
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Gazi
1926

ÇİNKO İÇERİKLİ BİR CAM İYONOMER SİMANIN FİZİKSEL ÖZELLİKLERİNİN *IN VITRO* KOŞULLARDA DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. İlknur Azime BALDAĞ

DOKTORA TEZİ
PEDODONTİ ANABİLİM DALI

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MAYIS 2014

Dt. İlknur Azime BALDAĞ tarafından hazırlanan "ÇİNKO İÇERİKLİ BİR CAM İYONOMER SİMANIN FİZİKSEL ÖZELLİKLERİNİN *IN VITRO* KOŞULLARDA DEĞERLENDİRİLMESİ" adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Doç. Dr. Çağdaş ÇINAR
Pedodonti Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum ……

Başkan : Prof. Dr. Neşe AKAL
Pedodonti Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum ……

Üye : Prof. Dr. Ayşegül ÖLMEZ
Pedodonti Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum ……

Üye : Prof. Dr. Nurhan ÖZALP
Pedodonti Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum ……

Üye : Prof. Dr. Levent ÖZER
Pedodonti Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum ……

Tez Savunma Tarihi: 23/05/2014

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Doktora Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

.....

Prof. Dr. Mustafa KEREM

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmasında;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmasında yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

İlknur Azime BALDAĞ

23/05/2014

ÇİNKO İÇERİKLİ BİR CAM İYONOMER SİMANIN FİZİKSEL ÖZELLİKLERİNİN IN VITRO KOŞULLARDA DEĞERLENDİRİLMESİ

(Doktora Tezi)

Dt. İlknur Azime BALDAĞ

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Mayıs 2014

ÖZET

Çalışmada; yeni geliştirilen, çinko içerikli, kapsül formunda, geleneksel bir cam iyonomer siman olan ChemFil Rock (Dentsply De-Trey, Konstanz, Almanya) ile kapsül formunda, geleneksel bir cam iyonomer siman olan GC Fuji IX GP Normal (GC Corporation, Tokyo, Japonya)'in su emilimi, çözünürlük, mikrosertlik, yüzey pürüzlülüğü, çinko salım, fluorid salım ve geri alım özellikleri ve nanodolduruculu ışıkla sertleşen bir yüzey koruyucu olan Equia-Coat (GC Corporation, Tokyo, Japonya)'un bu özellikler üzerine etkisinin in vitro koşullarda değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla; GC Fuji IX GP Normal, GC Fuji IX GP Normal+Equia-Coat, ChemFil Rock, ChemFil Rock+Equia-Coat olmak üzere 4 grup oluşturulmuştur. Su emilimi ve çözünürlük testi için materyaller 15mm çapında 1mm derinliğinde metal kalıplara yerleştirilmiş (n=17) ve distile su içerisindeki ağırlık değişimleri 24.-, 48.-, 72.- ve 168.- saatlerde kaydedilmiştir. Mikrosertlik testi için materyaller 4mm çapında 2mm derinliğinde polieter kalıplara yerleştirilmiş (n=8) ve *Vickers* Sertlik Test Cihazı ile 24.- ve 168.- saatlerde ölçümler yapılmıştır. Yüzey pürüzlülüğü testi için materyaller 3x3x2 boyutlarında metal kalıplara yerleştirilmiş (n=24) ve profilometre ile 24.- ve 168.- saatlerde ölçümler yapılmıştır. Çinko salım testi için materyaller 10mm çapında 2mm derinliğinde metal kalıplara yerleştirilmiş (n=10) ve atomik absorbsiyon spektrofotometre cihazı ile 10.- dakikada, 3.-, 24.-, 48.-, 72.- ve 168.- saatlerde ölçümler yapılmıştır. Fluorid salım ve geri alım testi için ise materyaller 9mm çapında 3mm derinliğinde metal kalıplara yerleştirilmiş (n=10) ve iyon seçici elektrod yöntemi ile 1.-, 2.-, 7.-, 14.-, 21.-, 28.-, 42.- ve 49.- günlerde ölçümler yapılmıştır. Veriler, Kruskal Wallis H ve Wilcoxon Sign testleri kullanılarak değerlendirilmiştir. Su emilimi ve çözünürlük testi sonucunda ChemFil Rock, GC Fuji IX GP Normal'e göre daha yüksek su emilimi ve çözünürlük değeri göstermiştir ($p<0,05$). Equia-Coat uygulaması, ChemFil Rock'ın hem su emilimini hem de çözünürlüğünü azaltırken ($p<0,05$), GC Fuji IX GP Normal'in sadece çözünürlüğünü azaltmıştır ($p<0,05$). Mikrosertlik testi sonucunda, ChemFil Rock ile GC Fuji IX GP Normal arasında farklılık bulunmazken ($p>0,05$), Equia-Coat uygulaması hem ChemFil Rock'ın hem de GC Fuji IX GP Normal'in mikrosertlik değerlerini arttırmamıştır. Yüzey pürüzlülüğü testi sonucunda, sadece 168.- saatte ChemFil Rock'ın yüzey pürüzlülüğü, GC Fuji IX GP Normal'in yüzey pürüzlülüğünden daha düşük bulunmuştur ($p<0,05$). Equia-Coat uygulaması hem ChemFil Rock'ın hem de GC Fuji IX GP Normal'in yüzey pürüzlülüğünü azaltmıştır ($p<0,05$). Çinko salımı testi sonucunda, ChemFil Rock, GC Fuji IX GP Normal'e göre daha fazla çinko salımı yapmıştır ($p<0,05$). Equia-Coat uygulaması ChemFil Rock'ın çinko salımını azaltırken ($p<0,05$), GC Fuji IX GP Normal'in çinko salımına etkisi gözlenmemiştir. Fluorid salım ve geri alım testi sonucunda ise, ChemFil Rock'ın, GC Fuji IX GP Normal'e göre daha az fluorid salım ve geri alımı yaptığı gözlenmiştir. Equia-Coat uygulaması hem ChemFil Rock'ın hem de GC Fuji IX GP Normal'in fluorid salım ve geri alımını azaltmıştır ($p<0,05$). Sonuç olarak, ChemFil Rock'ın sadece çinko salım miktarının GC Fuji IX GP Normal'den yüksek olduğu ve yüzey koruyucu uygulamasının ise üretici firmanın önerilerinin aksine ChemFil Rock'ın su emilimini ve yüzey pürüzlülüğünü azalttığı tespit edildi. ChemFil Rock'ın klinik etkinliğini değerlendirmek için daha pek çok çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Bilim Kodu : 1047
Anahtar Kelimeler : Çinko, cam iyonomer siman, yüzey koruyucu, fiziksel özellikler
Sayfa Adedi : 98
Danışman : Doç. Dr. Çağdaş ÇINAR

EVALUATION OF PHYSICAL PROPERTIES OF ZINC CONTAINING GLASS IONOMER CEMENT IN VITRO

(Ph. D. Thesis)

Dt. İlknur Azime BALDAĞ

GAZİ UNIVERSITY
GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES

May 2014

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the water absorption, solubility, microhardness, surface roughness, zinc release, fluoride release and uptake of newly developed zinc containing encapsulated conventional glass ionomer cement ChemFil Rock (Dentsply De-Trey, Konstanz, Germany) and encapsulated conventional glass ionomer cement GC Fuji IX GP Normal (GC Corporation, Tokyo, Japan) and effects of nanofilled light-cured coating material Equia-Coat (GC Corporation, Tokyo, Japan) on these properties in vitro. The specimens were divided into four groups, GC Fuji IX GP Normal, GC Fuji IX GP Normal+Equia-Coat, ChemFil Rock, ChemFil Rock+Equia-Coat. For solubility and water absorption tests, samples were prepared in metallic molds with 15mm of diameter and 1mm of depth (n=17) and calculated according to the change of mass in distillated water for 24-, 48-, 72- and 168-h. For microhardness test, samples were prepared in polyether molds with 4mm of diameter and 2mm of depth (n=8) and analyzed using Vickers Hardness Tester for 24- and 168-h. For surface roughness test, samples were prepared in metallic molds with 3x3x2mm (n=24) and analyzed using profilometer for 24- and 168-h. For zinc release test, samples were prepared in metalic molds with 10mm diameter and 2mm of depth (n=10) and analyzed using atomic absorption spectrophotometer for 10-m., 3-, 24-, 48-, 72- and 168-h. For fluoride release and uptake test, samples were prepared in metallic molds with 9mm of diameter and 3mm of depth (n=10) and analyzed using ion selective electrode method for 1-, 2-, 7-, 14-, 21-, 28-, 42- and 49-d. Data were analyzed using Kruskal Wallis H and Wilcoxon Sign tests. According to water absorption and solubility test results, ChemFil Rock showed higher water absorption and solubility values than GC Fuji IX GP Normal ($p<0,05$). Application of Equia-Coat did not decrease water absorption and solubility of ChemFil Rock and solubility of GC Fuji IX GP Normal. ChemFil Rock and GC Fuji IX GP Normal showed same microhardness values and application of Equia-Coat did not increase microhardness of ChemFil Rock and GC Fuji IX GP Normal. According to surface roughness test results, ChemFil Rock showed lower surface roughness values at 168-h ($p<0,05$). Application of Equia-Coat did not decrease surface roughness of both ChemFil Rock and GC Fuji IX GP Normal. According to zinc release test results, ChemFil Rock showed higher values than GC Fuji IX GP Normal ($p<0,05$). Application of Equia-Coat decreased zinc release of ChemFil Rock and GC Fuji IX GP Normal. According to fluoride release and uptake test results, ChemFil Rock showed lower fluoride release and uptake than GC Fuji IX GP Normal ($p<0,05$). Application of Equia-Coat decreased the fluoride release and uptake both ChemFil Rock and GC Fuji IX GP Normal. Considering the results of our study, ChemFil Rock only showed higher zinc release values than GC Fuji IX GP Normal and contrary to manufacturer insturaction ChemFil Rock requires surface protection to decrease water absorption and surface roughness. To evaluate the clinical efficiency of ChemFil Rock more studies are required.

Science Code: 1047
Key Words : Zinc, glass ionomer cement, surface protection, physical properties
Page Number: 98
Supervisor : Assoc. Prof. Dr. Çağdaş ÇINAR

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince değerli bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, bana karşı olan güven, sevgi ve desteğini her zaman hissettiğim, mesleğime karşı duyduğum saygı ve sevgiyi bir kat daha arttıran, tez danışmanım olmasından her zaman gurur ve mutluluk duyduğum ve özellikle bu doktora tezinin ortaya çıkmasında önemli katkı ve emekleri bulunan tez danışmanım ve değerli hocam Sayın Doç. Dr. Çağdaş ÇINAR'a,

Doktora eğitimim süresince değerli bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, kendileri ile çalışmaktan her zaman gurur duyduğum hocalarım Sayın Prof. Dr. Tezer ULUSU, Sayın Prof. Dr. Alev ALAÇAM, Sayın Prof. Dr. Neşe AKAL, Sayın Prof. Dr. Nurhan ÖZTAŞ, Sayın Prof. Dr. Haluk BODUR'a

Bu tez çalışmasını oluştururken değerli bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan Sayın Prof. Dr. Ayşegül ÖLMEZ, Sayın Prof. Dr. Nurhan ÖZALP ve bu tez çalışmasının laboratuar aşamalarının gerçekleşmesinde yardımcı olan Sayın Doç. Dr. Aysel BERKKAN, Sayın Yrd. Doç. Dr. Suat ÖZCAN ve Sayın Kerime GÜNEY'e,

Doktora eğitimim süresince benden desteklerini esirgemeyen, değerli bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan ve eğitim sürecimin keyifli geçmesinde önemli katkıları olan Sayın Doç. Dr. Mesut Enes ODABAŞ, Sayın Yrd. Doç. Dr. Gülay KİP, Sayın Dr. Didem ATABEK, Sayın Dr. Mehmet BANİ'ye,

Eğitim hayatımın en güzel bölümü olarak düşündüğüm doktora eğitimimin iyi ve kötü günlerinde yanımda olan, bana karşı olan desteklerini her zaman hissettiğim, başta Sayın Dt. Nagehan DUYGU, Sayın Dt. Didem SAKARYALI ve Sayın Dt. Ahmet COŞKUN olmak üzere tüm Pedodonti Anabilim Dalı asistanlarına ve başta Ayfer ÇOLAK ve Fatma DÖNMEZTÜRK olmak üzere tüm Pedodonti Anabilim Dalı hemşire ve görevlilerine,

Doktora hayatım süresince birçok anı ve anıyı paylaştığım, desteklerini ve sevgilerini her zaman hissettiğim, ömür boyu sürecek bir dostluk kurduğumuza inandığım, her türlü zorluğu aşmamda yardımcı olan ve bu tez çalışması boyunca da her daim yanımda olan, Ankara' daki ailem Dt. Itır AYDINTUĞ ve Ece AYDINTUĞ'a,

Bugünlere gelmemde belki de benden fazla emekleri olan, ne olursa olsun her zaman yanımda olduklarını hissettiğim, tökezlediğim her anda elimden tutup kaldıran, insanüstü bir çaba ile hep iyi olmam için uğraşan, her zaman yanımda olmalarını dilediğim, en değerli varlıklarım canım **AİLEME**

Sonsuz Teşekkürlerimle...

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET iv
ABSTRACT v
TEŞEKKÜR vi
İÇİNDEKİLER vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ x
RESİMLERİN LİSTESİ xi
SİMGELER VE KISALTMALAR xii
1. GİRİŞ 1
2. GENEL BİLGİLER 3
2.1. Cam İyonomer Simanlar 4
2.1.1. Doldurucu partikülün yapısı 4
2.1.2. Matriks oluşturan poliasidin yapısı 5
2.1.3. Sertleşme reaksiyonu 6
2.1.4. Diş yapılarına bağlanma 10
2.1.5. Kullanım alanları ve tipleri 11
2.2. Cam İyonomer Simanların Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesi 22
2.2.1. Su emilimi ve çözünürlük testleri 23
2.2.2. Yüzey sertlik testleri 23
2.2.3. Yüzey pürüzlülüğü testleri 25
2.2.4. Çinko salım testleri 26
2.2.5. Fluorid salım ve geri alım testleri 27
3. GEREÇ VE YÖNTEM 29
3.1. Su Emilimi ve Çözünürlük Testi 31
3.2. Mikrosertlik Testi 33
3.3. Yüzey Pürüzlülüğü Testi 35
3.4. Çinko Salım Testi 36
3.5. Fluorid Salım ve Geri Alım Testi 37
4. BULGULAR 39
4.1. Su Emilimi ve Çözünürlük Testi 39

4.2. Mikrosertlik Testi 42
4.3. Yüzey Pürüzlülüğü Testi 43
4.4. Çinko Salım Testi 44
4.5. Fluorid Salım ve Geri Alım Testi 45
5. TARTIŞMA 47
6. SONUÇ 69
KAYNAKLAR 71
ÖZGEÇMİŞ 85

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge **Sayfa**

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri 29
Çizelge 4.1. Tüm deney gruplarının 24.- 48.- 72.- ve 168.- saatlerdeki su emilimi değerlerinin (%) ortalaması 40
Çizelge 4.2. Tüm deney gruplarının 24.- 48.- 72.- ve 168.- saatlerdeki çözünürlük değerlerinin (%) ortalaması..... 41
Çizelge 4.3. Tüm deney gruplarının 24.- ve 168.- saatlerdeki mikrosertlik değerlerinin (VHN) ortalaması 42
Çizelge 4.4. Tüm deney gruplarının 24.- ve 168.- saatlerdeki yüzey pürüzlülüğü değerlerinin Ra(µm) ortalaması 43
Çizelge 4.5. Tüm deney gruplarının 10.- dk., 3.- 24.- 48.- 72.- ve 168.- saatlerdeki çinko salım değerlerinin (ppm) ortalaması 44
Çizelge 4.6. Tüm deney gruplarının 1.- 2.- 7.- 14.- 21.- 28.- 42.- ve 49 .- günlerdeki fluorid salım değerlerinin (ppm) ortalaması 46

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil **Sayfa**

Şekil 1.1. Cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonu 7
Şekil 4.1. Tüm deney gruplarının 24.- 48.- 72.- ve 168.- saatlerdeki su emilimi değerlerinin görünümü 40
Şekil 4.2. Tüm deney gruplarının 24.- 48.- 72.- ve 168.- saatlerdeki çözünürlük değerlerinin görünümü 41
Şekil 4.3. Tüm deney gruplarının 24.- ve 168.- saatteki mikrosertlik değerlerinin görünümü 42
Şekil 4.4. Tüm deney gruplarının 24.- ve 168.- saatteki yüzey pürüzlülüğü değerlerinin görünümü 43
Şekil 4.5. Tüm deney gruplarının 10.- dk., 3.-, 24.- 48.- 72.- ve 168.- saatteki çinko salım değerlerinin görünümü 44
Şekil 4.6. Tüm deney gruplarının 1.- 2.-, 7.- 14.- 21.- 28.- 42.- ve 49.- günlerdeki fluorid salım değerlerinin görünümü 46

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim **Sayfa**

Resim 3.1. Çinko içerikli geleneksel cam iyonomer siman ChemFil Rock (Dentsply De-Trey, Konstanz, Almanya) 30
Resim 3.2. Geleneksel cam iyonomer siman GC Fuji IX GP Normal (GC Corporation, Tokyo, Japonya) 30
Resim 3.3. Nanodoldurucu, ışıkla sertleşen yüzey koruyucu Equia-Coat (GC Corporation, Tokyo, Japonya) 30
Resim 3.4. Hassas tartı cihazı (Shinko, Japonya) 32
Resim 3.5. Vickers mikrosertlik test cihazı (HMV, Shimadzu Corporation, Tokyo, Japonya) 33
Resim 3.6. Mikrosertlik deneyinin yapım aşaması 34
Resim 3.7. Vickers sertlik testinde kullanılan cihazın ucu ve oluşturduğu şekil .. 34
Resim 3.8. Vickers sertlik testinde oluşan şeklin görüntüsü 34
Resim 3.9. Yüzey pürüzlülüğü test cihazı (Perthometer; Mahr GmbH, Göttingen, Almanya) 35
Resim 3.10. Yüzey pürüzlülüğü deneyinin yapım aşaması 35
Resim 3.11. Atomik absorbsiyon spektrofotometre (AA-6300; Shimadzu Scientific Instruments, Columbia, MD, USA) .. 36
Resim 3.12. İyon analiz cihazına (pH/ISE meter, model 710A) bağlı iyon seçici elektrot (96-09BN) 38
Resim 3.13. Örneklerden açığa çıkan fluorid miktarının ölçümü 38

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	**Açıklama**
SiO_2	Silika
Al_2O_3	Alümina
CaO	Kalsiyum oksit
NaF	Sodyum fluorid
Na_3AlF_6	Sodyum alüminyum fluorid
CaF	Kalsiyum fluorid
Al	Alüminyum
Ca	Kalsiyum
Sr	Stronsiyum
Zn	Çinko
Na	Sodyum
K	Potasyum
La	Lantanum
La_2O_3	Lantanum oksit
SrO	Stronsiyum oksit
$BaSO_4$	Baryum sülfat
ZnO	Çinko oksit
µm	Mikron
pH	Bir çözeltinin asitlik veya bazlık derecesini tarif eden ölçü birimi

Kısaltmalar	**Açıklamalar**
FAS	Fluoroalüminosilikat Cam
CPP-ACP	Kazein fosfopeptit-amorfoz kalsiyum fosfat
NVC	N- vinilkaprolaktam
YSZ	Yitriya ile stabilize edilmiş zirkonyum

1. GİRİŞ

Günümüzde diş çürüğünden korunmaya yönelik yaklaşımlar önem kazanmış olsa da diş çürüğü bir çok çocuk için hala önemli bir sorun teşkil etmektedir. Diş hekimleri için de çocuk hastalarda kullanılacak en uygun restoratif materyalin ne olduğu konusu hala bir çok soru işareti barındırmaktadır[1,2].

Süt dişlerinin restorasyonunda bugüne kadar amalgam sıklıkla kullanılmakla birlikte, civa toksisitesine neden olabileceği şüphesi, estetik olmaması ve ekstra bir kavite preparasyonu gerektirmesi, kullanımını günümüzde sınırlamıştır. Amalgamın bu dezavantajları diş hekimlerini minimum kavite preparasyonu gerektiren, diş yapılarına bağlanabilen ve diş renginde restoratif materyallere yönlendirmiştir. Ayrıca yüksek çürük insidansı nedeniyle, süt dişi restorasyonunda fluorid salımı yapan restoratif materyallerin kullanımı da oldukça önem kazanmıştır. Bütün bu ihtiyaçlar doğrultusunda kompozit rezinler, kompomerler ve cam iyonomer simanlar süt dişi restorasyonunda sıklıkla tercih edilen restoratif materyaller olmuşlardır. Bununla birlikte kompozit rezinlerin ve kompomerlerin nem kontaminasyonuna olan hassasiyetleri, tabakalama sistemiyle kaviteye yerleştirilmeleri ve polimerizasyon için ekstra süre gerektirmeleri, özellikle kooperasyon sorunu yaşanan çocuk hastalarda kullanımlarını sınırlamış ve cam iyonomer simanlar kullanım kolaylığından dolayı sıklıkla tercih edilen restoratif materyaller olmuştur[3-6].

Cam iyonomer simanların kullanımının kolay olması, fluorid salım ve geri alım özelliğinin bulunması, estetik olması, diş yapılarına direkt bağlanabilmesi, termal genleşme katsayısının diş yapıları ile benzer olması gibi avantajlarının yanı sıra aşınma dirençlerinin ve mekanik dayanımlarının düşük olması ve sertleşmeleri süresince neme karşı hassasiyet göstermeleri gibi dezavantajları da bulunmaktadır[7].

Cam iyonomer simanların dezavantajlarını azaltmak amacı ile günümüze kadar pek çok çalışma yapılmış, materyalin toz ve likit kısmında çeşitli modifikasyonlar yapılarak, materyalin fiziksel ve mekanik dayanımı arttırılmaya ve antibakteriyel etkinliği geliştirilmeye çalışılmıştır. Cam iyonomer simanın toz kısmına çinko ilave edilmesi de materyalin geliştirilmesine yönelik yapılan çalışmaların arasında bulunmaktadır. Ancak, günümüze kadar çinko sadece materyalin antibakteriyel etkinliğini geliştirmek amacı ile ilave edilirken, Dentsply tarafından piyasaya sunulan geleneksel bir cam iyonomer siman olan ChemFil Rock'ın yapısına ilave edilen çinko, sertleşme reaksiyonunu erken

başlatarak, materyalin fiziksel ve mekanik dayanımını arttırmak ve yüzey koruyucu gereksinimini ortadan kaldırmak amacıyla kullanılmıştır[8-10].

Bu tez çalışmasında, yeni geliştirilen, kapsül formunda, çinko içerikli geleneksel bir cam iyonomer siman olan ChemFil Rock ile kapsül formunda geleneksel bir cam iyonomer siman olan GC Fuji IX GP Normal'in *in vitro* şartlarda su emilimi ve suda çözünme özelliklerinin, mikrosertliklerinin, yüzey pürüzlülüklerinin, çinko salımlarının ve fluorid salım ve geri alım kapasitelerinin karşılaştırılması, ayrıca nanodolduruculu, ışıkla sertleşen bir yüzey koruyucu olan Equia-Coat kullanımının bu özellikler üzerine etkilerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

Restoratif diş hekimliği alanında yapılan çalışmalar 1900'lü yılların başlarında Black[11] tarafından amalgam için geliştirilen tekniklerin ötesine geçememiştir. 1950'li yıllarda restoratif diş hekimliğinin eksikliklerini fark eden bir grup araştırmacı tarafından diş ile benzer termal, mekanik, optik özellikleri ve terapotik etkinliği de olan restoratif materyaller üzerinde çalışılmaya başlanmıştır. Bu amaçla araştırmacılar tarafından çinko oksit öjenol simanın özelliklerinin geliştirilmesi üzerine çalışmalar yapılmış ve simanın yapısındaki öjenol yerine polialkenoik asit kullanılarak diş yapılarına daha iyi bağlanan ve fiziksel özellikleri daha iyi olan bir restoratif materyal geliştirilmeye çalışılmıştır. Bu çalışmalar sonucunda 1968 yılında çinko oksit ve magnezyum oksit tozunun poliakrilik asitle asit-baz reaksiyonuna girmesiyle elde edilen çinko polikarboksilat simanlar geliştirilmiştir. Çinko polikarboksilat simanın diş yüzeylerine ve alaşımlara bağlanabilmesi, kolay manüple edilebilmesi, biyouyumlu olması ve diş yüzeyleri ile arasında ince bir film tabakası oluşturması gibi avantajlarının yanı sıra düşük sıkışma dayanımı ve yüksek viskoelastisite göstermesi, çalışma süresinin kısa olması ve adezyonun başarılı bir şekilde sağlanabilmesi için yüzeylerin temiz olması gibi dezavantajlarının bulunması araştırmacıları yeni materyaller geliştirmeye yönlendirmiştir[12].

