotriethylene glycol dimethacrylate as a potential reactive diluent in dental composite resins. *Journal of Macromolecular Science*, 36, 225-236.
- Watson, T. F. (1999). *Bonding Glass-Ionomer Cements to Tooth Structure* (1th edition ed.). Berlin: Quintessence Publishing Co, Inc.,
- Watson, T. F., Billington, R. W., & Williams, J. A. (1991). The interfacial region of the tooth/glass ionomer restoration: a confocal optical microscope study. *Am J Dent*, 4(6), 303-310.
- Watson, T. F., & Cook, R. J. (1995). The influence of bur blade concentricity on high-speed tooth-cutting interactions: a video-rate confocal microscopic study. *J Dent Res*, 74(11), 1749-1755. doi: 10.1177/00220345950740110601
- Watson, T. F., Pagliari, D., Sidhu, S. K., & Naasan, M. A. (1998). Confocal microscopic observation of structural changes in glass-ionomer cements and tooth interfaces. *Biomaterials*, 19(6), 581-588.
- Watts, D. C., & Smith, R. (1981). Thermal diffusivity in finite cylindrical specimens of dental cements. *J Dent Res*, 60(12), 1972-1976. doi: 10.1177/00220345810600120801
- Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., & Vanherle, G. (1993). Composite resins in the 21st century. *Quintessence international*, 24(9), 641-658.
- Wilson, A. D., Crisp, S., & Abel, G. (1977). Characterization of glass-ionomer cements. 4. Effect of molecular weight on physical properties. *Journal of dentistry*, 5(2), 117-120.

- Wilson, A. D., & Kent, B. E. (1971). The glass-ionomer cement, a new translucent cement for dentistry. *J. Appl. Chem. Biotechnol.*, 21, 313.
- Wilson, A. D., Kent, B. E., Clinton, D., & Miller, R. P. (1974). Alumino-silicate-polyacrylic acid and related cements. *Br Polym J*, 6, 165-179.
- Wilson, A. D., & McLean, J. W. (1988). *Glass-ionomer cement*. . Chicago: Quintessence Publishing. Co. Inc.
- Wilson, A. D., & McLean, J. W. (1998). *Glass ionomer cement*. Chicago: Quintessence.
- Wilson, A. D., & Nicholson, J. W. (1994). *Acid-base cements*. Cambridge:: The University Press.
- Wilson, A. D., & Nicholson, J. W. (2005). *Acid-Base Cements: Their Biomedical and Industrial Applications* (Vol. Volume 3). Cambridge, UK,: Cambridge University Press.
- Wilson, A. D., Prosser, H. J., & Powis, D. M. (1983). Mechanism of adhesion of polyelectrolyte cements to hydroxyapatite. *J Dent Res*, 62(5), 590-592. doi: 10.1177/00220345830620051801
- Wilson, N. H., Gordan, V. V., Brunton, P. A., Wilson, M. A., Crisp, R. J., & Mjor, I. A. (2006). Two-centre evaluation of a resin composite/ self-etching restorative system: three-year findings. *J Adhes Dent*, 8(1), 47-51.
- Woolford, M. J. (1994). Effect of radiant heat on the surface hardness of glass polyalkenoate (ionomer) cement. *Journal of dentistry*, 22(6), 360-363.
- Xie, D., Brantley, W. A., Culbertson, B. M., & Wang, G. (2000). Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 16(2), 129-138.
- Xie, D., Zhao, J., Yang, Y., Park, J., Chu, T. M., & Zhang, J. T. (2008). Preparation and evaluation of a high-strength biocompatible glass-ionomer cement for improved dental restoratives. *Biomed Mater*, 3(2), 025012. doi: 10.1088/1748-6041/3/2/025012