Çinko polikarboksilat simanlar ile istenilen sonuçlar elde edilemediği için restoratif materyaller üzerine çalışmalarını sürdüren Kent ve diğerleri[13] öjenol yerine polialkenoik asidi likit olarak kullanma fikrini silikat simanlara uygulamışlardır. Silikat simanlar, toz kısmı silika (SiO_2), alümina (Al_2O_3), kalsiyum oksit (CaO), sodyum fluorid (NaF), sodyum alüminyum fluorid (Na_3AlF_6) ve kalsiyum fluoridden (CaF) oluşan alüminosilikat cam, likit kısmı ise fosforik asit ve sudan oluşan materyallerdir. Ayrıca tampon olarak da alüminyum ve çinko-fosfat içermektedirler[14]. Silikat simanlarla yaptıkları çalışmanın sonucunda Kent ve diğerleri[13] restoratif materyallerin, dişin yapısında bulunan su nedeniyle hidrofilik olmaları ve hidrolize karşı da dirençli olmaları gerektiği görüşünü bildirmişlerdir. Polialkenoik asidin hem iyonik hem polimerik yapısı sayesinde bu özelliklerin sağlanabildiğini belirtmişlerdir. Bu çalışmalarından başarılı sonuçlar elde eden araştırmacılar 1969 yılında silikat simanla çinko polikarboksilat simanın üstün özelliklerinin birleşiminden meydana gelen cam iyonomer simanları piyasaya sunmuşlardır. Ayrıca, cam iyonomer simanların diğer restoratif materyallerden

en önemli farkının, mine ve dentine direkt bağlanmasını sağlayan, fluorid salım ve geri alım özelliği olan kimyasal yapısı ve nem toleransı olduğunu da belirtmişlerdir.

2.1. Cam İyonomer Simanlar

Cam iyonomer simanlar, doldurucu kısmını reaktif cam olarak adlandırılan fluoroalimunosilikat cam (FAS) ın ve matriks kısmını karboksilik asidin polimer ya da kopolimerinin oluşturduğu iki kısım arasında meydana gelen asit-baz reaksiyonu ile sertleşen, su bazlı restoratif materyaller olarak tanımlanmaktadır. Sertleşmesini tamamlamış olan siman, yüksek moleküler ağırlıklı organik ve inorganik kompleksten oluşmaktadır. Geleneksel cam iyonomer simanlar, karıştırılmayı gerektiren toz ve likitten meydana gelmektedir. Birçok modifikasyonu bulunmakla birlikte, tüm geleneksel cam iyonomer simanlar; polikarboksilik asit, fluoroalimünosilikat cam, su ve tartarik asit içermektedir[15].

2.1.1. Doldurucu partikülün yapısı

Cam iyonomer simanların doldurucu kısmı, alümina (Al_2O_3), silika (SiO_2), metal oksitler, metal fluoridler ve metal fosfatların 1100^oC'den daha yüksek bir ısıda eritilmesiyle meydana gelmektedir. Metal iyonları genellikle alüminyum (Al), kalsiyum (Ca), stronsiyum (Sr), çinko (Zn), sodyum (Na), potasyum (K) ve lantanum (La) dan seçilmektedir. Fosfat ve fluorid, üretim aşaması sırasında erime ısısını arttırmak amacıyla kullanılırken cam yapısının içerisine sertleşme özelliklerini modifiye etmek amacıyla katılmaktadır. Lantanum oksit (La_2O_3), stronsiyum oksit (SrO) ve baryum sülfat ($BaSO_4$) ise materyale radyoopak özellik kazandırmak amacıyla cam tozunun içerisine katılırken cam yapısına katılmamaktadır. Ayrıca çinko oksit (ZnO) de cam yapısına değil cam tozuna katılabilmektedir[16]. Cam iyonomer simanların doldurucu kısmına ağır metal iyonlarının ilave edilmesinin sebebi materyale radyoopak bir görünüm kazandırmaktır[15]. Camın iskeletsel yapısını oluşturan temel içerikler alüminyum oksit ve silikon dioksitten oluşmaktadır. Bu yapı, üç boyutlu silikat cam yapıdan oluşan bir tetrahedrondur. Alüminyum iyonu tetrahedronun merkezinde bulunan silika iyonu ile yer değiştirebilir ve bu durum iyonları modifiye ederek iskeletsel yapının moleküler ağırlığının azalmasını sağlamaktadır. Modifiye olmuş metal iyonları, camın poliasitle olan yüksek reaktivitesini indüklemektedir. Fluor ve fosfat iyonları cam yapıda bulunurken, silikon tetrahedronun iskeletsel yapısında bulunmadığı bilinmektedir[16]. Eritilmiş cam, ince partiküller haline getirilebilmek için ezilip öğütülerek toz haline getirilmektedir. Cam

tozunun partikül boyutu ve dağılımı simanın sertleşme karakteristiklerini kontrol edebilmek için oldukça önemlidir. Ayrıca toz kısmının partikül boyutu cam iyonomer simanların kullanım alanıyla bağlantılı olarak değişmektedir. Dolgu materyali olarak kullanılacak ise en fazla 50μm, yapıştırma ya da kaide materyali olarak kullanılacak ise en fazla 20μm boyutunda olmalıdır[17].

Fluoroalimünosilikat cam, simana diğer fluorid bileşikleri ilave edilmeden de fluorid salma gibi eşsiz bir özelliğe sahiptir. Sertleşmiş cam iyonomer simanın fluorid salma özelliğinin ana kaynağının simanın matriksi olduğu düşünülmekle birlikte açığa çıkan fluoridin bir kısmının camın yapısında meydana geldiğine inanılmaktadır. Camın iskeletsel yapısında fluorid bulunmadığı için camın yapısındaki fluoridin, simanın matriks kısmından difüze olduğu ve daha sonra yavaşça açığa çıktığı düşünülmektedir. Simanın fiziksel özelliklerinde fluorid salımından sonra herhangi bir değişim olmamaktadır. Ayrıca fluoridin matriks içerisine difüze olabilme özelliğinden dolayı cam iyonomer simanların fluorid geri alım özelliği de bulunmaktadır. Cam iyonomer siman restorasyonunun yakınında fluor iyonu seviyesi artarsa, fluorid simanın içine doğru difüze olmaktadır. Eğer ortamdaki fluor iyonu seviyesi azalırsa siman içerisinde birikmiş iyonlar tekrar salınır ve bu özellikleri sayesinde ortamdaki fluorid seviyesini sabit tutmaya çalışırlar[18-22].

2.1.2. Matriks oluşturan poliasidin yapısı

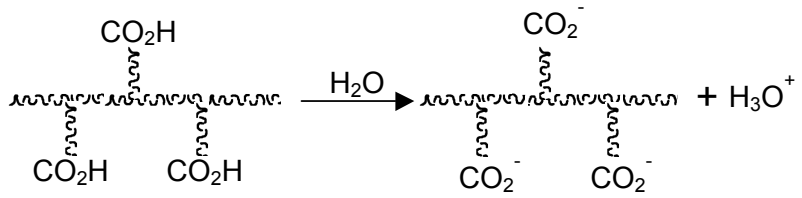
Cam iyonomer simanın matriksini oluşturan poliasit genellikle polikarboksilik asit olmakla birlikte polivinil fosforik asit, poliakrilik asit, polimaleik asit, akrilik asit-itakonik asit kopolimeri, akrilik asit-maleik asit kopolimeri, akrilik asit-2 bütan dikarboksilik asit kopolimeri gibi asitler de kullanılmaktadır[16]. Ayrıca çalışma zamanını arttırmak, sertleşme zamanını kısaltmak amacıyla tartarik asit de cam iyonomer simanın matriks kısmında bulunmaktadır. Matriksin viskozitesi ise poliasidin konsantrasyonuna ve 10 000 ile 30 000 arasında değişen moleküler ağırlığına bağlıdır[17,23]. Poliakrilik asidin moleküler ağırlığının artması simanın sertlik derecesini arttırarak mekanik özelliklerini olumlu yönde değiştirirken simanın kullanımını zorlaştırmaktadır. Poliasidin reaktivitesi kopolimerin içeriğine olduğu kadar moleküler ağırlığına ve konsantrasyonuna da bağlıdır. Akrilik aside maleik vaya itakonik asidin eklenmesi ile total moleküler ağırlığa ve reaktiviteye bağlı olan karboksilik grupların sayısı arttırılmaktadır. Poliasit, simanın likit kısmına aköz solüsyon olarak eklenebildiği gibi toz kısmına dondurulup kurutulmuş şekilde de eklenebilmektedir. Poliasidin simanın toz kısmına eklendiği durumlarda, simanın likidi sadece sudur ve dondurulup kurutulmuş poliasit, simanın karıştırılması

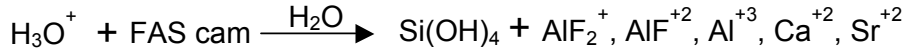
sırasında çözünmektedir. Cam iyonomer simanların yapısındaki bu asitler sayesinde siman, diş yapılarına ve metallere herhangi bir bağlanma ajanına gerek duymadan bağlanabilmektedir. Cam iyonomer simanların diş yapılarına ve metallere bağlanmasının ana kaynağının polimer asidinin karboksil grubunun metal iyonlarıyla iyonik reaksiyona girmesi olduğu bilinmektedir. Ayrıca bu iki yapı arasında kenetlenme şeklinde bağlantı olması da oldukça muhtemeldir[24,25]. Cam iyonomer simanların likit kısmında bulunan poliakrilik asidin neden olduğu düşük pH, canlı dokuları olumsuz yönde etkileyebilmektedir. Sertleşmesini tamamlamamış olan cam iyonomer simanın, ekspoze pulpayı olumsuz yönde etkileyebilecek asiditeye sahip olduğu bilinmektedir. Ancak sertleşmesini tamamlamış cam iyonomer simanın canlı dokular üzerinde herhangi bir asidik etkisi bulunmamaktadır[26].

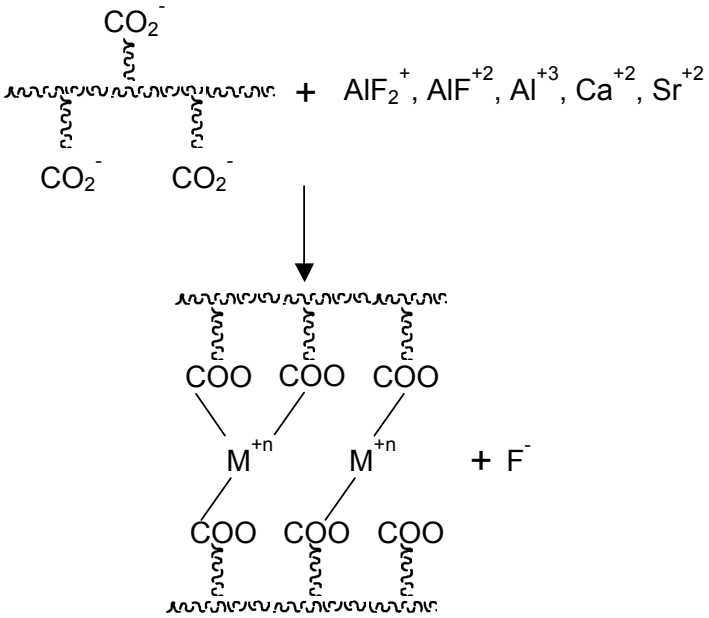
2.1.3. Sertleşme reaksiyonu

Geleneksel cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonu asit-baz reaksiyonu şeklindedir. Materyalin toz ve likidi karıştırıldığında fluoroalüminosilikat camı ve polikarboksilik asit arasında asit-baz reaksiyonu başlamaktadır ve bu reaksiyon birbirini takip eden, sırasıyla; çözünme, şelasyon ve sertleşme aşamalarından meydana gelmektedir[17].

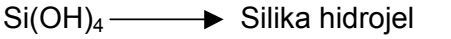
Tüm karboksilik asitlerin COOH şeklinde belirtilen ortak bir fonksiyonel karboksil grubuna sahip olduğu bilinmektedir. Ortamda su bulunduğunda COOH grubu potansiyel iyonizasyon gösterip karboksilat anyonuna (COO^-) ve hidrate protona (H_3O^+) ayrılmaktadır. Hidrate proton; cam partiküllerinin yüzeyinden kalsiyum, alüminyum ve stronsiyum iyonlarının salınımını sağlamaktadır. Polimer kısmın karboksilat iyonlarının bu metalik iyonlarla reaksiyona girmesiyle tuz köprüsü oluşmakta ve camın yüzeyi silika hidrojele dönüşmekte ve bu da şelasyon ve sertleşmeyle sonuçlanmaktadır (Şekil 1.1).







M^{+n} metal iyonu gösterir



Şekil 1.1. Cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonu[15]

Alüminyum iyonları alüminyum oksit şeklinde bulunduğu zaman karboksilik asit ile reaksiyona girmemesine rağmen fluoroalüminosilikat camın yapısında bulunduğunda reaksiyona girmektedir. Ayrıca alüminyum iyonlarının değerliklerinin de sertleşme reaksiyonuyla birlikte değiştiği bilinmektedir. Başlangıçta dört oksijen atomuyla çevrili olan alüminyum iyonu sertleşmiş siman matriksinde altı oksijen atomuyla çevrelenmektedir. Bu altı oksijen atomu karboksilik asit gruplarından ve sudan ayrışmaktadır[27]. Cam tozunun yüzey tabakası asitlerle reaksiyona girerken cam yapı eski durumunu korumaktadır. Cam yapı simanın matriksinde doldurucu olarak bulunmaktadır. Cam yüzeyinin reaktivitesi sertleşmiş simanın yapısını kontrol etmektedir. Cam tozunun yüzey tabakası silikondan zengin tabaka haline geldikten sonra siman matriksi ile cam partikülleri arasında silika jel tabaka oluşmaktadır. Elementlerin yoğun olarak sıkışma gösterdiği bölgenin bu silika jel tabaka olduğu bilinmektedir. Yapısal metal elementler az miktarda silikon iyonuyla birlikte iç yapıdan dış tabakaya doğru azalmaktadır[16]. Başlangıç sertleşme zamanında iki değerlikli kalsiyum iyonları hızlı bir şekilde salınmakta ve simanın içindeki poliakrilat zincirine hızlı bir şekilde bağlanarak kalsiyum tuz köprüsünü oluşturmakta, üç değerli alüminyum iyonlarına çapraz bağlanma ise sertleşmenin daha sonraki aşamalarında meydana gelmekte ve simanın matriksine büyük bir stabilite kazandırmaktadır. Kalsiyum tuz köprüsü şeklinde bir oluşum da diş yapısındaki hidroksiapatitlerin ara yüzeyinde meydana gelmektedir. Cam iyonomer simanlar, yapısında yüksek oranda zayıf bağlı su bulunduran ve sertleşme reaksiyonu sırasında neme karşı hassas olan (hidrofilik) materyallerdir. Sertleşme reaksiyonu tamamlanmadan önce materyal dehidratasyona uğrarsa veya materyalin su ile teması olursa materyalin translusentliğinin kaybolması, aşınmaya ve çözünmeye karşı dayanımı gibi fiziksel özelliklerinin olumsuz yönde etkilenmesi gibi restorasyonun başarısını kötü yönde etkileyecek sorunlar ortaya çıkmaktadır[28,29]. Su ile temas edince simanın yüzeyinden kalsiyum ve alüminyum iyonlarının açığa çıkması asit-baz sertleşme reaksiyonunu olumsuz yönde etkilemektedir. Materyalin sertleşmesi sırasında, özellikle materyal karıştırıldıktan sonra ilk 24 saat, materyalin su dengesinin korunması için nem kontaminasyonunun önlenmesi gerekmektedir. Bu amaçla, cam iyonomer simanların üzerine yüzey koruyucu ajan kullanılması gerektiği araştırmacılar tarafından belirtilmektedir[8,30-32]. Yüzey koruyucu ajan olarak; kakao yağı, vazelin, nitroselülöz esaslı su geçirmeyen vernikler, metilmetakrilat rezinler, amid rezinler, ışıkla sertleşen bonding rezinler, nanodoldurucu ışıkla sertleşen bonding rezinler hatta kimyasal yapıları, kötü tatları ve ağız içi dokularla

uyumsuz olmalarına rağmen tırnak cilaları bile kullanılabilmektedir[33-35]. Matriksin stabilitesi zayıf iyonik çapraz bağlar ve hidrojen bağlanması gibi zincir tepkimeleriyle sağlanmaktadır. Sertleşme reaksiyonunun oldukça önemli bir ürününün de cam matriksten salınan, sertleşme reaksiyonunun ve iyon değişiminin sonucu olan fluor iyonu olduğu bilinmektedir. İyon değişimi sırasında camdan açığa çıkan fluor iyonu karboksilat ve suyla yer değiştirmektedir. Bu fluor iyon salımı uzunca bir süre devam etmektedir[15]. Cam iyonomer simanlardan fluorid salımı diş yapısında fluoroapatit kristalleri oluşturarak demineralizasyona dirençli bir yapı oluşmasını sağlamaktadır[36]. Tüm sertleşme sürecinde su da bir çok önemli rol oynamaktadır. İlk olarak, asit-baz sertleşme reaksiyonu ve fluorid salımı için iyon taşınmasını sağlamaktadır. İkinci olarak da bir miktar su, sertleşmiş komplekse kimyasal olarak bağlanmakta ve restoratif materyalin stabilitesini sağlamaktadır. Ayrıca suyun varlığı materyalin manüplasyonunu da kolaylaştırmaktadır[7,15]. Başlangıç sertleşmesine karıştırıldıktan 3-4 dakika sonra ulaşılsa da iyon salımı 24 saatten fazla sürebilmektedir. Materyalin olgunlaşması daha fazla zaman almaktadır ancak cam iyonomer simanların geliştirilmesine yönelik yapılan çalışmalarla bu olgunlaşma zamanı karıştırıldıktan 15 dakika sonra gibi bir süreye indirilmiştir[15]. Fluorosilikat camın ve poliakrikil asidin yapısının dışında cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonunda, simanın partikül boyutunun, partikül dağılımının ve toz/likit oranının da oldukça büyük öneme sahip olduğu bilinmektedir[10]. Xie ve diğerleri[37] yaptıkları çalışmada, cam iyonomer simanların mekanik özelliklerinin simanın yapısıyla doğrudan ilişkili olduğunu bildirmişler ve partikül boyutu ile partikül dağılımı da simanın yapısını etkileyen önemli faktörlerden olduğu için simanın mekanik özelliklerini de etkilediklerini ifade etmişlerdir. Ayrıca yüksek toz/likit oranının simanın sertlik derecesini ve mekanik dayanımını arttıracağı da bu çalışmada belirtilmiştir. Prentice ve diğerleri[38] ise optimum partikül boyutu ve partikül dayanımının simanın fiziksel ve mekanik özelliklerini arttırarak restorasyonun ömrünü uzatacağını belirtmişlerdir. Sadece yapısal faktörler değil dışsal faktörler de cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonunu etkileyebilmektedir. Towler ve diğerleri[39] yaptıkları çalışmada, simanın sertleşmesi sırasında simana ultrason uygulamışlar ve sonuç olarak cam iyonomer simanların sertleşmeleri sırasında ultrason uygulanmasının simanın sertlşemesini hızlandırdığını, sertleşme sonucu oluşan poröziteleri azalttığını ve simanın ilk 24 saatteki fiziksel ve mekanik dayanımını arttırdığını bulmuşlardır.

2.1.4. Diş yapılarına bağlanma

Geleneksel cam iyonomer simanlar mine ve dentine kimyasal olarak bağlanabilen restoratif materyallerdir. Prepare edilmiş diş ile taze olarak hazırlanmış siman arasındaki bağlanma temel olarak zayıf hidrojen bağlanmanın baskın olduğu polar çekicilik sayesinde meydana gelmektedir. Bu aşamada simanın asiditesi sayesinde siman, diş yüzeyindeki *smear* tabakanın üzerinde *self-etch* asit gibi davranmaktadır. Cam iyonomer simanlar visköz yapıda olsa bile dişin nemli yapısı ve simandaki serbest su, siman ile dişin ara yüzeyindeki iyon değişimini sağlamaktadır[40]. Siman ile diş arasındaki bağlanmanın giderek artması ise polialkenoik asit tarafından fosfat iyonlarının difüze olması ile gerçekleşmektedir. Bu sayede elektriksel denge de sağlanmaktadır. Difüze olan bu iyonlar, siman ile diş arasında iyondan zengin tabaka oluşturarak simanın hem mineye hem de dentine sıkıca tutunmasını sağlamaktadır. Cam iyonomer siman ile diş arasındaki en yüksek bağlanma kuvveti siman tamamen sertleştiği zaman gözlenmektedir. Cam iyonomer simanın tozuna likit eklenmesiyle beraber cam yüzeyi hidrojen iyonlarına maruz kalmaya başlamakta ve bu da kalsiyum ve alüminyum iyonlarının salınmasına neden olmaktadır[16]. Sertleşmesini tamamlamış simanın dişe komşu olan kısmı oldukça visköz yapıdadır ve siman, sertleşme reaksiyonunun başlangıcında diş ile arasında oldukça sıkı bir adaptasyon sağlamaktadır. Eğer sertleşme süresince simanın nem kontaminasyonu kontrol altında tutulursa siman ile diş arasındaki sıkı bağlantı korunmuş olur ve yine siman ile diş arasındaki iyon değişimi de uzun süre devam etmektedir. Dentinin inorganik yapısı mineden daha az olduğu için cam iyonomer simanların dentine bağlanmasının mineye bağlanmasından daha zayıf olduğu bilinmektedir. Ayrıca hem tübül çaplarının artması, hem de dentinin nemliliğinin artması derin dentin dokusuna bağlanmayı daha da zorlaştırmaktadır[41]. Klinik uygulamada genellikle enfekte olan çürük doku temizlendikten sonra, çürükten etkilenmiş olan dentin yüzeyine simanın bağlanması sağlanmaktadır. Bu etkilenmiş dentin bölgesinde, kalsiyum fosfat kristalleri dentin tübüllerini tıkamış şekilde bulunmaktadır. Bu yapısal değişiklikler çürükten etkilenmiş dentine bağlanmayı zorlaştırmaktadır. Çürükten etkilenmiş dentine bağlanma kuvvetlerinin sağlam dentinden daha düşük olduğu bilinmektedir. Ayrıca ortamın çok kuru olması da materyalin dentine ve özellikle mineye bağlanmasını olumsuz yönde etkilemektedir. Klinikte *rubber dam* kullanılması ve ölçü alma işlemleri, simanın dehidrate olmasının başta gelen nedenleri arasında bulunmakta ve ilk belirtisi simanın tebeşirimsi beyaz bir renk alması olduğu bilinmektedir. Dişin preparasyonu sırasında mine yüzeyinin altında çatlaklar oluşmakta ve dehidratasyon sonucu simanın

büzülmesi diş ile siman arasındaki bağlanmanın zayıflamasına neden olmaktadır. Mine ile cam iyonomer siman arasındaki bağlanma mine prizmalarının kendi aralarında yaptıkları bağlanmadan da kuvvetli bir şekilde gerçekleşmektedir[42-45]. Yapılan birçok çalışmada cam iyonomer simanların retantif olmayan Sınıf V kavitelerine bağlanması klinik olarak değerlendirilmiş ve simanın mineye bağlanmasının, klinik başarısı en iyi olan üç aşamalı *etch-and-rinse* adeziv sistemden daha kötü olmadığı belirtilmiştir[46-48]. Glasspoole ve diğerlerinin[49] cam iyonomer simanlarla ilgili yaptıkları çalışmada, mine ve dentin 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 arttıracağı bulunmuştur. Yüzey pürüzlendirilmesi sırasında kuvvetli asitlerin kullanılmasının kollajen ağının çok fazla açılarak bağlanma kuvvetinin azalmasına neden olduğu, poliakrilik asit gibi zayıf asitlerin kullanılmasının ise dentin tübüllerinin çok fazla açılmasına neden olmadığı için bağlanma kuvvetini arttırdığı araştırmacılar tarafından bildirilmiştir[41]. Cam iyonomer simanların dişe 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 arttırır ve dentindeki kalsiyum ve fosfat iyonlarının aktive olmasını sağlar[50].

2.1.5. Kullanım alanları ve tipleri

Cam iyonomer simanlar özellikle süt dişlerinin restorasyonunda oldukça sık kullanılan materyaller olmakla birlikte başka hiçbir restoratif materyalin sahip olmadığı kadar geniş kullanım alanına sahiptir[51]. Simanın kimyasal yapısında herhangi bir değişiklik yapmadan toz/likit oranı ve toz kısmının partikül boyutu değiştirilerek simana farklı kullanım alanları sağlanmaktadır. Cam iyonomer simanlar kullanım alanlarına göre Phillips[52] tarafından 1991 yılında Tip I, Tip II ve Tip III şeklinde sınıflandırılmışlardır. Cam iyonomer simanlar bu alanların dışında kor yapım materyali, kök kanal dolgu materyali ve adeziv olarak da kullanılmaktadır[53].

TİP I; Yapıştırma simanları: Cam iyonomer simanların yapıştırma amacıyla kullanılabilecekleri ilk defa 1977 yılında Wilson ve diğerleri[54] tarafından belirtilmiş ve 1980'li yılların başında klinik uygulamaya girmiştir. Yapıştırma amacıyla kullanılacak olan simanlara %10 oranında daha fazla tartarik asit ilave edilmiş ve toz partiküllerinin boyutu küçültülmüştür. Tartarik asidin fazla olması çalışma zamanını uzatıp simanın sertleşme

derecesini arttırdığı bilinmektedir. Yapıştırma amacıyla kullanılan cam iyonomer simanların iki ayrı formu bulunmaktadır. Birinci formunda polialkenoat polimerleri likide eklenir, ikinci formunda ise polimerler vakumlanıp kurutulur ve su ile karıştırılacak olan cam kısmına eklenir[22].

TİP II; Restorasyon simanları: Cam iyonomer simanların restorasyon amacıyla kullanılması da 1980'li yılların başlarına denk gelmektedir. Simanın diş yapılarına direkt bağlanabilmesi, termal genleşme kat sayısının diş yapılarıyla benzer olması, manüplasyonunun kolay olması ve remineralizasyon potansiyelinin olması restorasyon amacıyla kullanımını yaygınlaştırmaktadır. Ancak simanın aşırı kuvvet gelen oklüzal yüzeylerde kullanımında, abrazyona karşı direncinin yetersiz olması nedeniyle tam başarı sağlanamamıştır. Restorasyon amacıyla üretilen ilk cam iyonomer siman olan Alümina Silikat Poli-Akrilat, ASPA I (Dentsply De Trey, Weybridge, İngiltere) olarak bilinmektedir[16].

TİP III; Kaide materyali ve fissür örtücüler: Cam iyonomer simanlar piyasaya ilk çıktığında kaide amacıyla kullanılmaya başlanmıştır. Özellikle cam iyonomer simanın dentin, kompozit rezinin ise mine olarak kullanıldığı *sandwich* tekniğinde sıklıkla kullanılmaktadır. Böylece hem cam iyonomer simanın hem kompozit rezinin avantajlarından faydalanılmış olunur. Simanın diş yapıları ile benzer termal genleşme kat sayısına sahip olması, dentine bağlanmasının iyi olması, biyouyumlu olması ve antibakteriyel etkinliğinin olması kaide materyali olarak kullanımını yaygınlaştırmaktadır[16]. Sürmekte olan daimi dişler veya rezin monomerlere karşı alerjik reaksiyon gösteren hastalarda cam iyonomer siman fissür örtücü olarak uygulanabilmektedir. Ancak cam iyonomer simanın penetrasyonuna izin vermek ve simanı oklüzal kuvvetlerden korumak için fissürler en az 100μm genişliğinde olmalıdır. Mejare ve Mjor[55] tarafından yapılan bir klinik çalışma sonucunda fissür örtücü olarak kullanılan cam iyonomer simanların bir kaç ay sonra yapılan ağız içi muayenelerinde görülmediği ancak hastalardan alınan ölçülerde cam iyonomer simanların fissürlerin en derin bölgesinde hala bulunduğu bildirilmiştir[55].

Restoratif diş hekimliğinde yaygın kullanım alanı bulan cam iyonomer simanlar endodontide de kullanım alanı bulmuştur. Bu amaçla, geleneksel cam iyonomer simanlara göre çalışma zamanı daha uzun, radyoopasitesi ve akışkanlığı daha fazla olan Ketac Endo (3M ESPE, Minneapolis, ABD) ve Endion (Voco, Cuxhaven, Almanya) gibi cam iyonomer simanlar kök kanal dolumunda gutta perka ile birlikte kullanılmak üzere piyasaya sunulmuştur. Ancak bu simanların Sealapex (Dentsply, Rio de Janerio,

Brezilya), AH26 (Dentsply, Tulsa, ABD) ve çinko oksit öjenol gibi kök kanal dolgu patlarına göre tekrarlayan tedavilerde kanaldan uzaklaştırılmasının zor olması, kanal medikamanlarının simanın adezyonunu etkilemesi ve lubrikasyon özelliği olmaması gibi dezavantajları bulunmaktadır[56].

Cam iyonomer simanların avantajları[23,57,58];

1. Mine ve dentine kimyasal adezyonla bağlanması,
2. Fluorid salımı ve geri alım özelliğinin olması sayesinde sekonder çürük oluşumunu engellemesi,
3. Yeterli çalışma zamanı sağlaması,
4. Termal genleşme katsayısının dişin termal genleşme katsayısına yakın olması,
5. Dişe kütlesel olarak yerleştirilebilmesi,
6. Pulpayla ve diş çevre dokularıyla uyumlu olmasıdır.

Cam iyonomer simanların dezavantajları[59-61];

1. Materyalin tam olarak olgunlaşması geç gerçekleştiği için bu süre zarfında nem kontaminasyonuna oldukça duyarlı olması,
2. Ağız sıvılarında çözünmesi,
3. Aşınma direncinin düşük olması,
4. Estetik özelliklerinin yetersiz olması,
5. Gerilme ve kopma dirençlerinin düşük olmasıdır.

Silikat simanların olumsuz özelliklerinin giderilmesi amacı ile üretilen cam iyonomer simanlar, restoratif diş hekimliğinde kullanılan en eski restoratif materyallerden biridir. Wilson ve Kent tarafından 1972 yılında yüksek miktarda fluorid içeren G-200 cam tozunu geliştirilmiş ve bu cam tozu kullanılarak ASPA I (Dentsply De Trey, Weybridge, İngiltere) adı ile bilinen ilk cam iyonomer siman piyasaya sunulmuştur. G-200 olarak adlandırılan cam iyonomer siman tozu, yapısındaki elementlerin değişik oranlarda bulunması ve poliakrilik aside karşı reaktif olması yönüyle silikat simanın tozundan farklıdır. Ancak ASPA I'in yavaş sertleşmesi, neme karşı aşırı hassasiyet göstermesi ve translüsentliğinin çok düşük olması nedeniyle araştırmacılar simanın geliştirilmesi için çalışmalarına devam etmişlerdir. Materyalin sertleşme süresini kısaltmak, kullanımını kolaylaştırmak ve estetik özelliklerini iyileştirmek amacıyla simana tartarik asit ilave edilmiş ve ASPA II (Dentsply De Trey, Weybridge, İngiltere) adı ile bilinen yeni bir cam iyonomer siman geliştirilmiştir. ASPA II'nin yapısında bulunan poliakrilik asidin zamanla kendi içerisinde bağ oluşturup jel halini alması araştırmacıların bu materyali de

geliştirmelerine neden olmuştur ve simanın içerisine bağ oluşumunu engellemek amacıyla metil alkol ilave edilmiştir. Yeni geliştirilen bu cam iyonomer siman da ASPA III (Dentsply De Trey, Weybridge, İngiltere) olarak bilinmektedir. Daha sonra simanın likit kısmını daha stabil bir hale getirebilmek için akrilik asidin ve itakonik asidin kopolimeri de simanın likit kısmına eklenmiştir ve ASPA IV (Dentsply De Trey, Weybridge, İngiltere) olarak bilinen ilk ticari cam iyonomer siman piyasaya sunulmuştur[62-64].

Yaklaşık 40 yıllık bir geçmişi olan cam iyonomer simanların dezavantajlarını azaltmak ve avantajlarını geliştirmek amacıyla günümüze kadar birçok çalışma yapılmıştır. Cam iyonomer simanların zayıf fiziksel ve mekanik özellikleri, materyalin kullanım alanlarını sınırladığı için cam iyonomer simanların geliştirilmesine yönelik yapılan çalışmaların başında fiziksel ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesi yer almaktadır. Bu amaçla, simanın yapısının modifiye edilmesinden simanın içerisine başka maddelerin ilave edilmesine kadar pek çok çalışma yapılmıştır[7,32,65,66].

Cam iyonomer simanların fiziksel özelliklerini geliştirmeye yönelik yapılan çalışmalar, simanın uygulamasının kolaylaştırılmaya çalışılması ile başlamıştır. Cam iyonomer simanın içerisindeki poliakrilik asidin simanın yoğunluğunu arttırarak uygulanmasını zorlaştırması nedeniyle zaman içerisinde poliakrilik asidin yerine su ve polimaleik asit kullanılmaya başlanılmıştır ve bu simanlara da 'suyla sertleşen cam iyonomer simanlar' adı verilmiştir. Ancak, piyasada Chemfil (Dentsply De Trey, Surrey, İngiltere) ve Ketac Cem (3M ESPE, Seefeld, Almanya) gibi örnekleri bulunan suyla sertleşen cam iyonomer simanların poliakrilik asit içeren cam iyonomer simanlara göre zaman içerisinde fiziksel özelliklerinin olumsuz yönde değiştiği gözlenmiştir[12,62,66].

Cam iyonomerler simanların sertleşmelerinin yavaş olması, materyalin erken dönemdeki dayanımını ve aşınmasını olumsuz yönde etkileyerek materyalin kullanımını sınırlamaktadır. Materyalin bu olumsuz özelliklerini ortadan kaldırabilmek amacıyla da GC Fuji IX GP (GC Corporation, Tokyo, Japonya) ve Ketac Molar (3M ESPE, Seefeld, Almanya) gibi 'yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar' piyasaya sürülmüştür. Bu yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar özellikle atravmatik restorasyon tekniğinde (ART) başarıyla kullanılmaktadır[67-69]. Ancak yapılan *in vivo* ve *in vitro* değerlendirmeler, materyalin erken dönemdeki dayanıklılığının hala yüksek stres alanlarında kullanımını sağlayabilecek seviyede olmadığını göstermiştir[70-72]. Cam iyonomer simanların yüksek stres alanlarında da başarıyla kullanımını sağlamak amacıyla asit-baz reaksiyonu periyodu kısaltılmış ve piyasaya, yüksek viskoziteli, hızlı sertleşen GC Fuji IX GP Fast (GC Corporation, Tokyo, Japonya) ve Ketac Molar Quick

(3M ESPE, Seefeld, Almanya) gibi cam iyonomer simanlar sürülmüştür. Bu materyallerde, normal geleneksel cam iyonomer simanlara göre bitirme işlemleri için gereken süre 3 ile 6 dakika arasına indirilmiştir ve erken dönemde çiğneme ve aşınma kuvvetlerine karşı direnç arttırılmaya çalışılmıştır[61].

Cam iyonomer simanların fiziksel özelliklerini geliştirmek amacıyla doldurucu kısmına gümüş, altın, titanyum, palladyum partiküllerinin eklenmesi de cam iyonomer simanlarla ilgili önemli çalışmaların başında gelmektedir. Ketac-Silver (3M ESPE, Seefeld, Almanya), Hi Dense (Shofu Inc., Kyoto, Japonya) ve Miracle Mix (GC Corporation, Tokyo, Japonya) gibi ticari isimlerle piyasaya sürülen metalle güçlendirilmiş bu cam iyonomer simanlara 'sermet (seramik-metal) siman' adı verilmiştir[51]. Cam iyonomer simanlara göre daha iyi fiziksel özelliklere sahip oldukları öne sürülse de yapılan çalışmalarda fiziksel özelliklerinin yüksek viskoziteli geleneksel cam iyonomer simanlardan daha kötü olduğu, geleneksel cam iyonomer simanlara göre de daha az fluorid saldıkları ve estetik özelliklerinin de yetersiz olduğu belirtilmiştir[17,73].

Cam iyonomer simanların esneme dayanımını arttırmak amacıyla materyalin toz kısmına alümina fiber, cam fiber, silika fiber, karbon fiber gibi maddeler ilave edilerek fiberle güçlendirilmiş cam iyonomer simanlar da geliştirilmiştir. Ancak fiberle güçlendirilmiş cam iyonomer simanların esneme dayanımı geleneksel cam iyonomer simanlara göre yüksek olmakla birlikte materyalin karıştırılma zorluğu ve fiber ile matriks arasındaki bağlanmanın zayıf olması nedeniyle abrazyona karşı dirençsiz olması gibi dezavantajları bulunmaktadır[62].

Cam iyonomer simanların toz/likit oranını kontrol edebilmek ve karıştırılma sırasında oluşabilecek farklılıkları önlemek amacıyla cam iyonomer simanların kapsül formları piyasaya sunulmuştur. Bu sistemde, toz ve likidi ayıran bölmenin kırılmasından sonra materyal amalgamatörde üretici firmanın önerdiği süre kadar karıştırılır ve kapsül sayesinde kaviteye kolayca yerleştirilir[40]. Fleming ve diğerleri[74] yapmış oldukları çalışmada, elle karıştırılan ve kapsül formunda olan çinko fosfat simanların kimyasal ve mekanik özelliklerini karşılaştırmışlar ve sonuç olarak elle karıştırılan çinko fosfat siman ile kapsül formunda olan çinko fosfat simanın kimyasal özelliklerinin benzer olduğunu ancak kapsül formunda olan çinko fosfat simanın mekanik özelliklerinin elle karıştırılan çinko fosfat simandan daha iyi olduğunu belirtmişlerdir. Araştırmacılar, kapsül formunda olan çinko fosfat simanın mekanik özelliklerinin daha iyi olmasının, karıştırılması sırasında hava ile temas etmemesinden kaynaklandığını belirtmişlerdir. Li ve White[75] ve Mitchell ve diğerleri[76] da yapmış oldukları çalışmalarda, kapsül formunda cam

iyonomer simanların elle karıştırılan cam iyonomer simanlara göre daha üstün mekanik özellikler gösterdiğini belirtmişlerdir. Miller ve diğerleri[77] ise yaptıkları çalışmanın sonucunda, cam iyonomer simanın kapsül formunda bulunmasının erken dönemdeki fluorid salımını arttırdığını bildirmişler ve bu durumun, simanın karıştırılırken enerji yüklenmesine bağlı olduğunu belirtmişlerdir. Prentice ve diğerlerinin[78] yaptıkları çalışmada da, kapsül formunda bulunan cam iyonomer simanların, homojen bir karışım oluşturduğu, karıştırma süresinin daha kolay ayarlanabildiği, uygulanmasının daha kolay olduğu, karıştırılma sırasında hava ile temas etmediği için mekanik dayanımının daha iyi olduğu ve hava kabarcığı oluşturma olasılığının az olmasına bağlı olarak da yüzey pürüzlülüğünün düşük olduğu gibi nedenler ile elle karıştırılan cam iyonomer simanlara göre tercih edilmesi gerektiği belirtilmiştir.

Son yıllarda cam iyonomer simanların fiziksel özelliklerini geliştirmek amacıyla yapılan bir başka çalışma da simanın yapısına *N- vinylcaprolactam* (NVC) ilave edilmesi şeklindedir. Geleneksel cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonları sırasında karboksilik asit gruplarının tümünün karboksilat grupları oluşturmadığını ve bu nedenle tuz köprüsü oluşumunun sınırlandığını farkeden Moshaverinia ve diğerleri[60] bu sorunun üstesinden gelebilmek amacıyla 7 karbon atomu içeren ve cam iyonomer simanların poliasit yapısının içerisine girebilen ve *N- vinylpyrrolidone* (NVP)'in kimyasal analoğu olan NVC ile cam iyonomer simanları kombine etmişlerdir. Araştırmacılar bu kombinasyon ile simanın kırılma, esneme dayanımı ve mikrosertliğini arttırmayı planlamışlardır. Yapılan çalışmanın sonucunda NVC içeren cam iyonomer simanların geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha üstün fiziksel özellikler gösterdiği ifade edilmiştir. NVC dışında, cam iyonomer simanların fiziksel özelliklerini geliştirmek amacıyla paslanmaz çelik, zirkonyum, hidroksiapatit, kazein fosfopeptit-amorf kalsiyum fosfat (CPP-ACP), titanyum dioksit gibi partiküller ve nanopartiküller de doldurucu kısma eklenmiştir. Kerby ve Bleiholder[79] yaptıkları çalışmada, geleneksel cam iyonomer simanın tozunun içine 9μm boyutunda paslanmaz çelik tozu ilave etmişler ve sonuç olarak elde edilen bu simanın geleneksel cam iyonomer simanlara göre asitte daha az çözündüğünü, daha yüksek mekanik dayanım gösterdiğini ayrıca çalışma ve sertleşme zamanlarının da geleneksel cam iyonomer simanlarla benzer olduğunu bulmuşlardır. Araştırmacılar elde ettikleri bu simanın en büyük dezavantajının ise griye yakın renginden dolayı estetik olmaması olduğunu belirtmişlerdir. Gu ve diğerleri[80] de yaptıkları çalışmada yitriya ile stabilize edilmiş zirkonyum (YSZ) tozunu geleneksel cam iyonomer simanın tozuna ilave etmişler ve metalle güçlendirilmiş bir cam iyonomer siman

olan Miracle Mix ile elde ettikleri simanın fiziksel özelliklerini karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda YSZ ilave edilmiş cam iyonomer simanın mekanik dayanımının Miracle Mix'ten daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. Ayrıca YSZ ilave edilmiş cam iyonomer simanın estetik özelliğinin Miracle Mix'ten daha iyi olduğu da araştırmacılar tarafından belirtilmiştir. Geleneksel cam iyonomer simanların fiziksel özelliklerini geliştirmek amacıyla simanın doldurucu kısmına Lucas ve diğerleri[81] hidroksiapatit, Mazzaoui ve diğerleri[82] de CPP-ACP ilave etmiş ve elde edilen simanların diş yapılarına bağlanma ve mekanik dayanım gibi fiziksel özelliklerinin geleneksel cam iyonomer simanlardan daha iyi olduğunu ve fluorid salım özelliklerinin de geleneksel cam iyonomer simanlardan farklı olmadığını belirtmişlerdir. Elsaka ve diğerleri[83] de geleneksel cam iyonomer simanın doldurucu kısmına titanyum dioksit nanopartikülleri ilave etmişler ve elde ettikleri simanın fiziksel ve antibakteriyel özelliklerinin geleneksel cam iyonomer simanlardan daha iyi olduğunu ve Sınıf I ve Sınıf II kaviteler gibi yüksek stres alanlarında da kullanılabileceğini ifade etmişlerdir. Cam iyonomer simanların fiziksel özelliklerinin geliştirilmesine yönelik çalışmalar devam ederken bu şekilde güçlendirilmiş cam iyonomer simanların klinik uygulamaya girebilmesi için daha pek çok *in vivo* ve *in vitro* çalışmaya ihtiyaç duyulduğu araştırmacılar tarafından belirtilmiştir.

Cam iyonomer simanların zayıf fiziksel ve mekanik özellikler göstermesi gibi dezavantajlarının yanı sıra antikaryojenik özelliği ve biyouyumluluğu gibi avantajları da bulunmaktadır. Cam iyonomer simanlar antikaryojenik özelliğini fluorid salım özellikleri sayesinde kazanmaktadırlar. Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin fluorid salım özelliklerinin bulunması sekonder çürük oluşumunun engellenmesi açısından oldukça önemlidir. Cam iyonomer simanlar da fluorid salımı yapan restoratif materyallerin başında gelmektedir. Fluorid antikaryojenik özelliğini[84];

1. Demineralizasyonu azaltmak,
2. Remineralizasyonu arttırmak,
3. Pelikıl ve plak oluşumunu engellemek,
4. Mikrobiyal gelişimi engellemek yoluyla göstermektedir.

Cam iyonomer simanlar, fluorid içeren silikat cam ve polialkarboksilik asitten meydana gelmektedir. Materyalin yapısında bulunan fluoridin, antikaryojenik özelliğinin haricinde; materyalin üretimi aşamasında cam partiküllerinin füzyonu için gerekli olan ısıyı düşürmek, materyalin manüplasyonunu kolaylaştırmak, dayanıklılığını ve translüsentliğini arttırmak gibi görevleri de bulunmaktadır. Ayrıca cam iyonomer

simanların içerisindeki fluoridin restorasyona komşu minenin mikrosertliğini arttırabileceği de belirtilmiştir[85]. Restoratif materyallerin fluorid salımı[84,86];

1. Materyalin içeriği ve doldurucu miktarı,
2. Saklama koşulları,
3. Toz-likit oranı,
4. Karıştırılma metodu ve süresi,
5. Ortamın pH'sı ve ısısı,
6. Sertleşme reaksiyonunun tipi ve süresi,
7. Materyalin yüzey alanı,
8. Yüzey koruyucu ajan uygulanması,
9. Bitirme ve polisaj işlemleri,
10. Materyalin porözitesi ve yüzey enerjisi gibi birçok faktörden etkilenmektedir.

Fluorid salan restoratif materyallerin saldıkları fluorid miktarı zaman içinde azalmaktadır. Ancak cam iyonomer simanların fluoridi geri alım özellikleri sayesinde fluorid salımı yüksek seviyelerde devam edebilmektedir. Materyallerin fluorid rezervuarı olarak görev yapmasının; materyalin çeşidine ve geçirgenliğine, materyalin fluoride maruz kalma sıklığına ve maruz kalınan fluoridin çeşidine ve konsantrasyonuna bağlı olduğu bilinmektedir. Yapılan pek çok *in vitro* ve *in situ* çalışmada materyalllerin fluorid geri alım özellikleri üzerine; deiyonize su, distile su, yapay ya da insan tükrüğü gibi kullanılan yaşlandırma tekniklerinin, yaşlandırma sürelerinin (gün veya ay) ve fluorid geri alım metodlarının önemli rol oynadığı gösterilmiştir[87-89].