- Yan, Z., Sidhu, S. K., Carrick, T. E., & McCabe, J. F. (2007). Response to thermal stimuli of glass ionomer cements. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 23(5), 597-600. doi: 10.1016/j.dental.2006.05.001
- Yan, Z., Sidhu, S. K., & McCabe, J. F. (2007). The influence of microstructure on thermal response of glass ionomers. *J Mater Sci Mater Med*, 18(6), 1163-1166. doi: 10.1007/s10856-007-0153-y
- Yap, A. U., Cheang, P. H., & Chay, P. L. (2002). Mechanical properties of two restorative reinforced glass-ionomer cements. *J Oral Rehabil*, 29(7), 682-688.
- Yap, A. U., Khor, E., & Foo, S. H. (1999). Fluoride release and antibacterial properties of new-generation tooth-colored restoratives. *Operative dentistry*, 24(5), 297-305.
- Yap, A. U., & Mok, B. Y. (2002). Surface finish of a new hybrid aesthetic restorative material. *Operative dentistry*, 27(2), 161-166.
- Yap, A. U., Pek, Y. S., Kumar, R. A., Cheang, P., & Khor, K. A. (2002). Experimental studies on a new bioactive material: HA Ionomer cements. *Biomaterials*, 23(3), 955-962.
- Yap, A. U., Teoh, S. H., Hastings, G. W., & Lu, C. S. (1997). Comparative wear ranking of dental restorative materials utilizing different wear simulation modes. *J Oral Rehabil*, 24(8), 574-580.
- Yap, A. U., Tham, S. Y., Zhu, L. Y., & Lee, H. K. (2002). Short-term fluoride release from various aesthetic restorative materials. *Operative dentistry*, 27(3), 259-265.
- Yap, A. U., Wang, H. B., Siow, K. S., & Gan, L. M. (2000). Polymerization shrinkage of visible light cured composites. *Operative dentistry*, 25, 98-103.
- Yazici, A. R., Muftu, A., & Kugel, G. (2007). Temperature rise produced by different light-curing units through dentin. *J Contemp Dent Pract*, 8(7), 21-28.

- Yazici, A. R., Muftu, A., Kugel, G., & Perry, R. D. (2006). Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, in vitro. *Operative dentistry*, 31(2), 261-265. doi: 10.2341/05-26
- Yengopal, V., Mickenautsch, S., Bezerra, A. C., & Leal, S. C. (2009). Caries-preventive effect of glass ionomer and resin-based fissure sealants on permanent teeth: a meta analysis. *J Oral Sci*, 51(3), 373-382.
- Yesilyurt, C., Bulucu, B., Sezen, O., Bulut, G., & Celik, D. (2008). Bond strengths of two conventional glass-ionomer cements to irradiated and non-irradiated dentin. *Dent Mater J*, 27(5), 695-701.
- Yoshida, Y., Van Meerbeek, B., Nakayama, Y., Snauwaert, J., Hellemans, L., Lambrechts, P., . . . Wakasa, K. (2000). Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res*, 79(2), 709-714. doi: 10.1177/00220345000790020301
- Zach, L., & Cohen, G. (1965). Pulp Response to Externally Applied Heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 19, 515-530.
- Zafar, M. S., & Ahmed, N. (2014). Effects of wear on hardness and stiffness of restorative dental materials. *Life Science Journal*, 11, 11-18.
- Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., & Aksu, L. (1993). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. (Vol. 3). Ankara: Ank. Üni. Basımevi, .
- Zainuddin, N., Karpukhina, N., Law, R. V., & Hill, R. G. (2012). Characterisation of a remineralising Glass Carbomer(R) ionomer cement by MAS-NMR spectroscopy. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 28(10), 1051-1058. doi: 10.1016/j.dental.2012.06.011
- Zanata, R. L., Fagundes, T. C., Freitas, M. C., Lauris, J. R., & Navarro, M. F. (2011). Ten-year survival of ART restorations in permanent posterior teeth. *Clin Oral Investig*, 15(2), 265-271. doi: 10.1007/s00784-009-0378-x

Zimmerman, J. A., Feigal, R. J., Till, M. J., & Hodges, J. S. (2009). Parental attitudes on restorative materials as factors influencing current use in pediatric dentistry. *Pediatric dentistry*, 31(1), 63-70.

Zoergiebel, J., & Ilie, N. (2013). Evaluation of a conventional glass ionomer cement with new zinc formulation: effect of coating, aging and storage agents. *Clin Oral Investig*, 17(2), 619-626. doi: 10.1007/s00784-012-0733-1



## 8. ÖZGEÇMİŞ

31 Ocak 1986'da Ordu'da doğdum. İlkokul öğrenimime, Bitlis Merkez 100. Yıl İlköğretim okulunda başladım, Ankara 120. Yıl ilköğretim okulunda bitirdim. Daha sonra Batıkent Nermin Mehmet Çekiç Anadolu Lisesin'de ve Keçiören Kalaba Anadolu Lisesi'nde ortaokul ve lise eğitimimi tamamladım.

2005 yılında Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ni kazandım ve 2013 yılında mezun oldum.

2014 Temmuz ayında Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimime başladım. Halen aynı bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmaya devam etmekteyim.

Mail adresi: mehmetbuldur26@gmail.com

Telefon numarası: 0(555) 766 69 26