Cam iyonomer simanların fluorid salım özelliğinin bulunması materyale antikaryojenik özellik kazandırırken, materyalden açığa çıkan fluorid, komşu diş yapılarında remineralizasyona da neden olmaktadır. Cam iyonomer simanların remineralizasyon özelliğini arttırabilmek amacı ile günümüze kadar bir takım çalışmalar yapılmıştır. Cam iyonomer simanların aktif yüzeyli camlarla kimyasal bağlar oluşturabilmesi araştırmacıları, biyouyumluğu[90] ile bilinen ve dentin remineralizasyonu[91] ve kök kanal dezenfeksiyonu[92] gibi alanlarda kullanılmaya başlanan biyoaktif camların, cam iyonomer simanın yapısına eklenmesi ile ilgili çalışmalara yöneltmiştir. Biyoaktif camların (*BioGlass* veya *BAG-Bio Active Glass*) yapısı, cam iyonomer simanın yüzeyinde kemik benzeri apatit tabaka oluşmasına neden olmaktadır ve bu apatit tabakası da dentinde remineralizasyonu gerçekleştirebilmektedir. Biyoaktif cam içeren cam iyonomer simanların tükürük ile temas ettikleri zaman dentin

yüzeyine kalsiyum fosfat çökelmesi de bu simanların dentin hassasiyetinde ve derin kavitelerde kaide materyali olarak kullanılabileceğini düşündürmektedir. Ancak biyoaktif cam içeren cam iyonomer simanların rutin klinik uygulamaya girebilmesi için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır[93].

Cam iyonomer simanlara antibakteriyel özellik kazandıran fluorid salım özellikleri ve sertleşmeleri sırasındaki düşük pH'ları bu materyallerin özellikle ART için en sık kullanılan restoratif materyaller olmasını sağlamıştır[94,95]. Ancak bazı araştırmacılar cam iyonomer simanların antibakteriyel özelliğinin yetersiz olduğunu ve özellikle ART'de kalan enfekte dentinin sekonder çürük oluşumuna neden olabileceğini belirtmişlerdir[96,97]. Cam iyonomer simanların antibakteriyel özelliklerini arttırmak amacıyla klorheksidin, setrimid, setilpridinyum klorid, benzalkonyum klorid gibi antibakteriyel ajanlar ilave edilmiştir[98-100]. Bu ajanların ilave edilmesi cam iyonomer simanların antibakteriyel etkinliğini önemli ölçüde arttırmakla birlikte yüzey sertliği ve bağlanma dayanımı gibi bir takım fiziksel ve mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkileyebildiği yapılan çalışmalarda belirtilmiştir[100-103]. Bu amaçla yapılan çalışmalardan biri de Çınar[104] tarafından 2005 yılında yapılmıştır. Çınar, geleneksel cam iyonomer siman olan GC Fuji IX GP ve ChemFlex (Dentsply De-Trey, Konstanz, Almanya)'in içerisine antibakteriyel bir ajan olan gümüş zeolit ilave etmiş ve elde edilen materyallerin fiziksel özelliklerini değerlendirmiştir. Bu çalışmadan elde edilen sonuçlarda, geleneksel cam iyonomer simanların içerisine gümüş zeolit eklenmesinin mikrosızıntı ve bağlanma dayanımı gibi fiziksel özellikleri olumsuz yönde etkilemediği ancak, yeni elde edilen simanların rutin klinik kullanıma girebilmesi için daha pek çok *in vivo* ve *in vitro* çalışmaya ihtiyaç bulunduğu bildirilmiştir.

Cam iyonomer simanlardan çinko salımı yapılan çalışmalarda gösterilmiştir[2,105]. Cam iyonomer simanlardan açığa çıkan çinko iyonları dental plakta birikerek mutans streptokoklarının üremesini yavaşlatmakta ve bu da sekonder çürük oluşumunu engelleyerek restorasyonun başarısızlığını engellemektedir. Cam iyonomer simanların fluorid ve çinko salımı yapması materyalin antibakteriyel özelliğinin göstergesidir. Çinkonun mutans streptokoklarının üremesini yavaşlatması[105];

1. Substrat transportu ve oksidasyon yaparak,
2. Bakteri hücre duvarındaki thiol grubuyla reaksiyona girerek,
3. Protein yapısını değiştirme yoluyla spesifik metabolik enzimleri inhibe ederek gerçekleşmektedir.

Cam iyonomer simanların fiziksel, mekanik ve antibakteriyel özelliklerini geliştirebilmek amacı ile yapılan bu çalışmaların haricinde, bu tez çalışmasının konusunu oluşturan ChemFil Rock (Dentsply De-Trey, Konstanz, Almanya) da cam iyonomer simanların geliştirilmesine yönelik yapılan çalışmaların sonucunda piyasaya sunulmuştur. Cam iyonomer simanların likidinin yapısının simanın mekanik özellikleri, raf ömrü ve kullanım kolaylığı üzerinde oldukça büyük etkiye sahip olduğu bilinmektedir. Likidin yapısında bulunan poliakrilik asidin yüksek moleküler ağırlıkta olması, simanın mekanik özelliklerini iyileştirirken yoğunluğunu da arttırarak simanın kullanımını zorlaştırmaktadır. Ayrıca yüksek moleküler ağırlıklı poliakrilik asit, kendi içinde bağ oluşturduğu için meydana gelen şelasyon nedeniyle simanın raf ömrünü de azaltmaktadır. Bu sorunların üstesinden gelebilmek amacıyla simanın likit kısmına itakonik asit ilave edilmeye ve poliakrilik asit sadece mekanik özelliklerin iyileştirilmesi amacıyla kullanılmaya başlanılmıştır. Cam iyonomer simanların fiziksel özelliklerini geliştirmek amacıyla simanın toz kısımında da çeşitli modifikasyonlar yapıldığı bilinmektedir. Bu amaçla toz kısmına eklenen elementlerden biri de çinko olmuştur. Yapılan literatür incelemesinde, cam iyonomer simanların yapısına ilave edilen çinko ile ilgili yapılan çalışmaların tümü, materyalin antikaryojenik özelliğinin arttırılmasına yönelik olmakla birlikte, ChemFil Rock'ın yapısına çinko fiziksel özelliklerini iyileştirmek amacı ile ilave edilmiştir. Simanın toz kısmı ile likidi karıştırılmaya başlandığı andan itibaren materyalde çinko salımı başlamakta ve açığa çıkan çinko poliasitlere bağlanarak sertleşme reaksiyonunu sağlamaktadır. Çinko salımını takiben materyalin toz kısmından alüminyum salımı da başlamakta ve alüminyum da poliasitlerle bağ yapmaktadır. Çinkonun poliasitler ile oluşturduğu bağın dayanıklılığının alüminyumun poliasitler ile oluşturduğu bağın dayanıklılığı ile benzer olması ve çinkonun oldukça erken dönemde sertleşme reaksiyonunu başlatması simanın geleneksel cam iyonomer simanlardan daha yüksek mekanik dayanıma sahip olmasını ve erken dönemdeki nem kontaminasyonundan daha az etkilenmesini sağlamaktadır. Ayrıca simana ilave edilen çinkonun reaktiviteyi arttırması, sertleşme sırasında oluşan çinko oksitin ağ modifikasyonuna neden olarak Si-O-Si bağını bozması ve camın asit ataklarına daha çok maruz kalmasına neden olması da materyalin mekanik özelliklerini arttırmaktadır. Toz kısmı çinko, likit kısmı itakonik asit içeren ChemFil Rock, klinik kullanıma en son giren cam iyonomer simanlardan biridir. Üretici firma tarafından ChemFil Rock'ın geleneksel cam iyonomer simanlara göre mekanik özelliklerinin daha iyi olduğu ve çinkonun erken

başlattığı sertleşme reaksiyonu sayesinde yüzey koruyucu uygulaması gerektirmediği belirtilmiştir[8-10].

Zoergiebel ve Ilie[9] yaptıkları çalışmada geleneksel cam iyonomer simanlar olan, ChemFil Rock, Riva Self Cure (SDI, Victoria, Avustralya), GC Fuji IX GP Fast ve GC Fuji IX GP Extra (GC Corporation, Tokyo, Japonya)'nın makro (esneme dayanımı, esneme modülü) ve mikro (*Vickers* sertlik değeri, *indentation* modülü) mekanik özelliklerini karşılaştırmış ve yüzey koruyucu uygulamasının, saklama ve yaşlandırma ajanları çeşitlerinin ve sürelerinin materyallerin makro ve mikro mekanik özellikleri üzerine etkilerini *in vitro* koşullarda değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda araştırmacılar, ChemFil Rock'ın makro (esneme dayanımı, esneme modülü) mekanik özelliklerinin diğer geleneksel cam iyonomer simanlardan daha iyi, mikro (*Vickers* sertlik değeri, *indentation* modülü) mekanik özelliklerinin ise daha kötü olduğunu, yüzey koruyucu uygulamanın ise ChemFil Rock'ın mikro (*Vickers* sertlik değeri, *indentation* modülü) mekanik özelliklerini etkilemese bile esneme dayanımını belirgin şekilde arttırdığı için, üretici firmanın belirttiğinin aksine ChemFil Rock için de gerekli olduğunu bildirmişlerdir.

Zoergiebel ve Ilie[8] tarafından yapılan bir başka *in vitro* çalışmada ise, yine aynı geleneksel cam iyonomer simanlar herhangi bir nedenle çekilmiş, çürüksüz, 100 adet molar dişe açılan Sınıf I kavitelere yerleştirilmiş ve saklama süresi ile yüzey koruyucu uygulanmasının simanların mikro (*Vickers* sertlik değeri, *indentation* modülü) mekanik özellikleri ve dentine bağlanmaları üzerine etkileri *in vitro* koşullarda değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda, aynı araştırmacıların yaptığı bir önceki çalışmanın bulguları ile benzer olarak, yüzey koruyucu uygulamanın, ChemFil Rock'ın mikro (*Vickers* sertlik değeri, *indentation* modülü) mekanik özelliklerini etkilemediği belirtilmiştir.

Molina ve diğerleri[106] tarafından yapılan çalışmada ChemFil Rock, EQUIA sistem (Fuji IX GP Extra+G-Coat), GC Fuji IX Gold Label ve Ketac Molar Easy Mix (3M ESPE, Seefeld, Almanya) gerilme, sıkışma ve esneme dayanımı açısından değerlendirilmiş ve sonuç olarak EQUIA sistemin diğer geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha yüksek gerilme, sıkışma ve esneme dayanımı gösterdiği belirtilmiştir.

Menne-Happ ve Ilie[107] tarafından yapılan çalışmada, ısı uygulamasının ve saklama süresinin ChemFil Rock'ın, Riva Self Cure'un, GC Fuji IX GP Fast'in, EQUIA sistemin ve Ketac Molar Aplicap (3M ESPE, Seefeld, Almanya)'ın *Vickers* sertlik değeri,

indentation modülü ve *creep* özellikleri üzerine etkileri değerlendirilmiş ve sonuç olarak *Vickers* sertlik değeri, *indentation* modülü ve *creep* değerlerinin ısı uygulaması ve saklama süresinden çok simanın yapısından etkilendiği ve ChemFil Rock' ın *Vickers* sertlik değeri, *indentation* modülü ve *creep* değerlerinin diğer simanlara göre daha düşük olduğu belirtilmiştir.

2.2. Cam İyonomer Simanların Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesi

Cam iyonomer simanların diş hekimliği klinik uygulamalarında oldukça büyük öneme sahip materyaller olduğu ve geliştirilmelerine yönelik pek çok çalışma yapıldığı bilinmektedir. Yapılan çalışmalar sonucunda ortaya çıkan materyallerin klinik uygunluğunu değerlendirebilmek amacıyla *in vivo* ve *in vitro* test yöntemlerine başvurulmaktadır. *In vivo* testler uzun zaman ve yüksek maliyet gerektirdiği ve standardizasyonu zor olduğu için araştırmacılar tarafından, etkin, çabuk sonuç veren, parametreleri değiştirilebilir ve sonuçları kıyaslanabilir olan *in vitro* testler daha fazla tercih sebebi olmuştur. *In vitro* testler, test edilecek yöntemin veya materyalin klinik uygunluğu hakkında bilgi verirken elde edilen sonuçlar klinik bulgularla bağdaştırılmalıdır. Testlerin sonucundan sağlıklı verilerin alınabilmesi için seçilen test metodunun yerine getirmesi gereken bazı şartlar bulunmaktadır. Bu şartlar[108]:

1. Sonuçları tekrarlanabilir olmalı,
2. Testin sonuçlarını etkileyebilecek parametreler bilinmeli,
3. Ölçülen değerlerin değişkenliği kabul edilebilir sınırlar içerisinde olmalı,
4. Ölçümün yapılacağı cihaz, planlanan test için uygun olmalı ve ölçüm yapılmaya başlanmadan önce kalibre edilmelidir.

Cam iyonomer simanların fiziksel özelliklerinin restorasyonun başarısı açısından oldukça önemli olduğu bilinmektedir. Fiziksel özelliklerinin geliştirilmesine yönelik yapılan çalışmaların sonucunda, cam iyonomer simanların dezavantajları azaltılarak kullanım alanları genişletilmiştir. Bu amaçla yapılan çalışmalarda, simanın birçok fiziksel özelliği farklı test metodları ile değerlendirilmiştir. Araştırmacılar için, simanın hangi özelliğinin hangi yöntem ile değerlendirileceğini belirlemek oldukça önem taşımaktadır. Bu noktada cam iyonomer simanların fiziksel özelliklerinin ve bu özellikleri değerlendirirken kullanılan test metodlarının iyi bir şekilde bilinmesi ve analiz edilmesi gerekmektedir[85,109].

2.2.1. Su emilimi ve çözünürlük testleri

Su emilimi ve çözünürlüğün cam iyonomer simanların klinik başarısını etkileyen önemli etkenlerden olduğu bilinmektedir. Cam iyonomer simanların sertleşmeleri tamamlanana kadar nem kontaminasyonuna oldukça hassas olduğu, bu süreçte nem kontaminasyonu gerçekleşir ise restorasyonun yüzeyinde çatlaklar ve kırıklar oluştuğu, restorasyonun dayanıklılığının azaldığı ve restorasyonun sertleşmesini tamamlayamayarak translüsentliğinin kaybolduğu bilinmektedir[34]. Su emilimi materyalin boyutunu değiştirirken, renklenmeye ve marjinal kenarlarda kırılmalara sebep olmaktadır. Çözünürlük ise restorasyonun diş yapılarıyla uyumunu bozarak klinik başarıyı olumsuz yönde etkilemektedir. Her iki olay da suyun difüzyon oranı ve suda çözünen komponentler tarafından kontrol edilmektedir. Yüksek difüzyon oranı daha hızlı su emilimine ve suda çözünen komponentlerin daha hızlı kaybına neden olmaktadır[110,111]. Cam iyonomer simanların yapısındaki su üç farklı şekilde bulunmaktadır. Silika jel yapıdan vakum ile veya materyalin 105^0C'ye kadar ısıtılması ile ayrılıp ayrılmamasına göre 'sıkı bağlı' veya 'zayıf bağlı' olarak iki ana gruba ayrılmaktadır. Zayıf bağlı suyun bir bölümü olan ve su kaybının difüzyonla gerçekleşmediği 'yüzeysel su' grubu da cam iyonomer simanların yapısında bulunmaktadır. Günümüzde kullanılan cam iyonomer simanların ağırlığının %5'ini sıkı bağlı su, %5-10'unu zayıf bağlı su oluştururken zayıf bağlı suyun da yaklaşık %3.5'unu yüzeysel su grubu oluşturmaktadır[112]. Zaman içerisinde cam iyonomer simanların yapısındaki sıkı bağlı suyun oranı, zayıf bağlı suyun oranından daha fazla olmaktadır. Bu durum materyalin dayanıklılığının artmasını sağlarken, estetik özelliklerin korunmasına ve materyalin aşırı su kaybının önlenmesine de yardımcı olmaktadır[34].

Materyalin su emilimini ve çözünürlük miktarını ölçmek için kullanılan en basit ve en etkili yöntem materyalin su içine bırakıldığında gösterdiği ağırlık değişimlerini ölçmektir.

2.2.2. Yüzey sertlik testleri

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin yapısal özelliklerinin yapılan restorasyonun klinik başarısında önemli bir faktör olduğu bilinmektedir. Restoratif materyallerin diş hekimliğini en çok ilgilendiren özelliklerinden biri de kullanılan materyalin yüzey sertlik derecesidir. Restoratif materyaller ağız içerisinde pek çok etkiye maruz kalmaktadır. Bu etkilere başarılı bir şekilde karşı koyabilmeleri yüksek yüzey sertlik değerlerine sahip olmaları ile mümkündür. Düşük yüzey sertliği, materyalin

aşınmasını arttırarak restorasyonun klinik başarısını olumsuz yönde etkilemektedir[113,114].

Yüzey sertliği, materyalin yüzeyine gelen sürekli bir batma kuvvetine karşı materyalin gösterdiği direnç olarak ifade edilmektedir. Yüzey sertlik testlerinde kullanılan test metoduna göre, çelik, tungusten karbid veya elmastan yapılmış konik, küresel, piramit veya iğne şekilli bir ucun materyale batırılmasına karşı deney materyalinin gösterdiği direnç ölçülmektedir[115]. Yüzey sertliği ile ilgili çalışmalarda çeşitli test metodlarının kullanıldığı görülmektedir. Dental materyallerin yüzey sertliklerinin ölçümlerinde en çok *Barcol*, *Shore A*, *Brinell*, *Rockwell*, *Vickers* ve *Knoop* testleri kullanılmaktadır. Bu testlerde denenecek olan materyale farklı uçlarla standart bir kuvvet veya ağırlık uygulanmakta ve bunun sonucunda materyalin üzerinde derinliği, alanı veya genişliği ölçülebilecek olan simetrik şekiller meydana gelmektedir[115]. Bu yöntemlerinin herbirinin kendine özgü avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Ancak hepsinin ortak özelliği ölçüm yapılacak materyaller üzerinde küçük simetrik çentikler oluşturmalarıdır. Bu testlerde materyallere uygulanan kuvvet 1 ile 3000kg arasında değişebilmektedir. Kullanılacak test metodunun seçimi, ölçüm yapılacak materyalin cinsine, tahmini sertlik aralığına ve ölçümü istenilen bölgenin sınırlarına göre yapılmalıdır[116,117].

Brinell yüzey sertlik testi, sertlik testlerinin içinde en eski olanı olarak bilinmektedir. Daha çok metallerin ve alaşımların sertlik tayininde kullanılmaktadır. Bu test yönteminde, 1,6mm çapında çelik veya tungten karbid bir yuvarlak uç kullanılarak materyal yüzeyine 30 saniye boyunca 123N ağırlık uygulanmakta ve materyalin yüzey sertliği, materyal üzerinde oluşan yuvarlak izin çapı ölçülerek belirlenmektedir. Geniş bir alanda sertlik tayininin yapılması istendiğinde ve materyalin ortalama sertlik değerinin belirlenmesinde iyi bir yöntem olduğu ancak dar bir alanda yüzey sertlik değeri ölçmenin mümkün olmadığı ifade edilmektedir. Birimi BHN (*Brinell Hardness Number*) olarak belirtilmektedir[115].

Rockwell yüzey sertlik testinde çelik, top veya koni şeklinde uçlar kullanılmaktadır. Sertlik tayini, materyal üzerindeki izin derinliğinin ölçülmesi ile yapılmaktadır. Viskoelastik materyallerin sertlik analizinde güvenilir bir metod olarak kullanılmaktadır. Ancak bu test yöntemi çok uzun zaman almaktadır ve kuvvet ortadan kaldırıldığında oluşan izin kaybolması riski mevcuttur. Birimi bir harf ve sayı ile ifade edilmektedir (örn: M 105). Harf, uç ile verilen yönü ifade ederken, sayı sertlik değerini vermektedir. *Brinell* ve *Rockwell* yüzey sertlik test metodlarının kırılgan materyaller için

uygun metodlar olmadığı bu nedenle de makrosertlik testleri olarak adlandırıldıkları ifade edilmektedir[118,119].

Knoop yüzey sertlik test metodunda 136° açılı, piramit şekilli bir elmas uç kullanılmaktadır. Bu ucun köşegenlerinden birinin diğerinden daha uzun olduğu bilinmektedir. Yüzey sertliğinin tayininde ise uzun olan köşegen göz önünde bulundurulmaktadır. Daha çok diş dokusu, metal ve alaşımların yüzey sertliğinin belirlenmesinde kullanılmaktadır. Bu yöntemin en büyük dezavantajları ise örneklerin yüzeylerinin çok iyi bir şekilde polisajlanmasının gerektiği ve yüzeylerinin düz olmasının gerekliliğidir, ayrıca testin uzun sürmesi de bu test yönteminin dezavantajları arasındadır. Birimi KHN (*Knoop Hardness Number*) olarak ifade edilmektedir[115,119].

Vickers yüzey sertliği test metodunda da *Knoop* testinde olduğu gibi 136° açılı, piramit şekilli bir elmas uç kullanılmaktadır. Ancak *Vickers* testinde kullanılan ucun köşegenlerinin eşit oluğu bilinmektedir. Piramit şeklindeki uç, belirli bir yükle materyal yüzeyine batırılmakta ve yük kaldırıldıktan sonra materyalin yüzeyinde kare veya piramit şeklinde bir çentik meydana gelmektedir. Materyalin yüzey sertliği ise oluşan çentiğin köşegenlerinin ortalaması hesaplanarak bulunmaktadır. Bu ölçüm, cihaza ilave edilmiş bir mikroskop ekranındaki hareketli iki cetvel yardımıyla, köşegen uzunluklarının ayrı ayrı ölçülüp ortalama alınmasıyla yapılmaktadır[119,120]. Bu testte, 1 ile 120kg arasında kuvvet uygulanabilmektedir. Bu yöntemin özellikle dar alanların ve çok sert materyallerin yüzey sertliğinin belirlenmesinde güvenilir bir yöntem olduğu belirtilmektedir. Biriminin *Vickers Hardness Number* (VHN) olduğu bilinmektedir. VHN, kg olarak ifade edilen deney yükünün mm^2 olarak ifade edilen iz alanına bölümüdür ve aşağıdaki yöntemle hesaplanmaktadır[115] (Eş. 2.1):

$$VHN = 1.8544 \times F / d^2 \qquad (2.1)$$

(F: Uygulanan kuvvet, d: İz alanı)

Knoop ve *Vickers* yüzey sertlik testleri, mikrosertlik testleri olarak adlandırılmaktadır.

2.2.3. Yüzey pürüzlülüğü testleri

Yüzey pürüzlülüğü, zaman içerisinde restoratif materyallerde meydana gelen ve restorasyonun başarısını, dayanıklılığını ve kalitesini azaltarak restorasyonun görüntüsünde bozulmalara yol açan bir olgu olarak tanımlanmaktadır. Çiğneme hareketleri sırasında dişlere gelen okluzal stresler ve travmalar, diş macunlarının ve diş fırçalamanın abraziv etkileri gibi faktörlerin yanı sıra, restorasyonların polisajlarının iyi

yapılmamış olması, ağız ortamına devamlı olarak soğuk-sıcak yiyecek ve içeceklerin alınması, yiyecek ve içeceklere bağlı asidik erozyon gibi etkenler de yüzey pürüzlülüğünü arttıran diğer faktörler arasında bulunmaktadır. Yüzey pürüzlülüğü, restorasyonda meydana gelen plak birikimini ve renk değişimini arttırmakta, restorasyonun aşınmasını kolaylaştırmakta ve parlaklığını azaltmaktadır. Bunun yanı sıra, restorasyonlardaki pürüzlü yüzeyler, ayrıca dili rahatsız ederek hasta konforunu da etkilemekte ve okluzal kontakt alanlarında yer alan karşıt dişlerin minesinde de aşınmalara yol açabilmektedir[116,121-123].

Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde elektriksel cihazlar, ışık interferans mikroskopları, yüzey kopyalama, kadranlı derinlik cihazı ve profilometre cihazı kullanılmaktadır[124].

Yüzey pürüzlülüğünün in vitro değerlendirmelerinde profilometre cihazı en sık kullanılan yöntem olarak bilinmektedir. Cihazın ucu test örneklerinin yüzeyinden temas ederek geçmekte ve geçtiği çizgi üzerindeki beş noktanın ortalama yüzey pürüzlülüğü değerini mikrometre cinsinden rakamsal olarak vermektedir. Belirli bir ölçüm mesafesindeki tüm yüzey düzensizliklerinin aritmetik ortalamasını Ra değeri, 5 tane en yüksek ve 5 tane en alçak noktanın ortalamasını Rz değeri, belirli ölçüm mesafesindeki en alçak ve en yüksek noktalar arasındaki mesafeyi ise Rmax değeri ifade etmektedir. Ayrıca Ra değerinin, girinti ve çıkıntıların yüksekliğine bağlı olmadığı belirtilmektedir. Pürüzlülük ölçümlerinden elde edilen sonuçların, materyalin çeşidi, yumuşaklığı, materyalin yapısında boşlukların bulunması, ölçüm yapacak cihazın yüzey işaretleyicisinin şekli gibi bir çok faktöre bağlı olduğu bildirilmiştir[124,125].

2.2.4. Çinko salım testleri

Cam iyonomer simanlar ile ilgili yapılan çalışmalarda, materyalin antikaryojenik etkinliğini[2,126] ve fiziksel dayanımını arttırmak[9,107] amacı ile simanın yapısına çinko ilave edildiği belirtilmiştir. Bu nedenle de cam iyonomer simanlardan açığa çıkan çinko iyonunun miktarının tayini önem kazanmıştır.

Çinko salımının ölçümünde indüktif eşleşmiş plazma-optik emisyon spektrofotometri (ICP-OES) ve atomik absorbsiyon spektrofotometre (AAS) en sık kullanılan cihazlardır. Atomik absorbsiyon spektrofotometre, alev içinde bulunan bir atom türünün başka kaynaktan alev içerisine gönderilen kendine özgü dalga boyundaki ışın demetini kısmen absorblayan ve geride kalan karakteristik ışın demetinin azalma derecesini ölçen cihaz olarak tanımlanmakta ve elementel analizlerde kullanılan önemli

bir araç olarak ifade edilmektedir. Örnekte aranan elementler, o elemente has dalga boyundaki ışığı soğurması yardımıyla bulunmaktadır. Katot lambada, aranan elementin dalga boyu genelde elementin kendisinin uyarılması ile elde edildiği için, örnekteki miktarlar hakkında kesin sonuçlar verebilmektedir. Genellikle metaller için kullanılmaktadır[127,128].

2.2.5. Fluorid salım ve geri alım testleri

Cam iyonomer simanlar, fluorid salım ve geri alım özelliği bulunan restoratif materyallerin başında gelmektedir. Fluorid salım ve geri alım özelliği, cam iyonomer simanlara, çevre dokularda çürük oluşumunu önleme ve remineralizasyon sağlama özelliği katmaktadır. Bu nedenle cam iyonomer simanların fluorid salım miktarlarının ve geri alım kapasitelerinin bilinmesi oldukça önem taşımaktadır.

Materyallerden açığa çıkan fluorid miktarının ölçümü için bugüne kadar titrimetri, spektrofotometri ve iyon kromatografisi gibi yöntemler kullanılmıştır. Bu yöntemlerin arasında diğerlerine göre daha sık kullanılan yöntem iyon kromotografisidir. İyon kromatografisi metodu, karışımlardaki kimyasal bileşiklerin ayrılması, tanınması ve tayini için kullanılan bir analitik metod olarak bilinmektedir. Bu yöntemde çalışma düzeneği temel olarak sabit faz ve hareketli fazdan oluşmaktadır. Hareketli fazın içerisinde yer alan bileşenler, sabit faza ait dolgu maddesiyle etkileşmeleri sebebiyle bir süre tutulmaktadırlar. Bu tutulma, örnekteki farklı bileşenler için farklı derecelerde ve sürelerde meydana gelmektedir. Böylece bileşenler sabit fazın sonlarına doğru, farklı hızlarda ilerledikleri için, birbirlerinden ayrılmış şekilde sabit fazı farklı zamanlarda terk etmektedirler. Bu şekilde sabit fazdan çıkan bileşenlerin derişimleri uygun bir biçimde ölçülmekte ve zamana veya hareketli fazın kullanılan hacmine karşı y-ekseninde işaretlenerek "kromatogram" denilen grafikler elde edilmektedir[129,130]. Bahsedilen bu yöntemin haricinde 1966 yılında M.S Frant ve J.V Ross tarafından geliştirilen fluor iyonu seçici elektrodu (İSE) günümüzde fluorid miktarının belirlenmesinde en sık kullanılan yöntem olmuştur[129]. İSE yöntemi, özellikle sulu çözelti içerisindeki anyonların ve katyonların analizinde tercih edilen ve diş hekimliğinde fluor iyonu tespitinde yaygın olarak kullanılan analiz yöntemlerindendir. Bu yöntemin, iyon seçici bir elektrot vasıtasıyla direkt potansiyometrik ölçümlerin alındığı elektroanalitik bir yöntem olduğu bilinmektedir. Bu yöntemde temel prensip, analit içerisine yerleştirilen bir indikatör elektrot ile referans elektrot arasında oluşan potansiyel farkının ölçülmesi esasına dayanmaktadır. Elektrotların geçirgenliği membran olarak tarif edilen bir zar tarafından

gerçekleşmektedir. Membran, miktarı ölçülecek olan iyon için aktif, diğer iyonlar için ise inaktif olmalıdır[131].

Fluor iyonu pH'nın 5'in üzerinde olduğu ortamlarda tam olarak iyonize edilebilmektedir. Ancak elektrot bu pH'da hidroksit iyonu gibi başka iyonları da tespit ederek yanlış sonuçlar verebilmektedir. Fluorid ölçümü için uygun ortamı sağlamak ve sonuçların doğru alınabilmesi için Ortamın iyon şiddetini ayarlayan tampon (TISAB) çözeltisi kullanılmaktadır. TISAB çözeltisi, deiyonize suda çözünmüş *cyclohexylenedinitrilotetraacetate* (CDTA), sodyum hidroksit, sodyum klorid ve asetik asitten oluşmaktadır. TISAB çözeltisi, çözeltinin iyonik şiddeti ayarlamak, pH'sını düzenlemek ve çözelti içindeki kompleks yapan ajanların etkilerini gidermek amacıyla kullanılmaktadır. TISAB I, II, III ve IV solüsyonları diş hekimliğinde en sık kullanılan solüsyonlar olarak bilinmektedir. Uygun solüsyonu seçmek için ölçüm yapılacak örneğin komponentleri iyi bilinmelidir. TISAB I solüsyonu, örneğin içerisinde yüksek konsantrasyonlarda magnezyum, kalsiyum, klorid, nitrat, sülfat ve fosfat varlığında; TISAB II solüsyonu, örneğin içerisinde yüksek konsantrasyonlarda demir ve silikat varlığında; TISAB III solüsyonu, örneğin içerisinde fazla miktarda alüminyum varlığında; TISAB IV solüsyonu ise örneğin içerisinde fazla miktarda kalay varlığında kullanılmaktadır[132,133].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırmada; yeni geliştirilen, kapsül formunda, çinko içerikli geleneksel bir cam iyonomer siman olan ChemFil Rock (Dentsply De-Trey, Konstanz, Almanya) (Resim 3.1) ile kapsül formunda geleneksel bir cam iyonomer siman olan Fuji IX GP Normal (GC Corporation, Tokyo, Japonya)'in (Resim 3.2) *in vitro* şartlarda su emilimi ve suda çözünme özelliklerinin, mikrosertliklerinin, yüzey pürüzlülüklerinin, çinko salımlarının ve fluorid salım ve geri alım kapasitelerinin karşılaştırılması ayrıca nanodolduruculu, ışıkla sertleşen bir yüzey koruyucu olan Equia-Coat (GC Corporation, Tokyo, Japonya) (Resim 3.3) kullanımının bu özellikler üzerine etkilerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Materyal içerikleri Çizelge 3.1'de gösterilmektedir.

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri

MATERYAL	TOZ	LİKİT	ÜRETİCİ FİRMA
Fuji IX	Floroaluminosilikat cam, poliakrilik asit tozu, polibazik karboksilik asit, pigment	Poliakrilik asit, polibazik karboksilik asit, tartarik asit, distile su	GC Corporation, Tokyo, Japonya
ChemFil Rock	Kalsiyum-alüminyum-çinko-floro-fosfor-silikat cam, demir oksit ve titanyum dioksit pigmentleri	Polikarboksilik asit, itakonik asit, tartarik asit, su	Dentsply De-Trey, Konstanz, Almanya
Equia-Coat	Metilmetakrilat, üretan metakrilat, kamforokinon, silikon dioksit, fosforik ester monomeri		GC Corporation, Tokyo, Japonya



Resim 3.1. Çinko içerikli geleneksel cam iyonomer siman ChemFil Rock (Dentsply De-Trey, Konstanz, Almanya)



Resim 3.2. Geleneksel cam iyonomer siman GC Fuji IX GP Normal (GC Corporation, Tokyo, Japonya)



Resim 3.3. Nanodolduruculu, ışıkla sertleşen yüzey koruyucu Equia-Coat (GC Corporation, Tokyo, Japonya)

Bu tez çalışmasında 4 adet deney grubu oluşturuldu. Bunlar;

Grup 1 (G1) : GC Fuji IX GP Normal 10 saniye amalgamatörde karıştırıldıktan sonra her test için ayrı olarak hazırlanan kalıplara yerleştirildi ve sertleşmesi için 10 dakika beklendi.

Grup 2 (G2) : GC Fuji IX GP Normal 10 saniye amalgamatörde karıştırıldıktan sonra her test için ayrı olarak hazırlanan kalıplara yerleştirildi ve sertleşmesi için 10 dakika beklendi. Materyalin yüzeylerine aplikatör yardımıyla Equia-Coat sürüldü ve her yüzey ayrı ayrı 20 saniye boyunca görünür ışık kaynağı LED LCU (Elipar Freelight, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) ile polimerize edildi.

Grup 3 (G3) : ChemFil Rock 10 saniye amalgamatörde karıştırıldıktan sonra her test için ayrı olarak hazırlanan kalıplara yerleştirildi ve sertleşmesi için 10 dakika beklendi.

Grup 4 (G4) : ChemFil Rock 10 saniye amalgamatörde karıştırıldıktan sonra her test için ayrı olarak hazırlanan kalıplara yerleştirildi ve sertleşmesi için 10 dakika beklendi. Materyalin yüzeylerine aplikatör yardımıyla Equia-Coat sürüldü ve her yüzey ayrı ayrı 20 saniye boyunca görünür ışık kaynağı LED LCU ile polimerize edildi.

3.1. Su Emilimi ve Çözünürlük Testi

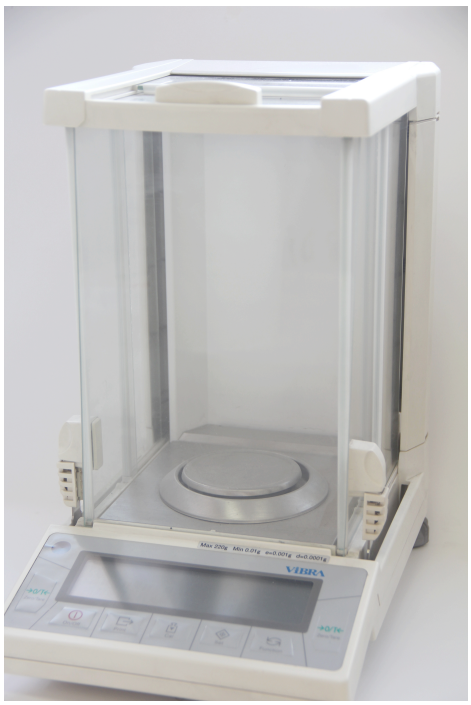
Çalışmada kullanılan materyallerin su emilimini ve çözünürlüğünü değerlendirmek amacı ile materyaller üretici firmaların önerileri doğrultusunda hazırlanarak 1mm derinliğinde 15mm çapında silindirik metal kalıplara yerleştirildi ve her gruptan 17 adet test örneği elde edildi. Tüm materyallerin içerisine sertleşmeleri tamamlanmadan önce naylon ip yerleştirildi ve sertleşmeleri sırasında kalıbın alt ve üst kısmına yerleştirilen siman camı ile basınç uygulanarak hava kabarcıklarının oluşması engellendi ve kalıplardan taşan fazla materyaller uzaklaştırıldı. Materyallerin sertleşmesi tamamlandıktan sonra örnekler kalıplardan çıkarıldı ve G2 ve G4'teki örneklerin tüm yüzeylerine Equia-Coat uygulandı ve poimerize edildi. Materyallerin atmosferden aldıkları suyu uzaklaştırmak için örnekler 1 saat etüvde bırakıldı. Bir saatin sonunda etüvden çıkarılan örneklerin, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı'nda bulunan, 0,0001g doğruluk (hassasiyet) derecesine sahip tartı (Shinko, Japonya) (Resim 3.4) ile ağırlıkları ölçüldü. Her bir örnek için üçer kez ölçüm yapıldı ve ortalaması alınarak başlangıç ağırlıkları tespit edildi. Daha sonra örnekler, 50ml distile su ile dolu kapalı plastik kaplara naylon iple asıldı ve 24- saat 37^{o}C'de etüvde bırakıldı. 24.-saatin sonunda örnekler sudan çıkarıldı, distile suyla yıkandı, kurutma kağıdıyla

kurutulup üçer kez tartıldı ve ortalaması alınarak elde edilen sonuçlar kaydedildi. Sonrasında plastik kaplar içerisinde kuru olarak 24- saat 37^{o}C'de etüvde bırakıldı ve etüvden çıkarılıp yeniden üçer kez tartıldı ve ortalaması alınarak elde edilen sonuçlar kaydedildi. Aynı işlemler 48-, 72- ve 168- saatlik periyodlarda tekrarlandı. Materyalin su emilimi ve çözünürlük miktarları aşağıdaki formüllerle hesaplandı (Eş.3.1);

Çözünürlük %= kuru ağırlık − başlangıç ağırlığı / başlangıç ağırlığı x 100

Su Emilimi %= ıslak ağırlık – kuru ağırlık / kuru ağırlık x 100 (3.1)

Sonuçlar; SPSS 20.0 paket programı (SPSS Inc., Chicago, ABD) kullanılarak Bonferroni düzeltmeli Kruskal Wallis H testi ve grupların kendi içlerinde farklı zamanlarda ölçülen değerleri Wilcoxon Sign testi kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirildi ($p<0.05$).

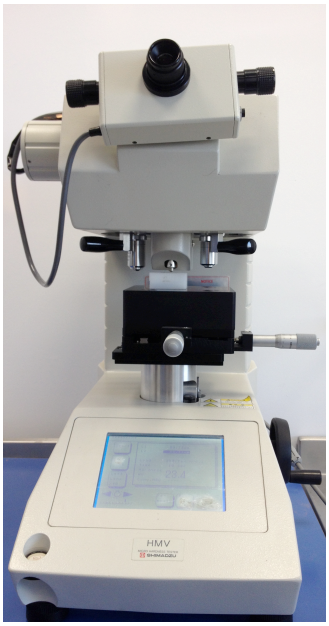


Resim 3.4. Hassas tartı cihazı (Shinko, Japonya)

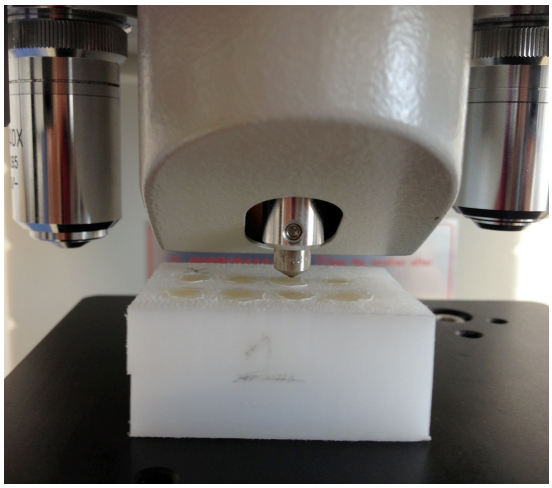
3.2. Mikrosertlik Testi

Çalışmanın mikrosertlik testinde materyaller üretici firmaların önerileri doğrultusunda hazırlanarak 2mm derinliğinde 4mm çapında silindirik polieter kalıplara yerleştirildi ve her gruptan 8 adet test örneği elde edildi. Üzerlerine Mylar strip bant kapatılan örneklere siman camı ile basınç uygulanarak hava kabarcıklarının oluşması engellendi ve kalıplardan taşan fazla materyaller uzaklaştırıldı. Materyallerin sertleşmesi tamamlandıktan sonra G2 ve G4'teki örneklerin ölçüm yapılacak yüzeylerine Equia-Coat uygulandı ve polimerize edildi. Örnekler distile su içeren plastik kaplarda 37^{o}C'de 24-saat ve 168- saat bırakıldı. Ölçüm yapılmadan önce örnekler distile su ile hafifçe yıkanarak kurutma kağıdıyla kurutuldu. Örneklerin mikrosertlik değerlerini ölçmek için, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'nda bulunan, *Vickers* test cihazı (HMV, Shimadzu Corporation, Tokyo, Japonya) (Resim 3.5) ile 10 saniye 100g kuvvet uygulandı (Resim 3.6). *Vickers* sertlik testinde kullanılan cihazın ucu ve oluşturduğu şekil[134] ve *Vickers* sertlik testinde oluşan şeklin görüntüsü[134] sırası ile Resim 3.7 ve 3.8'de gösterilmiştir. Her bir örnek için ölçümler üçer kez tekrarlandı ve ortalamaları alınarak elde edilen sonuçlar *Vickers Hardness Number* (VHN) cinsinden kaydedildi.

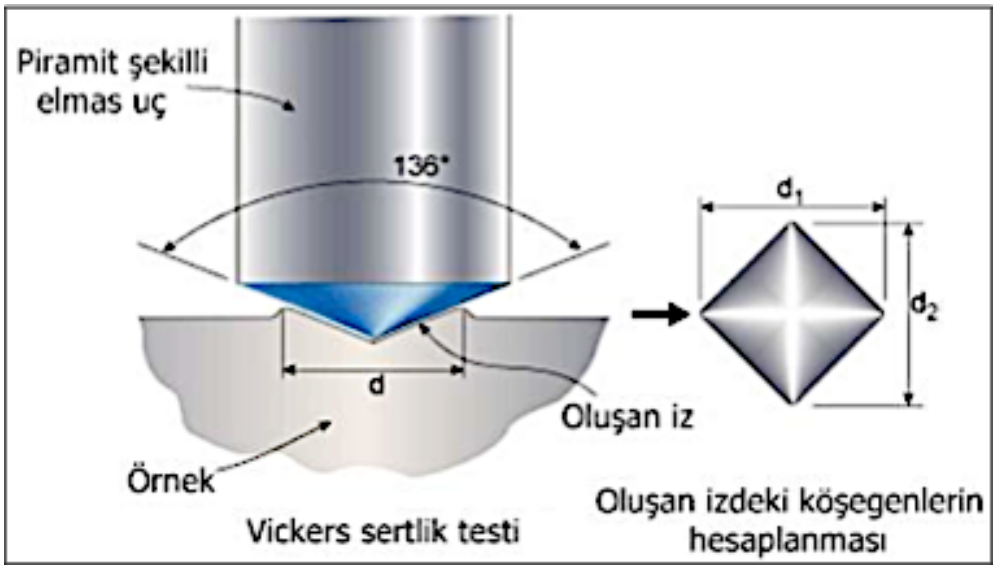
Sonuçlar; SPSS 20.0 paket programı (SPSS Inc., Chicago, ABD) kullanılarak Bonferroni düzeltmeli Kruskal Wallis H testi ve grupların kendi içlerinde farklı zamanlarda ölçülen değerleri Wilcoxon Sign testi kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirildi ($p<0.05$).



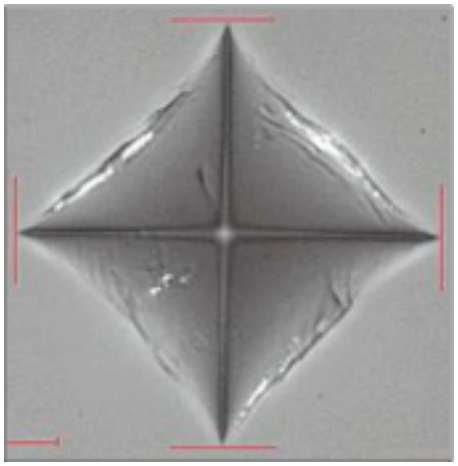
Resim 3.5. Vickers mikrosertlik test cihazı (HMV, Shimadzu Corporation, Tokyo, Japonya)



Resim 3.6. Mikrosertlik deneyinin yapım aşaması



Resim 3.7. Vickers sertlik testinde kullanılan cihazın ucu ve oluşturduğu şekil[134]

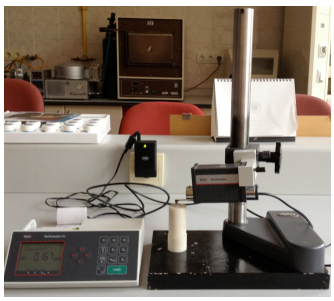


Resim 3.8. Vickers sertlik testinde oluşan şeklin görüntüsü[134]

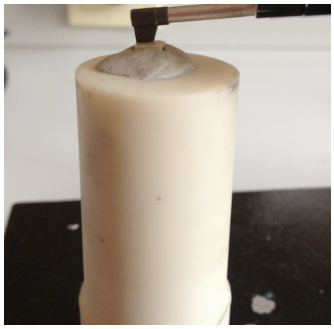
3.3. Yüzey Pürüzlülüğü Testi

Çalışmanın yüzey pürüzlülüğü testinde materyaller üretici firmaların önerileri doğrultusunda hazırlanarak 3x3x2mm boyutlarında metal kalıplara yerleştirildi ve her gruptan 24 adet test örneği elde edildi. Üzerlerine Mylar strip bant kapatılan örneklere siman camı ile basınç uygulanarak hava kabarcıklarının oluşması engellendi ve kalıplardan taşan fazla materyaller uzaklaştırıldı. Materyallerin sertleşmesi tamamlandıktan sonra örnekler kalıplardan çıkarıldı ve G2 ve G4'teki örneklerin tüm yüzeylerine Equia-Coat uygulandı ve polimerize edildi. Daha sonra örnekler distile su içeren plastik kaplarda 37^{o}C'de 24- saat ve 168- saat bırakıldı. Ölçüm yapılmadan önce örnekler distile su ile hafifçe yıkanarak kurutma kağıdıyla kurutuldu. Örneklerin 24.- ve 168.- saatteki yüzey pürüzlülüğü ölçümleri, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda bulunan, uç çapı 5µm olan bir profilometre cihazı (Perthometer; Mahr GmbH, Göttingen, Almanya) (Resim 3.9) kullanılarak gerçekleştirildi. Örneklerin Ra değerleri 0,25x5mm lik alanda ölçüldü (Resim 3.10). Her bir örnek için ölçümler üçer kez tekrarlandı ve ortalamaları alınarak elde edilen sonuçlar Ra cinsinden kaydedildi.

Sonuçlar; SPSS 20.0 paket programı (SPSS Inc., Chicago, ABD) kullanılarak Bonferroni düzeltmeli Kruskal Wallis H testi ve grupların kendi içlerinde farklı zamanlarda ölçülen değerleri Wilcoxon Sign testi kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirildi ($p<0.05$).



Resim 3.9. Yüzey pürüzlülüğü test cihazı (Perthometer; Mahr GmbH, Göttingen, Almanya)

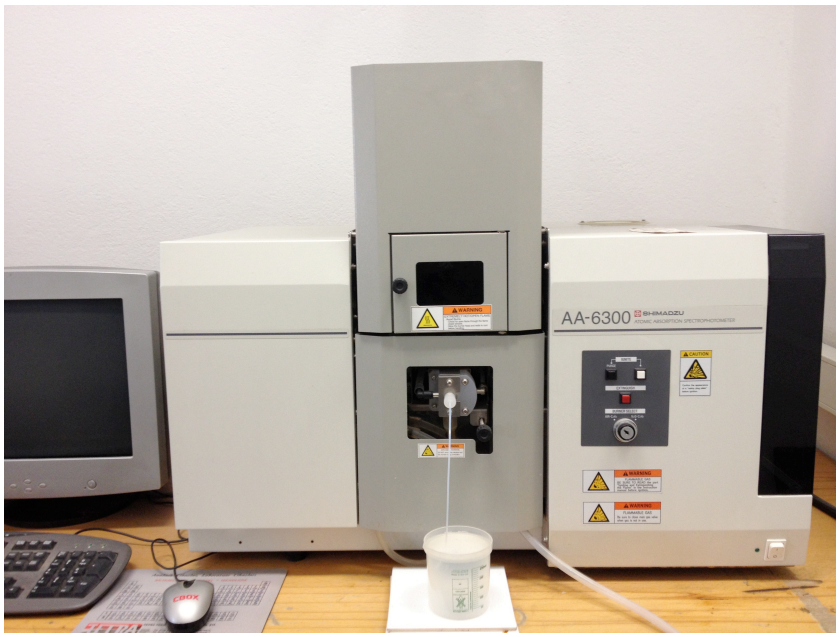


Resim 3.10. Yüzey pürüzlülüğü deneyinin yapım aşaması

3.4. Çinko Salım Testi

Çalışmada kullanılan materyallerden açığa çıkan çinko miktarını ölçmek için materyaller üretici firmaların önerileri doğrultusunda hazırlanarak 2mm derinliğinde 10mm çapında silindirik metal kalıplara yerleştirildi ve her gruptan 10 adet test örneği elde edildi. Örneklere siman camı ile basınç uygulanarak hava kabarcıklarının oluşması engellendi ve kalıplardan taşan fazla materyaller uzaklaştırıldı. Materyallerin sertleşmesi tamamlandıktan sonra örnekler kalıplardan çıkarıldı ve G2 ve G4'teki örneklerin tüm yüzeylerine Equia-Coat uygulandı ve polimerize edildi. Örnekler 37^0C'de 15ml *Milli Q Water* içeren plastik kaplara tek tek yerleştirildi. 10 dakika sonra örnekler kaplardan çıkarıldı, *Milli Q Water* ile yıkandı ve yeniden 15ml *Milli Q Water* içeren plastik kaplara yerleştirildi. Örneklerin konulduğu 15ml lik *Milli Q Water* ölçüm için saklandı. Bu prosedür, 10.- dk., 3.-, 24.-, 48.-, 72.- ve 168.- saatlerde tekrarlandı. Örneklerin bu su içinde saldıkları çinko miktarları, Orta Doğu Teknik Üniversitesi Kimya Mühendisliği Bölümü'nde bulunan, atomik absorbsiyon spektrofotometre cihazı (AA-6300; Shimadzu Scientific Instruments, Columbia, MD, ABD) (Resim 3.11) kullanılarak ölçüldü. Her bir örnek için ölçümler üçer kez tekrarlandı ve ortalamaları alınarak elde edilen sonuçlar ppm cinsinden kaydedildi.

Sonuçlar; SPSS 20.0 paket programı (SPSS Inc., Chicago, ABD) kullanılarak Bonferroni düzeltmeli Kruskal Wallis H testi ve grupların kendi içlerinde farklı zamanlarda ölçülen değerleri Wilcoxon Sign testi kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirildi ($p<0.05$).

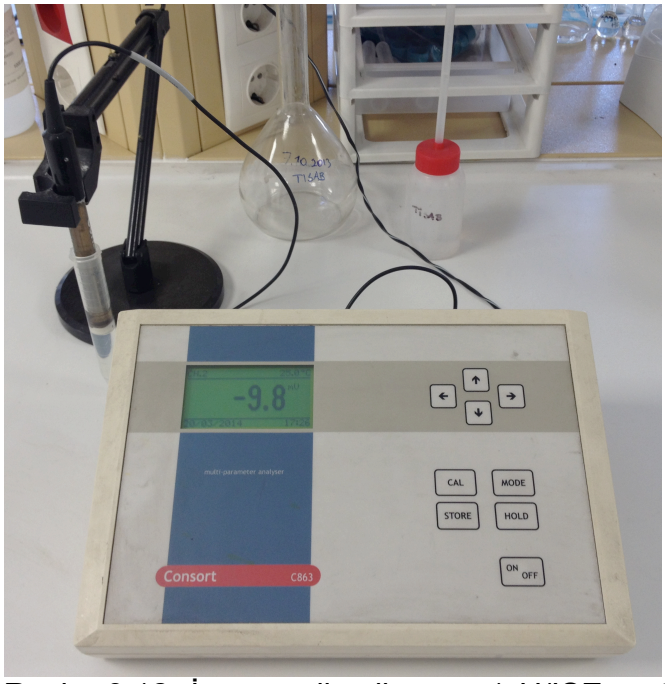


Resim 3.11. Atomik absorbsiyon spektrofotometre cihazı (AA-6300; Shimadzu Scientific Instruments, Columbia, MD, ABD)

3.5. Fluorid Salım ve Geri Alım Testi

Çalışmada kullanılanılan materyallerin fluorid salım ve geri alım kapasitelerini ölçmek amacı ile materyaller üretici firmaların önerileri doğrultusunda hazırlanarak 3mm derinliğinde 9mm çapında silindirik metal kalıplara yerleştirildi ve her gruptan 10 adet test örneği elde edildi. Örneklere siman camı ile basınç uygulanarak hava kabarcıklarının oluşması engellendi ve kalıplardan taşan fazla materyaller uzaklaştırıldı. Materyallerin sertleşmesi tamamlandıktan sonra örnekler kalıplardan çıkarıldı ve G2 ve G4'teki örneklerin tüm yüzeylerine Equia-Coat uygulandı ve polimerize edildi. Gruplardaki tüm örnekler, %100 nemli ortamda 37ºC'de 1- saat süreyle bekletilmelerinin ardından 8ml distile deiyonize su içeren plastik kaplara tek tek yerleştirilerek çalkalanmadan 37ºC'de 24- saat etüve koyuldu. 1- gün sonra örnekler plastik kaplardan uzaklaştırılarak 2ml distile deiyonize su ile yıkanarak yeniden 8ml distile deiyonize su içerisinde saklandı. Saklama için ilk kullanılan 8ml ile yıkama için kullanılan 2ml distile deiyonize su toplanarak fluorid konsantrasyonunun belirlenmesi için analiz edildi. Bu prosedür, 2.-, 7.-, 14.-, 21.- ve 28.- günlerde tekrarlandı. Toplam 10ml'lik her solüsyonun 3ml'si alınarak fluorid konsantrasyonu belirlendi. 28- günlük periyodun ardından, örnekler 2ml distile deiyonize su ile yıkanarak daha sonra örneklere oda sıcaklığında 5 dakika süreyle %0,221'lik NaF (1000 ppm F) uygulandı. Fluorid uygulandıktan sonra örnekler yıkanarak tekrar 8 ml distile deiyonize suya atıldı. Bu prosedürler devamlı olarak 29.- günden 42.- güne kadar 14- gün boyunca tekrarlandı Bu işlem sonrası 42.- günde analiz yapıldı. 14- günlük fluorid uygulamasının ardından örnekler 7- gün süreyle 8ml distile deiyonize suda saklandı ve her gün 2ml distile deiyonize su ile yıkandı. Fluorid ölçümleri, 3ml saklama solüsyonu 0,3ml TISAB II tamponlama solüsyonu ile karıştırılarak, Gazi Üniversitesi Eczacılık Fakültesi Analitik Kimya Anabilim Dalı'nda bulunan, iyon analiz cihazına (pH/ISE meter, model 710A/Consort, Turnhout, Belçika) bağlı iyon-spesifik elektrot (96-09BN/Orion, Beverly, ABD) (Resim 3.12) kullanılarak analiz edildi (Resim 3.13). Her bir örnek için ölçümler üçer kez tekrarlandı ve ortalamaları alınarak elde edilen sonuçlar $\mu g/cm^2$ cinsinden kaydedildi.

Sonuçlar; SPSS 20.0 paket programı (SPSS Inc., Chicago, ABD) kullanılarak Bonferroni düzeltmeli Kruskal Wallis H testi ve grupların kendi içlerinde farklı zamanlarda ölçülen değerleri Wilcoxon Sign testi kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirildi ($p<0.05$).



Resim 3.12. İyon analiz cihazına (pH/ISE meter, model 710A) bağlı iyon seçici elektrot (96-09BN)



Resim 3.13. Örneklerden açığa çıkan fluorid miktarının ölçümü

4. BULGULAR

4.1. Su Emilimi ve Çözünürlük Testi

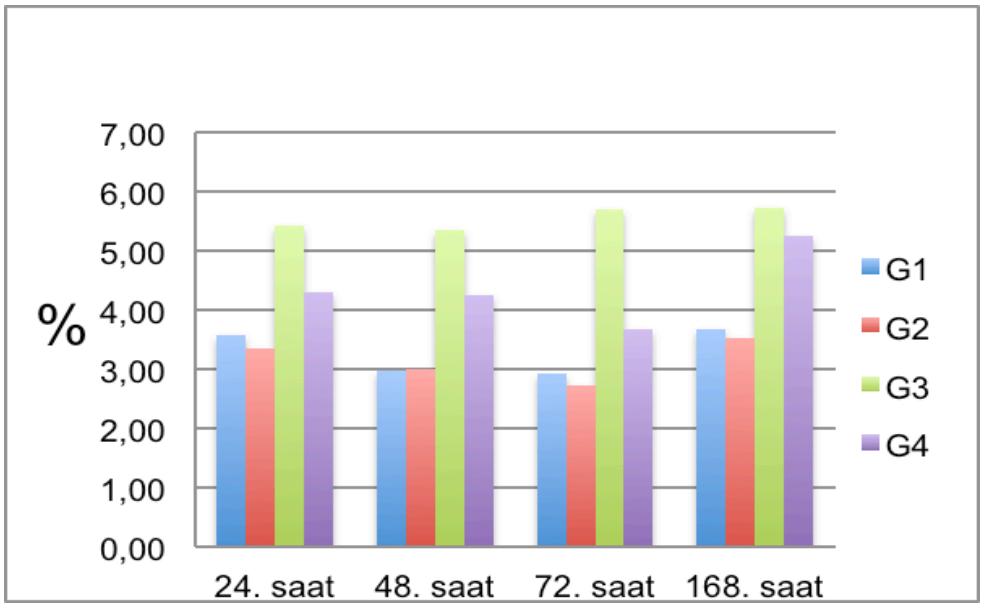
Materyallerin su emilimi değerleri Çizelge 4.1. ve Şekil 4.1.'de gösterilmektedir. Çalışmada kullanılan tüm materyallerin bütün test periyodlarında su emilimi yaptığı saptandı.

Su emilimi ile ilgili bulgular değerlendirildiğinde G3 ve G4'ün tüm saatlerdeki su emilimi miktarlarının G1 ve G2'ye göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu tespit edildi ($p<0,05$). G1 ve G2'nin 24.- saatteki su emilimi miktarları, 48.- ve 72.- saatteki su emilimi miktarları ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilirken ($p<0,05$) 168.- saatteki su emilimi miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmedi ($p>0,05$). G3'ün 24.- saatteki su emilimi miktarları, 48.- ve 72.- saatteki su emilimi miktarları ile istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermezken ($p>0,05$) 168.- saatteki su emilimi miktarları, 24.- saatteki su emilimi miktarlarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p<0,05$). G4'ün ise, 24.- ve 48.- saatler arasında su emilimi miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemekle birlikte ($p>0,05$), 72.- saatteki su emilimi miktarlarının 24.- saatteki su emilimi miktarlarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu ($p<0,05$), 168.- saatteki su emilimi değerlerinin ise 24.- saatteki su emilimi değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu görülmektedir ($p<0,05$).

Çizelge 4.1. Tüm deney gruplarının 24.- 48.- 72.- ve 168.- saatlerdeki su emilimi değerlerinin (%) ortalaması

	24. saat	48. saat	72. saat	168. saat
G1	$3,58\pm0,34^{Aa}$	$2,98\pm0,70^{Ab}$	$2,91\pm0,20^{Ab}$	$3,67\pm0,20^{Aa}$
G2	$3,34\pm0,40^{Aa}$	$2,99\pm0,27^{Ab}$	$2,72\pm0,27^{Ac}$	$3,51\pm0,19^{Aa}$
G3	$5,42\pm0,45^{Bac}$	$5,35\pm0,51^{Ba}$	$5,70\pm0,80^{Bcd}$	$5,72\pm0,60^{Bd}$
G4	$4,30\pm0,34^{Ca}$	$4,25\pm0,44^{Ca}$	$3,67\pm0,29^{Cb}$	$5,24\pm0,37^{Cc}$

Aynı sütun içerisinde farklı büyük harf istatistiksel anlamlılığı, aynı satır içerisinde farklı küçük harf istatistiksel anlamlılığı ifade etmektedir ($p<0,05$) (n=17).



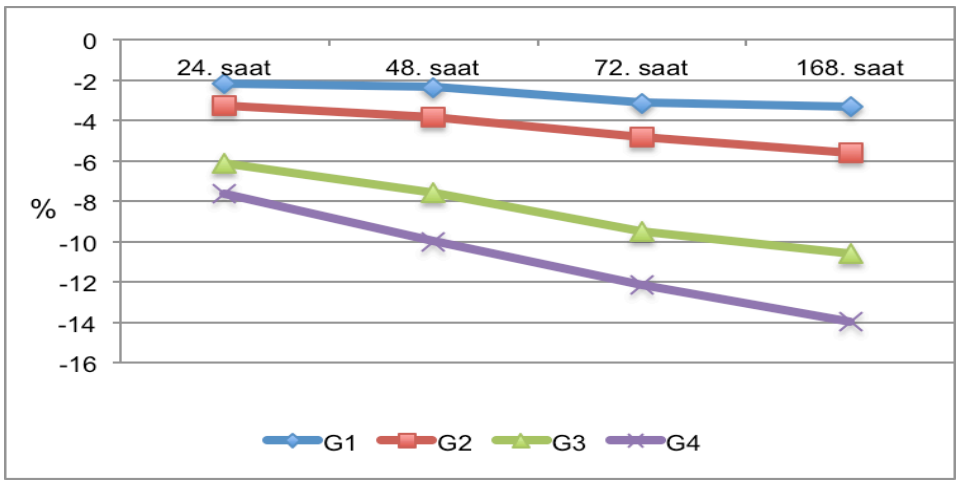
Şekil 4.1. Tüm deney gruplarının 24.- 48.- 72.- ve 168.- saatlerdeki su emilimi değerlerinin görünümü

Çözünürlük değerleri Çizelge 4.2. ve Şekil 4.2.'de gösterilmektedir. Çalışmada kullanılan tüm materyallerin bütün test periyodlarında su emilimi yaptığı saptandı. Çözünürlük ile ilgili bulgular değerlendirildiğinde ise G1 ve G3'ün 24.- saatteki çözünürlük değerleri, G1 ve G3'ün G2 ve G4'e göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olduğu bulundu ($p<0,05$). Ayrıca 24.- saatteki en yüksek çözünürlük değeri G3'te gözlendi ($p<0,05$). G2'nin tüm zaman aralıklarında istatistiksel olarak anlamlı derecede en düşük çözünürlük değeri gösterdiği tespit edildi ($p<0,05$). Gruplar kendi aralarında değerlendirildiğinde ise 24.- saatteki çözünürlük değerlerinin diğer zamanlardaki ölçümlere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük ($p<0,05$), 168.- saatteki çözünürlük değerlerinin ise diğer zamanlardaki ölçümlere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu saptandı ($p<0,05$).

Çizelge 4.2. Tüm deney gruplarının 24.- 48.- 72.- ve 168.- saatlerdeki çözünürlük değerlerinin (%) ortalaması

	24. saat	**48. saat**	**72. saat**	**168. saat**
G1	$-2,19\pm0,50^{Aa}$	$-2,36\pm0,49^{Ab}$	$-3,13\pm0,51^{Ac}$	$-3,32\pm0,54^{Ad}$
G2	$-1,07\pm0,13^{Ba}$	$-1,46\pm0,18^{Bb}$	$-1,69\pm0,21^{Bc}$	$-2,26\pm0,21^{Bd}$
G3	$-2,83\pm0,58^{Ca}$	$-3,73\pm0,58^{Cb}$	$-4,65\pm0,57^{Cc}$	$-5,01\pm0,57^{Cd}$
G4	$-1,54\pm0,30^{Da}$	$-2,43\pm0,17^{Ab}$	$-2,69\pm0,18^{Ac}$	$-3,36\pm0,17^{Ad}$

Aynı sütun içerisinde farklı büyük harf istatistiksel anlamlılığı, aynı satır içerisinde farklı küçük harf istatistiksel anlamlılığı ifade etmektedir ($p<0,05$) (n=17).



Şekil 4.2. Tüm deney gruplarının 24.- 48.- 72.- ve 168.- saatlerdeki çözünürlük değerlerinin görünümü

4.2. Mikrosertlik Testi

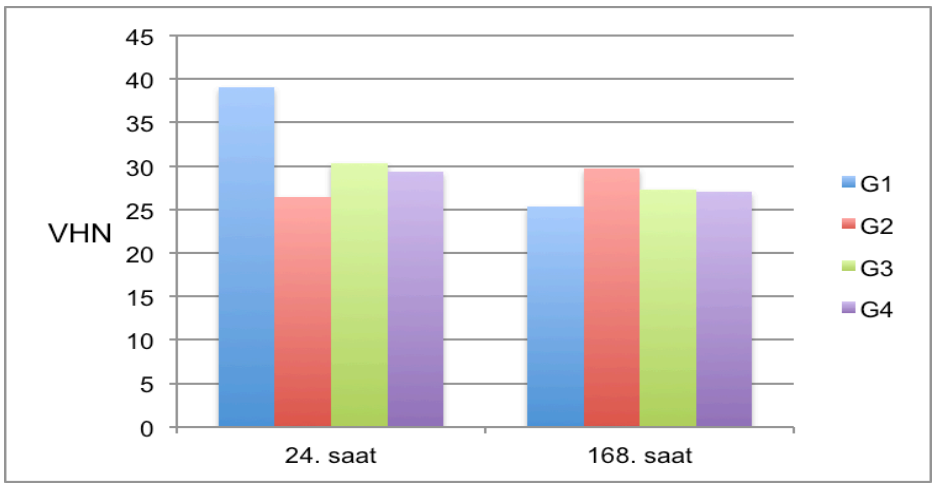
Materyallerin mikrosertlik değerleri Çizelge 4.3. ve Şekil 4.3.'te verilmiştir. Test sonuçlarına göre 24.- saatteki en düşük mikrosertlik değerleri G2'de tespit edildi ($p<0,05$). G1-G3 ve G3-G4 arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$).

Elde edilen bulgularda 168.- saatte tüm gruplar arasında mikrosertlik değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$). Tüm grupların 24.- ve 168.- saatteki mikrosertlik değerleri karşılaştırıldığında ise sadece G1'de istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edildi ($p<0,05$).

Çizelge 4.3. Tüm deney gruplarının 24.- ve 168.- saatlerdeki mikrosertlik değerlerinin (VHN) ortalaması

	24. saat	**168. saat**
G1	$39,1\pm6,6^{Aa}$	$25,4\pm4,7^{Ab}$
G2	$26,5\pm3,0^{Ba}$	$29,7\pm5,2^{Aa}$
G3	$30,3\pm7,6^{Aa}$	$27,3\pm2,9^{Aa}$
G4	$29,4\pm2,3^{Aa}$	$27,1\pm6,3^{Aa}$

Aynı sütun içerisinde farklı büyük harf istatistiksel anlamlılığı, aynı satır içerisinde farklı küçük harf istatistiksel anlamlılığı ifade etmektedir ($p<0,05$) (n=8).



Şekil 4.3. Tüm deney gruplarının 24.- ve 168.- saatteki mikrosertlik değerlerinin görünümü

4.3. Yüzey Pürüzlülüğü Testi

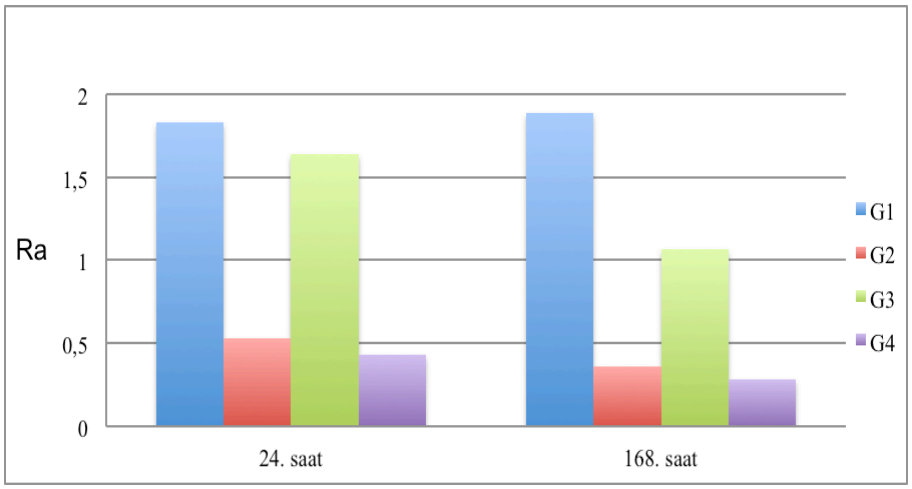
Materyallerin yüzey pürüzlülüğü değerleri Çizelge 4.4. ve Şekil 4.4.'te verilmiştir. 24.- saatte G1 ve G3'te G2 ve G4'e göre istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde daha yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri saptandı ($p<0,05$). 168.- saatte en yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri G1'de bulundu ($p<0,05$). Ayrıca 168.- saatte G2 ve G4 en düşük yüzey pürüzlülüğü değeri gösterdi ($p<0,05$).

Her bir grup zamana göre kendi içinde incelendiğinde ise tüm grupların 24.- ve 168.- saat yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$).

Çizelge 4.4. Tüm deney gruplarının 24.- ve 168.- saatlerdeki yüzey pürüzlülüğü değerlerinin Ra (µm) ortalaması.

	24. saat	168. saat
G1	$1,83\pm0,89^{Aa}$	$1,89\pm0,72^{Aa}$
G2	$0,53\pm0,37^{Ba}$	$0,36\pm0,21^{Ba}$
G3	$1,64\pm1,69^{Aa}$	$1,07\pm0,78^{Ca}$
G4	$0,43\pm0,40^{Ba}$	$0,28\pm0,20^{Da}$

Aynı sütun içerisinde farklı büyük harf istatistiksel anlamlılığı, aynı satır içerisinde farklı küçük harf istatistiksel anlamlılığı ifade etmektedir ($p<0,05$) (n=24).



Şekil 4.4. Tüm deney gruplarının 24.- ve 168.- saatteki yüzey pürüzlülüğü değerlerinin görünümü

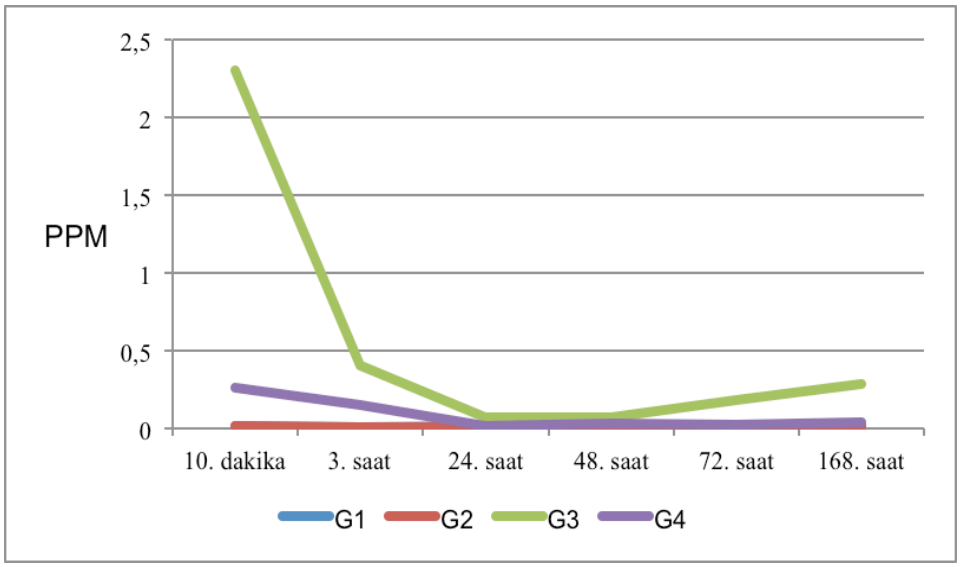
4.4. Çinko Salım Testi

Materyallerin çinko salım değerleri Çizelge 4.5. ve Şekil 4.5.'te gösterilmiştir. Çalışmada kullanılan tüm materyallerin bütün ölçüm zamanlarında çinko salımı yaptığı ancak G1 ve G2'nin tüm ölçüm zamanlarında eser miktar sayılabilecek değerlerde çinko salımı yaptıkları gözlendi. G3 tüm zaman aralıklarında en yüksek çinko salım değerini gösterdi ($p<0,05$).

Çizelge 4.5. Tüm deney gruplarının 10.- dk., 3.- 24.- 48.- 72.- ve 168.- saatlerdeki çinko salım değerlerinin (ppm) ortalaması.

	10. dakika	3. saat	24. saat	48. saat	72. saat	168. saat
G1	$0,01\pm0,01^{Aa}$	$0,00\pm0,01^{Ab}$	$0,01\pm0,02^{Aa}$	$0,01\pm0,01^{Aa}$	$0,01\pm0,01^{Aa}$	$0,00\pm0,03^{Ab}$
G2	$0,01\pm0,02^{Aa}$	$0,00\pm0,01^{Ab}$	$0,00\pm0,01^{Ab}$	$0,01\pm0,01^{Aa}$	$0,01\pm0,01^{Aa}$	$0,01\pm0,01^{Aa}$
G3	$2,30\pm0,52^{Ba}$	$0,40\pm0,20^{Bb}$	$0,07\pm0,04^{Bbc}$	$0,07\pm0,06^{Bbc}$	$0,18\pm0,09^{Bbc}$	$0,28\pm0,18^{Bc}$
G4	$0,26\pm0,29^{Ca}$	$0,15\pm0,10^{Cad}$	$0,01\pm0,09^{Ab}$	$0,03\pm0,05^{Ab}$	$0,02\pm0,02^{Cc}$	$0,04\pm0,01^{Ccd}$

Aynı sütun içerisinde farklı büyük harf istatistiksel anlamlılığı, aynı satır içerisinde farklı küçük harf istatistiksel anlamlılığı ifade etmektedir ($p<0,05$) (n=10).



Şekil 4.5. Tüm deney gruplarının 10.- dk., 3.-, 24.- 48.- 72.- ve 168.- saatteki çinko salım değerlerinin görünümü

4.5. Fluorid Salım ve Geri Alım Testi

Materyallerin fluorid salım değerleri Çizelge 4.6. ve Şekil 4.6.'da gösterilmiştir. Çalışmada kullanılan tüm materyallerin bütün ölçüm zamanlarında fluorid salımı yaptığı görülmüştür. Gruplar arasında fluorid salımı açısından tüm zamanlarda istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık görülmektedir ($p<0.05$).

Bütün test periyodlarında G1'in fluorid salım değerlerinin en yüksek, G4'ün ise en düşük olduğu bulgulandı. Gruplar ölçüm zamanlarına göre kendi içlerinde değerlendirildiklerinde ise G1'de en yüksek fluorid salım miktarının 1.- günde ölçüldüğü ($p<0,05$), 1.- gün ile 7.- günde yapılan ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadığı ($p>0,05$) saptandı.

Fluorid geri alım testi için, 28.- günden sonra gerçekleştirilen topikal fluorid uygulamasının ardından 42.- günde yapılan ölçümlerde fluorid salım miktarlarında istatistiksel olarak anlamlı bir artış gözlendi ($p<0,05$). 49.- günde yapılan ölçümlerde, fluorid salım miktarlarının 28.- güne göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu bulgulandı ($p<0,05$).

G2'de fluorid salımı bütün test periyodlarında değerlendirildiğinde en yüksek ölçümün 1.- günde yapıldığı bulgulandı ($p<0,05$). 7.- günde yapılan ölçümlerde ise fluorid salımının 2.- 14.- 21.- 28.- 42.- ve 49.- güne göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu belirlendi ($p<0,05$). 28.- günden sonra gerçekleştirilen topikal fluorid uygulamasından ardından 42.- günde yapılan ölçümlerde fluorid salım miktarlarında istatistiksel olarak anlamlı bir artış gözlendi ($p<0,05$). 49.- günde yapılan ölçümlerde, fluorid salım miktarlarının 28.- güne göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek, 42.- güne göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu bulgulandı ($p<0,05$).

G3'te fluorid salımı günlere göre değerlendirildiğinde 1.- gün ile 7.- ve 14.- günde yapılan ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadığı ($p>0,05$), 28.- günden sonra gerçekleştirilen topikal fluorid uygulamasından ardından 42.- günde yapılan ölçümlerde fluorid salım miktarlarında istatistiksel olarak anlamlı bir artış olduğu gözlendi ($p<0,05$). 49.- günde yapılan ölçümlerde ise fluorid salım miktarlarının 42.- günde yapılan ölçümler ile istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermediği bulgulandı ($p>0,05$).

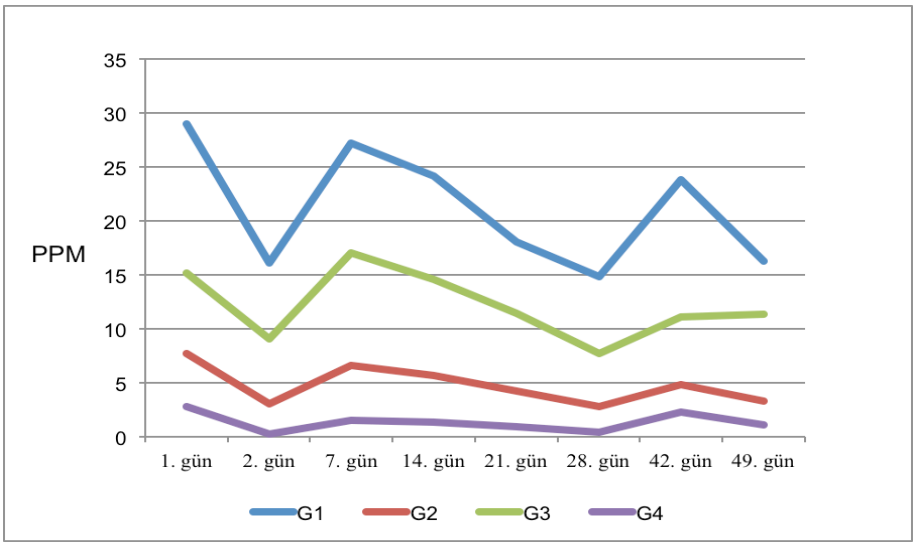
G4'te fluorid salımı günlere göre değerlendirildiğinde en yüksek ölçüm 1.- günde bulgulandı ($p<0,05$). 7.- günde yapılan ölçümlerde fluorid salımının 2.- güne göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu ($p<0,05$), 14.- gün ile aralarında ise

istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadığı (p>0,05) belirlendi. 28.- günden sonra gerçekleştirilen topikal fluorid uygulamasından ardından 42.- günde yapılan ölçümlerde fluorid salım miktarlarında istatistiksel olarak anlamlı bir artış gözlendi (p<0,05). 49.- günde yapılan ölçümlerde, fluorid salım miktarlarının 28.- güne göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek, 42.- güne göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu bulgulandı (p<0,05).

Çizelge 4.6. Tüm deney gruplarının 1.- 2.- 7.- 14.- 21.- 28.- 42.- ve 49.- günlerdeki fluorid salım değerlerinin (ppm) ortalaması.

	1. gün	2. gün	7. gün	14. gün	21. gün	28. gün	42. gün	49. gün
G1	$29,0\pm4,9^{Aa}$	$16,1\pm1,6^{Abe}$	$27,2\pm1,8^{Aa}$	$24,2\pm1,9^{Ac}$	$18,1\pm0,9^{Ad}$	$14,8\pm1,3^{Ab}$	$23,8\pm2,5^{Ac}$	$16,3\pm0,9^{Ae}$
G2	$7,7\pm3,0^{Ba}$	$3,0\pm1,8^{Bbf}$	$6,6\pm3,1^{Bc}$	$5,7\pm2,7^{Bd}$	$4,2\pm1,4^{Be}$	$2,8\pm5,4^{Bf}$	$4,8\pm2,9^{Bde}$	$3,3\pm1,4^{Bb}$
G3	$15,1\pm1,8^{Cac}$	$9,0\pm2,0^{Cb}$	$17,0\pm3,3^{Ca}$	$14,5\pm2,9^{Cc}$	$11,4\pm1,6^{Cd}$	$7,7\pm1,8^{Ce}$	$11,1\pm1,0^{Cd}$	$11,3\pm2,4^{Cd}$
G4	$2,8\pm1,5^{Da}$	$0,2\pm0,3^{Db}$	$1,5\pm1,1^{Dc}$	$1,4\pm0,9^{Dc}$	$0,9\pm0,6^{Dd}$	$0,4\pm0,5^{De}$	$2,3\pm1,3^{Df}$	$1,1\pm0,8^{Dcd}$

Aynı sütun içerisinde farklı büyük harf istatistiksel anlamlılığı, aynı satır içerisinde farklı küçük harf istatistiksel anlamlılığı ifade etmektedir (p<0,05) (n=10)



Şekil 4.6. Tüm deney gruplarının 1.- 2.-, 7.- 14.- 21.- 28.- 42.- ve 49.- günlerdeki fluorid salım değerlerinin görünümü

5. TARTIŞMA

Çocuk diş hekimliği pratiğinde, üzerinde en çok durulan konulardan biri restoratif materyal seçimidir. Uygun endikasyon ile uygun restoratif materyal seçiminin, hasta ile kooperasyonun çoğu zaman büyük bir problem oluşturduğu çocuk diş hekimliğinde, tekrarlayan restorasyonların ve restorasyonun başarısızlığı sonucunda yapılan daha maliyetli ve travmatik tedavilerin önüne geçeceği bilinmektedir[135]. Cam iyonomer simanların fluorid salım ve geri alım özelliğinin bulunması[37], kullanımının kolay olması[136], diş yapılarına direkt bağlanması[137], estetik özelliklerinin amalgamlardan üstün olması[135] gibi birçok avantajının bulunması, cam iyonomer simanları çocuk diş hekimliğinde kullanılan temel restoratif materyallerden biri haline getirmiştir[137]. Günümüzde, pek çok firma tarafından klinik uygulamaya sunulmuş cam iyonomer siman bulunmaktadır.

Son yıllarda cam iyonomer simanların geliştirilmesine yönelik yapılan çalışmaların arttığı ve özellikle çocuk diş hekimliğinde amalgama ve kompozit rezinlere alternatif olarak süt ve daimi arka grup dişlerin daimi restorasyonlarında kullanılması için çalışmalar yapıldığı bilinmektedir[32,51,60,94,107,137]. Bu amaçla yapılan çalışmaların sonuçlarından biri olarak çinko içerikli, kapsül formunda geleneksel bir cam iyonomer siman olan ChemFil Rock piyasaya sunulmuştur. ChemFil Rock ile üretici firma, yüzey koruyucu uygulaması gerektirmeyen, kullanımı kolay ve diğer geleneksel cam iyonomer simanlara göre stabilitesi ve mekanik dayanımı arttırılmış bir cam iyonomer siman geliştirmeyi planladığını belirtmiştir.

Cam iyonomer simanların avantajlarının yanı sıra aşınma dirençlerinin ve mekanik dayanımlarının düşük olması ve sertleşmeleri süresince neme karşı hassasiyet göstermeleri gibi dezavantajları da bulunmaktadır[7]. Materyalin neme karşı hassasiyet göstermesi, sertleşme süresince simanın çözünmesine ve su emilimi yapmasına, buna bağlı olarak da simanın mekanik ve fiziksel özelliklerinin olumsuz yönde etkilenmesine, restorasyon ile diş arasında mikrosızıntı oluşmasına, restorasyonun translüsentliğinin kaybolmasına ve restorasyonun yüzey yapısının bozulmasına neden olacağı bilinmektedir[138-140]. Bu problemlerin önüne geçmek amacı ile cam iyonomer simanlar için yüzey koruyucu uygulaması gerektiği araştırmacılar tarafından bildirilmektedir[141-143].

Yapılan birçok çalışmada çeşitli yüzey koruyucu ajanların etkinlikleri değerlendirilmiş ve ışıkla sertleşen bonding rezinlerin en etkili yüzey koruyucu ajan

olduğu belirtilmiştir[142,144-147]. Yüzey koruyucu ajanların geliştirilmesi doğrultusunda yapılan çalışmalarda, ışıkla sertleşen bonding rezinin içerisine nanodoldurucular ilave edilmiş ve böylelikle cam iyonomer simanların yüzeyinde bulunan boşlukların bu nanodoldurucular ile örtülmesi ve restorasyonun asit ataklarına ve aşınmaya karşı daha dirençli olması planlanmıştır[139,148]. Bu tez çalışmasında kullanılan, nanodolduruculu ve ışıkla sertleşen bir yüzey koruyucu ajan olan Equia-Coat, klinik uygulamaya yeni girmiş bir yüzey koruyucu ajandır.

Bu tez çalışmasında, kapsül formunda, çinko içerikli geleneksel bir cam iyonomer siman olan ChemFil Rock ve kapsül formunda geleneksel bir cam iyonomer siman olan GC Fuji IX GP Normal su emilimi, çözünürlük, mikrosertlik, yüzey pürüzlülüğü, çinko salımı ve fluorid salımı ve geri alımı özellikleri açısından karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiş ve yüzey koruyucu uygulamasının bu özellikler üzerindeki etkinliği incelenmiştir. Üretici firma tarafından ChemFil Rock için herhangi bir yüzey koruyucu ajan önerisi bulunmadığı için hem GC Fuji IX GP Normal hem de ChemFil Rock için yüzey koruyucu ajan olarak Equia-Coat kullanılmıştır.

Cam iyonomer simanların sertleşmeleri süresince neme karşı hassasiyet göstermeleri, materyallerin klinik başarılarını değerlendirebilmek amacı ile su emilimi ve çözünürlük derecelerinin bilinmesini gerekli kılmaktadır[149].

Sevilmiş ve Bulucu[150] nun su emilimi ile ilgili yaptıkları bir çalışmada, farklı tiplerdeki kompozit rezinler, kompomer, rezin modifiye cam iyonomer siman ve geleneksel cam iyonomer siman su emilimi özellikleri açısından değerlendirilmiş ve sonuç olarak rezin modifiye ve geleneksel cam iyonomer simanların diğer materyallere oranla daha fazla su emilimi gösterdiği bildirilmiştir. Araştırmacılar ayrıca su emiliminin materyallerin klinik özellikleri üzerinde büyük öneme sahip olduğunu ve materyallerin klinik uygunluğunun değerlendirilebilmesi açısından su emilimi testlerinin önemli olduğunu belirtmişlerdir.

Yap ve Lee[151] yapmış oldukları çalışmada rezin modifiye ve geleneksel cam iyonomer simanlar ile kompozit rezinlerin su emilimi ve çözünürlüklerini in vitro şartlarda değerlendirmiş ve rezin modifiye ve geleneksel cam iyonomer simanların kompozit rezinlere göre daha fazla su emilimi ve çözünürlük gösterdiğini belirtmişlerdir. Araştırmacılar ayrıca su emilimi ve çözünürlük testlerinin materyallerin klinik uygunluğunun değerlendirilmesi açısından oldukça önemli olduğunu da ifade etmişlerdir. Bu nedenle bu tez çalışmasında da, ChemFil Rock'ın klinik etkinliğini değerlendirebilmek amacı ile su emilimi ve çözünürlük testlerine yer verilmiştir.

Su emilimi ve çözünürlük suyun difüzyon oranı ve suda çözünen komponentler tarafından kontrol edilmektedir. Yüksek difüzyon oranı, daha hızlı su emilimine ve suda çözünen komponentlerin daha hızlı kaybına neden olmaktadır[110,111]. Su emilimi ve çözünürlük testlerinde materyallerin sadece su ile olan ilişkileri incelenmek istendiği için örnekler distile suda saklanmaktadır[85]. Yapılan çalışmalarda restoratif materyallerin su emilimini iki şekilde gerçekleştirdiği belirtilmektedir. Bunlardan birincisi, suyun başka hiçbir polar molekül ile ilişkiye girmeden mikro boşluklar aracılığıyla difüze olduğu volümetrik teoridir. Bu şekilde gerçekleşen su emiliminde, su emilimi ile difüzyon kat sayısı arasında pozitif korelasyon vardır. İkinci yol ise, suyun hidrofilik gruplara ardışık şekilde bağlanarak difüze olması şeklindedir. Bu şekilde gerçekleşen su emiliminde de, su emilimi ile difüzyon kat sayısı arasında negatif korelasyon vardır[111,152]. Cam iyonomer simanların yapısındaki su, sıkı bağlı, zayıf bağlı ve yüzeysel olmak üzere üç farklı şekilde bulunmaktadır. Günümüzde kullanılan cam iyonomer simanların ağırlığının %5'ini sıkı bağlı su, %5-10'unu zayıf bağlı su oluştururken zayıf bağlı suyun da yaklaşık %3,5'unu yüzeysel su grubu oluşturmaktadır[112]. Zaman içerisinde cam iyonomer simanların yapısındaki sıkı bağlı suyun oranı, zayıf bağlı suyun oranından daha fazla olduğu ve bu durumun da materyalin dayanıklılığının artmasını sağlarken, estetik özelliklerin korunmasına ve materyalin aşırı su kaybının önlenmesine de yardımcı olduğu bilinmektedir[34].

Materyallerin su emilimini ve çözünürlük miktarını ölçmek için kullanılan en basit ve en etkili yöntem materyalin su içine bırakıldığında gösterdiği ağırlık değişimlerini ölçmektir. Yapısında doğal olarak bir miktar su bulunduran cam iyonomer simanların su emilimi ve çözünürlük değerlerinin sadece suda bekletildikleri süre boyunca meydana gelen ağırlık değişikliklerine bağlı olarak belirlenemeyeceği bilinmektedir. Materyalin atmosferden aldığı suyun uzaklaştırılması gerekmektedir[153]. Cam iyonomer simanların su emilimi ve çözünürlük değerlerinin ölçülmesi için örneklerin suda ve etüvde bekletilme süreleri yapılan çalışmalarda değişiklik gösterebilmektedir[149].

Nicholson ve Czarnecka[112] yapıştırma amaçlı kullanılan cam iyonomer siman olan Aquacem ve geleneksel cam iyonomer siman olan GC Fuji IX GP Fast ve Chemflex'in çözünürlüğünün kinetiği ile ilgili yaptıkları çalışmada, su emilimi ve çözünürlük testlerinin simanın sertleşmesinin tam anlamı ile tamamlandığı bir hafta boyunca sürmesi gerektiğini ve bu bir haftalık süreçte 24.- ve 168.- saatte yapılan ölçümlerin cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonları açısından özellikle önemli olduğunu ifade etmişlerdir. Yine aynı çalışmada su emilimi ve çözünürlük testinde

örneklerin disk şeklinde hazırlanmasının kenarlarda materyal birikimini engelleyerek daha doğru sonuçlar vereceği araştırmacılar tarafından belirtilmiştir.

Bu değerlendirmeler sonucunda bu tez çalışmasında da, kullanılan cam iyonomer simanların su emilimi ve çözünürlüğü değerlendirilirken disk şeklinde hazırlanan örneklerin su içerisine ve etüve bırakıldığında gösterdikleri ağırlık değişimleri kaydedilmiş ve bu işlemler 168- saat boyunca belli aralıklarla tekrarlanmıştır. Bu tez çalışmasının bulguları değerlendirilirken yapılan literatür taramasında ise GC Fuji IX GP Normal ve ChemFil Rock'ın su emilimi ve çözünürlüğü ile ilgili herhangi bir çalışmaya rastlanmadığı için çalışmanın bulguları kendi içerisinde değerlendirilmiş ve benzer yöntemler ile benzer materyallerin kullanıldığı başka çalışmalar incelenmiştir.

Karaoğlanoğlu ve diğerleri[30] yaptıkları çalışmada geleneksel cam iyonomer siman olan Ionofil U (Voco, Cuxhaven, Almanya), rezin modifiye cam iyonomer siman olan Vitremer (3M ESPE, Seefeld, Almanya) ve poliasit modifiye kompozit rezin olan Dyract AP (Dentsply De-Trey, Konstanz, Almanya) üzerine yüzey koruyucu uygulamasının etkilerini değerlendirmişler ve geleneksel cam iyonomer simanların üzerine yüzey koruyucu uygulandığı zaman da bir miktar su emilimi ve çözünürlük gözlendiğini ifade etmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarında da görüldüğü gibi çalışmamızda da yüzey koruyucu uygulanmış ve uygulanmamış geleneksel cam iyonomer simanlar tüm ölçüm zamanlarında su emilimi ve çözünürlük göstermiştir.

Yüzey koruyucu uygulamasının geleneksel cam iyonomer simanların su emilimini azalttığını belirten çalışmalarda[30,34,35,148] da ifade edildiği şekilde bu tez çalışmasında da su emilimi açısından ChemFil Rock için tüm ölçüm zamanlarında yüzey koruyucu uygulamasına gerek olduğu gözlemlenmiştir.

Ancak bu tez çalışmasında kullanılan GC Fuji IX GP Normal'in su emilimi üzerinde tüm ölçüm zamanlarında yüzey koruyucu uygulamanın herhangi bir etkisi olmadığı gözlenmiştir.

Serra ve diğerleri[154], cam iyonomer simanların yüzeyine uygulanan çeşitli yüzey koruyucu ajanların etkilerini değerlendirdikleri çalışmanın sonucunda, ışıkla veya kimyasal olarak sertleşen yüzey koruyucu ajanların yüksek değme açısı nedeni ile cam iyonomer simanlara yeterli derecede bağlanamadığını bu nedenle materyallerin mekanik dayanımlarını etkilemediğini belirtmişlerdir. Ayrıca GC Fuji IX GP Normal gibi yüksek viskoziteli geleneksel cam iyonomer simanların mekanik dayanımlarını arttırmak için yüzey koruyucu uygulanmasına gerek olmadığını[155,156] hatta materyalin su ile erken dönemde temasının materyalin mekanik dayanımını arttırdığını[157,158] belirten

çalışmalar da bulunmaktadır. Bu çalışmalarda, yüzey koruyucu uygulamasının ek bir maliyet getirdiği, zaman kaybı olduğu ve cam iyonomer simanların en önemli özelliklerinden biri olan fluorid salım ve geri alımını olumsuz yönde etkilediği de belirtilmektedir. Aynı araştırmacılar[155-158] yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar için arka grup dişlerde kullanılacaksa yüzey koruyucu uygulamaya gerek olmadığını, estetik kaygının ön plana çıktığı ön grup dişlerde kullanılacaksa restorasyonun translüsentliğini korumak amacı ile yüzey koruyucu kullanılması gerektiğini belirtmişlerdir. Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların erken dönemde suya maruz kalmaktan olumsuz etkilenmemesinin nedeninin simanların yapılarındaki faklılıktan meydana geldiğini; partiküllerin reaksiyona girme aktivitesindeki değişimlerin yanı sıra cam partikül büyüklüğünün ve partikül dağılımındaki modifikasyonların yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlara daha hızlı sertleşme, erken nem kontaminasyonuna karşı daha az hassasiyet ve sertleşme sonrasında ağız sıvılarında daha az çözünme gibi özellikler kazandırdığını ifade eden çalışmalar da bulunmaktadır[159,160].

Bu tez çalışmasının çözünürlük testi bölümünde ise su emilimi bölümünden elde edilen sonuçlardan farklı olarak yüzey koruyucu uygulamanın iki simanın da tüm ölçüm zamanlarında çözünürlüğünün azaltılması için gerekli olduğu bulunmuştur. Elde edilen bu sonuç, geleneksel cam iyonomer simanlar için yüzey koruyucu uygulamasının gerekliliğinin değerlendirildiği pek çok çalışmanın sonuçları[30,33,34,144,145,147,148] ile benzerlik göstermektedir.

Ayrıca, bu tez çalışmasından elde edilen sonuçlarda GC Fuji IX GP Normal'in 24.-, 48.-, 72.- ve 168.- saatte yapılan ölçümlerde ChemFil Rock'tan daha az su emilimi yaptığı ve daha az çözündüğü tespit edilmiştir. Yapılan literatür taramasında bu iki materyalin su emilimi ve çözünürlüğü ile ilgili herhangi bir veri bulunmadığı için bu çalışmadan elde edilen sonuçların önemli olduğunu düşünmekteyiz.

Restoratif materyallerin diş hekimliğini en çok ilgilendiren özelliklerinden biri de kullanılan materyalin mikrosertlik derecesi olduğu bilinmektedir. Restoratif materyallerin ağız içerisinde çiğneme kuvvetleri, sıcak-soğuk ve asitli yiyecek-içecekler gibi pek çok etkiye maruz kaldığı ve bu etkilere başarılı bir şekilde karşı koyabilmelerinin yüksek mikrosertlik değerlerine sahip olmaları ile mümkün olduğu da bilinmektedir. Bunun sonucu olarak da düşük mikrosertlik değerinin, materyalin aşınmasını arttırarak restorasyonun klinik başarısını olumsuz yönde etkileyeceği de ifade edilmektedir[113,114,161]. Yüksek mikrosertlik değerine sahip materyallerin aşınmaya karşı daha dirençli olduğu ve stabilitelerini uzun süre devam ettirdikleri de

bilinmektedir[100,162]. Ayrıca materyallerin mikrosertlik gibi mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinin materyallerin sertleşme reaksiyonunun ve sertleşme sürecinin değerlendirilmesini sağladığını ifade eden araştırmacılar da bulunmaktadır[27,163,164].

Suda, başka bir saklama solüsyonunda ya da etüvde bekletilen geleneksel cam iyonomer simanların mikrosertlik ölçümleri herhangi bir zamanda yapılabilmektedir. 24. saatte, 7.- 15.- 30.- 90.- ve 120.- günde ve 1.- yılda mikrosertlik değerleri ölçülen geleneksel cam iyonomer simanlar ile ilgili çalışmalar mevcuttur[35,37,60,71,73,100,165]. Ancak yapılan çalışmaların sonucunda, geleneksel cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonunda polikarboksilik zincirdeki çapraz bağların oluşmasının uzun sürmesine bağlı olarak, mikrosertlik değerindeki en belirgin değişimlerin en çok 24.- saat ile 168.- saat arasında görüldüğü belirtilmiştir. 168.- saatten sonra yapılan mikrosertlik ölçümlerinin, simanın sertleşme reaksiyonunun çoğu tamamlandığı için çok fazla değişiklik göstermeyeceği de çalışmalarda belirtilmiştir[35,37,60,71,73,100,165]. Bu veriler doğrultusunda bu tez çalışmasında da materyallerin 24.- ve 168.- saat mikrosertlik değerleri karşılaştırılmıştır. Ayrıca ölçümü yapılacak örnekler de 24- ve 168- saat boyunca, 37^{o}C'de distile suda saklanmıştır.

Restoratif materyallerin mikrosertlik değerlerini ölçmek amacı ile *in vitro* koşullarda yürütülen bazı çalışmalarda materyallere ölçümden önce yüzey bitirme ve polisaj işlemleri uygulanmış olsa da bitirme ve polisaj işlemlerinin materyalin matriksini homojen bir şekilde kaldıramayacağını ve en ideal yüzeyin *Mylar* strip bant ile elde edileceğini belirten çalışmalar da bulunmaktadır[166,167]. Bu veriler doğrultusunda, mikrosertlik ölçümü için en uygun yüzeyi elde edebilmek amacı ile bu tez çalışmasında da *Mylar* strip bant kullanılmıştır.

GC Fuji IX GP Normal gibi yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar özellikle ART için geliştirilmiş, gerilme dayanımları, aşınma dirençleri ve yüzey sertlikleri gibi bazı fiziksel özellikleri diğer geleneksel cam iyonomer simanlardan ve hatta bazı rezin modifiye cam iyonomer simanlardan yüksek olan, sertleşme reaksiyonları geliştirilmiş materyallerdir[65,73,168]. Bu üstün özelliklerine rağmen, geleneksel cam iyonomer simanların genel özelliği olan yavaş asit-baz reaksiyonu, yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların da erken dönem nem kontaminasyonundan korunmasını gerektirmektedir. Yüzey koruyucu uygulamasının yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların nem kontaminasyonunu engelleyerek yüzey sertliğinin artmasını sağlayacağı bilinmektedir[33,71,144,145,154].

Brito ve diğerlerinin[35] belirttiğine göre, Cerqueira-Leite ve diğerlerinin yaptıkları çalışmada, nemli ve kuru ortamlarda bulunan cam iyonomer simanların mikrosertlik değerleri karşılaştırılmış ve sonuç olarak nemliliğin cam iyonomer simanların özellikle 24.- saatteki mikrosertlik değerlerini önemli miktarda azalttığı ve yüzey koruyucu uygulanan cam iyonomer simanların yüzey koruyucu uygulanmayan cam iyonomer simanlara göre 24.- saatteki mikrosertlik değerlerinin oldukça yüksek olduğu bulunmuştur. Ayrıca Brito ve diğerlerinin[35] Ketac Molar Easy Mix'in 24.- saat, 30.- ve 120.- gündeki mikrosertliği üzerine çeşitli yüzey koruyucu ajanların etkinliğini değerlendirdikleri çalışmalarında ise tüm yüzey koruyucu ajanların Ketac Molar Easy Mix'in özellikle 24.- saatteki mikrosertlik değerlerini istatistiksel olarak anlamlı derecede arttırdığı belirtilmiştir.

Bu verilerin aksine, bu tez çalışmasından elde edilen bulgular sonucunda yüzey koruyucu uygulamasının, GC Fuji IX GP Normal'in 24.- saatteki mikrosertliğini azalttığı ve ChemFil Rock'ın 24.- ve 168.- saatteki mikrosertlik değerleri üzerinde herhangi bir etkisinin bulunmadığı görülmüştür.

Ancak çalışmamızın sonuçları ile benzer sonuçlar gösteren bir çalışma ise Çelik ve Ermiş[160] tarafından yapılmıştır. Bu çalışmada, ışıkla sertleşen nano dolduruculu self-adeziv bir yüzey koruyucu ajan olan G-Coat Plus'ın Fuji IX GP Extra'nın mikrosertliği üzerine etkileri değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda erken dönemde nem kontaminasyonunun yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların sertlik değerini olumlu yönde etkilediği ve ışıkla sertleşen nano dolduruculu bir yüzey koruyucu ajan uygulamanın materyalin mikrosertliğini azalttığı ifade edilmiştir.

Bu tez çalışmasında kullanılan materyallerin mikrosertlik değerleri hem 24.- hem de 168.- saatte ölçüldüğü için, cam iyonomer simanların mikrosertlik değerlerinin geçen süre ile değişimini değerlendiren literatürler de incelenmiştir;

Moshaverinia ve diğerleri[60] NVC içeren cam iyonomer simanların kırılma ve esneme dayanımı ve mikrosertliklerini değerlendirdikleri çalışmalarında kontrol grubu olarak kapsül formunda olmayan GC Fuji IX GP'yi kullanmışlar ve 24.- ve 168.- satte mikrosertlik değerlerini 10sn. süreyle 100g. kuvvet uygulayan *Vickers* mikrosertlik test cihazı ile ölçmüşlerdir. 24.- saatin sonunda 52,7 VHN, 168.- saatin sonunda ise 57,9 VHN mikrosertlik değeri gösteren GC Fuji IX GP'nin 24.- saat ile 168.- saat arasında %10'luk bir artış gösterdiği belirtilmiştir. Araştırmacılar bu durumun, geleneksel cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonunda polikarboksilik zincirdeki çapraz bağların oluşmasının uzun sürmesine bağlı olduğunu belirtmişlerdir.

Tüzüner ve Ulusu[100] yaptıkları çalışmada geleneksel cam iyonomer simanlara antibakteriyel ajan ilave edilmesinin materyallerin mikrosertlikleri üzerine etkilerini değerlendirmişler ve kapsül formunda olmayan GC Fuji IX GP'yi kontrol grubu olarak kullanmışlardır. Araştırmacılar 15sn. süre ile 300g. kuvvet uygulayan *Vickers* mikrosertlik test cihazı ile ölçümlerini 1.- 7.- 15.- 30.- 60.- ve 90.- günlerde yapmışlar ve GC Fuji IX GP'nin en büyük değişimi 1.- gün (53,67 VHN) ile 7.- gün (63,75 VHN) arasında gösterdiğini belirtmişlerdir.

Yap ve diğerleri[73] de yapmış oldukları çalışmada kapsül formunda yüksek viskoziteli geleneksel bir cam iyonomer siman olan GC Fuji IX GP'nin ve kapsül formunda bir sermet siman olan Miracle Mix'in sıkışma dayanımı, gerilme dayanımı ve mikrosertliklerini karşılaştırmışlardır. Araştırmacılar mikrosertlik ölçümlerini 30sn. süre ile 50g. kuvvet uygulayan *Vickers* mikrosertlik test cihazı ile 1.- gün, 1.- hafta ve 1.- ayda gerçekleştirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda GC Fuji IX GP'nin en büyük mikrosertlik değişiminin 1.- gün (55,16 VHN) ile 1.- hafta (70,90 VHN) arasında gözlendiği belirtilmiştir. Araştırmacılar bu durumu simanın uzun süren sertleşme reaksiyonuna bağlamışlar ve ayrıca, simanın yapısında bulunan sıkı bağlı su oranının zamanla artmasının da materyalin mikrosertliğini arttırdığını belirtmişlerdir.

Çelik ve Ermiş[160] de G-Coat Plus'ın GC Fuji IX GP Extra'nın mikrosertliği üzerine etkilerini değerlendirdikleri çalışmanın sonucunda, geçen süre ile mikrosertliğin doğru orantılı bir artış gösterdiğini belirtmişlerdir.

Bu tez çalışmasından elde edilen sonuçlarda, bu verilerin aksine, 10sn. süre ile 100g. kuvvet uygulayan *Vickers* mikrosertlik test cihazı ile yapılan ölçümlerin sonucunda, kapsül formunda yüksek viskoziteli geleneksel bir cam iyonomer siman olan GC Fuji IX GP Normal'in 24.- saatteki mikrosertlik değeri (39,1 VHN) 168.- saatteki mikrosertlik değerine (25,4 VHN) göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Bu durumun, üretici firmanın da belirttiği üzere GC Fuji IX GP Normal'in uzun dönem fiziksel dayanımının sağlanması için yüzey koruyucu uygulaması gerektirmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Ayrıca bu tez çalışmasında, ChemFil Rock'ın 24.- saat (30,3 VHN) ve 168.- saat (27,3 VHN) mikrosertlik değerleri arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$). Bu durumun, materyalin yapısında bulunan çinkonun simanın sertleşme reaksiyonunu erken dönemde tamamlamasını sağlaması ile ilgili olduğu düşünülmektedir.

Bala ve diğerlerinin[59] yapmış oldukları çalışmada GC Fuji IX GP'nin, Ketac N100 (3M ESPE, Seefeld, Almanya)'ün, GC Fuji II LC (GC Corporation, Tokyo, Japonya)'nin, Ionofil Molar (Voco, Cuxhaven, Almanya)'ın, Aqua Ionofil Plus (Voco, Cuxhaven, Almanya)'ın ve Argion Molar (Voco, Cuxhaven, Almanya)'ın yüzey pürüzlülükleri ve mikrosertlikleri değerlendirilmiş ve 15sn. süre ile 200g. kuvvet uygulayan *Vickers* mikrosertlik test cihazı ile 24.- saatte GC Fuji IX GP'nin 26,37 VHN değeri gösterdiği ifade edilmiştir. Bu sonuç, çalışmamızda kullanılan GC Fuji IX GP Normal'in 24.- saatteki mikrosertlik değerinden daha düşük olup aradaki bu farkın uygulanan kuvvet miktarı ve süreden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Perondi ve diğerleri[169] nin geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomer simanların gerilme dayanımı ve mikrosertlikleri değerlendirdikleri çalışmalarında 24.- saatin sonunda ChemFil Rock'ın mikrosertlik değerini 31,1 KHN olarak belirtmişler ve bu sonucun diğer geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomer simanlardan daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir.

Al-Angari ve diğerleri[170] nin ChemFil Rock'ın, GC Fuji IX GP Extra'nın, Ketac Molar Quick Aplicap'ın, EQUIA sistemin ve Premise kompozitin mikrosertlik ve yüzey pürüzlülüklerini değerlendirdikleri çalışmalarının sonucunda 24.- saatin sonunda ChemFil Rock'ın 52,39 KHN değeri ile GC Fuji IX GP Extra, EQUIA sistem ve Ketac Molar Quick Aplicap'tan daha düşük mikrosertlik değeri gösterdiği belirtilmiştir.

Çalışmamızın sonuçlarında ChemFil Rock'ın 10sn. süre ile 100g. kuvvet uygulanan *Vickers* mikrosertlik test cihazı ile 24.- saatte yapılan ölçümlerde 30,3 VHN gösterdiği tespit edilmiştir. Ölçümler *Vickers* mikrosertlik test cihazı ile gerçekleştirildiği için diğer çalışmalarla karşılaştırma yapılamamıştır.

Zoergiebel ve Ilie[9] yapmış oldukları çalışmalarında mikrosertlik testi için *automatic micro hardness indenter* kullanarak 168.- saatin sonunda ChemFil Rock'ın 60,8 VHN değeri ile Riva Self Cure, GC Fuji IX GP Fast ve EQUIA sistemden daha düşük mikrosertlik değeri gösterdiğini belirtmişlerdir.

Zoergiebel ve Ilie[8] tarafından yapılan bir başka çalışmada ise çekilmiş çürüksüz daimi molar dişlere açılan Sınıf I kavitelere yerleştirilen ChemFil Rock'ın 168.- saatin sonunda 50,8 VHN değeri ile Riva Self Cure, GC Fuji IX GP Fast ve EQUIA sistemden daha düşük mikrosertlik değeri gösterdiği belirtilmiştir.

Menne-Happ ve Ilie[107] nin mikrosertlik testi için *automatic micro hardness indenter* kullanarak yapmış oldukları çalışmanın sonucunda da 58,7 VHN değeri ile ChemFil Rock 168.- saatin sonunda Riva Self Cure, GC Fuji IX GP Fast, Ketac

Molar Aplicap ve EQUIA sistemden daha düşük mikrosertlik değeri gösterdiği tespit edilmiştir.

Bu tez çalışmasından elde edilen sonuçlarda, ChemFil Rock'ın *Vickers* mikrosertlik test cihazı ile yapılan ölçümlerde, 168.- saatin sonunda, bu çalışmalardan daha düşük bir değer olan 27,3 VHN değeri gösterdiği tespit edilmiştir. Aradaki bu farkın kullanılan test cihazına, örneklerin hazırlanma biçimine bağlı olabileceği düşünülmektedir.

GC Fuji IX GP Normal ve ChemFil Rock'ın mikrosertlik değerlerini karşılaştıran herhangi bir çalışma bulunmadığı için bu iki grup arasındaki karşılaştırma bu tez çalışmasının sınırları dahilinde yapılmıştır. Bu tez çalışmasından elde edilen sonuçlarda 24.- ve 168.- saatlerde yapılan mikrosertlik değeri ölçümlerinde ChemFil Rock ile GC Fuji IX GP Normal arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

Restoratif materyallerin su emilimi, çözünürlüğü ve mikrosertliği kadar yüzey pürüzlülüğü de restorasyonların klinik başarısı açısından oldukça önemlidir. Yüzey pürüzlülüğü, zaman içerisinde restoratif materyallerde meydana gelen ve restorasyonun başarısını, dayanıklılığını ve kalitesini azaltarak restorasyonun görüntüsünde bozulmalara yol açan bir olgu olarak tanımlanmaktadır. Çiğneme hareketleri sırasında dişlere gelen okluzal stresler, travmalar, diş macunlarının ve diş fırçalamanın abraziv etkileri, restorasyonların polisajlarının iyi yapılmamış olması, ağız ortamına devamlı olarak soğuk-sıcak yiyecek ve içeceklerin alınması, yiyecek ve içeceklere bağlı asidik erozyon gibi etkenler restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünü arttıran faktörler arasında bulunmaktadır. Yüzey pürüzlülüğü, restorasyonda meydana gelen plak birikimini ve renk değişimini arttırmakta, restorasyonun aşınmasını kolaylaştırmakta, diş etinde irritasyon meydana getirmekte ve parlaklığını azaltmaktadır. Bunların sonucu olarak da restorasyonların klinik başarısı azalmaktadır[116,121-123].

Yüzey pürüzlülüğünün in vitro değerlendirmelerinde profilometre cihazı en sık kullanılan yöntem olarak bilinmektedir. Cihazın ucu test örneklerinin yüzeyinden temas ederek geçmekte ve geçtiği çizgi üzerindeki beş noktanın ortalama yüzey pürüzlülüğü değerini mikrometre cinsinden rakamsal olarak vermektedir. Bu tez çalışmasında da cam iyonomer simanların yüzey pürüzlülüğünün ölçümünde profilometre kullanılmıştır.

Cam iyonomer simanların kaviteye tam düzgün bir şekilde yerleştirilmeleri çoğu zaman mümkün olmadığı için kaviteye yerleştirilmelerinden sonra fazlalıkların

düzeltilmesi ve restorasyona düzgün bir anatomik form kazandırılması amacı ile bitirme ve polisaj işlemleri uygulanması gerektiği bilinmektedir[171]. Bu gereklilik doğrultusunda çoğu araştırmacılar *in vitro* koşullarda cam iyonomer simanların yüzey pürüzlülüğünü ölçmeden önce materyale bitirme ve polisaj işlemi uygulamışlardır[59,172-176]. Ancak, hem bitirme ve polisaj işlemi yaptıktan sonra yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapan hem de sadece *Mylar* strip bant kullanarak yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapan araştırmacıların hem fikir olduğu konu, cam iyonomer simanların en düşük yüzey pürüzlülüğü değerini el aleti bile değdirilmeden sadece *Mylar* strip bant ile sertleştirildiği durumlarda gösterdiği yönündedir[59,161,172,175]. Ayrıca çocuk diş hekimliğinde hastaların çoğu zaman koopere olmaması da restoratif materyallerin yüzey bitirme ve polisaj işlemlerinin yapılamamasına neden olmaktadır[177].

Bu veriler doğrultusunda bu tez çalışmasında materyallerin sertleşmesi sırasında yüzeyleri *Mylar* strip bant ile kapatılmış ve daha sonrasında yüzey bitirme ve polisaj işlemleri yapılmamıştır.

Elle karıştırılan materyallerin karıştırılması sırasında oluşan hava kabarcıkları da materyalin yüzeyinin pürüzlü olmasına neden olabilmektedir. Kapsül formunda hazırlanan materyallerde hava kabarcığı kalma olasılığı elle karıştırılan materyallere göre daha az olmakla birlikte yine de kullanılırken hava kabarcığı kalmaması için dikkat edilmelidir[178,179]. Bu tez çalışmasında kullanılan materyallerin ikisi de kapsül formunda cam iyonomer simanlar olup materyaller kalıplara yerleştirilirken hava kabarcığı oluşmamasına özen gösterilmiş ve ayrıca *Mylar* strip bantın üzerine yerleştirilen cam ile de hem fazla materyal hem de oluşabilecek hava kabarcıkları ortadan kaldırılmıştır.

Cam iyonomer simanlara yüzey koruyucu uygulanması su emilimini ve çözünürlüğünü engellerken materyalin yüzeyinden kalsiyum ve alüminyum gibi iyonların salımını önleyerek materyalin yüzey pürüzlülüğünün artmasını da engellemektedir. Bu sayede restorasyonun çevresinde plak birikiminin engellenerek sekonder çürük oluşumunun da önlenmiş olduğu bildirilmektedir[35,137,148,180].

Bu tez çalışmasında elde edilen sonuçlarda da hem GC Fuji IX GP Normal'e hem de ChemFil Rock'a yüzey koruyucu uygulanmasının materyallerin yüzey pürüzlülüğünü istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürdüğü gözlenmiştir ($p<0,05$).

Ancak bu verilerin tersini gösteren bir çalışma Pacifici ve diğerleri[177] tarafından yapılmıştır. Bu çalışmada, kooperasyon sağlanamayan hastalar için cam iyonomer simanların yüzey pürüzlülüklerini ve yüzey koruyucu uygulamasının yüzey

pürüzlülüğü üzerine etkilerini değerlendirilmiş ve cam iyonomer simanların yüzey pürüzlülüğü ölçümleri el aletleri ile yüzeyin düzeltilmesinin ardından yapılmıştır. Araştırmacılar bu durumu kooperasyon sağlanamayan hastalarda ne *Mylar* strip bantın ne de yüzey bitirme ve polisaj frezlerinin kullanımının mümkün olamayacağı şeklinde açıklamışlardır. Çalışmanın sonucunda ise yüzey koruyucu uygulamanın cam iyonomer simanların yüzey pürüzlülüğü üzerinde herhangi bir etkisi olmadığı belirtilmiştir.

Restoratif diş hekimliğinde kullanılacak olan materyallerin yüzey özellikleri oldukça büyük önem taşımaktadır. Restoratif materyallerin yüzey yapısı, sertliği ve pürüzlülüğü restorasyonun klinik başarısını etkileyen önemli etkenlerdir. Restorasyonların yüzeylerinin pürüzlü olmasının bakteri adezyonunu arttıracağı ve buna bağlı olarak sekonder çürük oluşumuna ve gingival irritasyona neden olacağı bilinmektedir. Bu tez çalışmasında yer almamakla birlikte, restoratif materyal seçiminde bir kriter olarak göz önünde bulundurulması gerektiği düşünüldüğü için, materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin bakteri kolonizasyonununa etkilerinin değerlendirildiği literatürler de incelenmiştir.

Teughels ve diğerleri[181] tarafından yapılan bir sistematik derlemede, dental materyallerin yüzey özelliklerinin biyofilm oluşumuna etkilerini değerlendiren çalışmalar incelenmiştir. Bu çalışmalardan 24 tanesi yüzey pürüzlülüğünün supra ve subgingival bakteri oluşumuna etkilerini değerlendiren randomize kontrollü *in vivo* çalışmalardır. Bu çalışmalardan elde edilen sonuçlar; pürüzlü yüzeylerin daha çok plak tutunmasına neden olduğu, birkaç gün boyunca kaldırılmayan plağın pürüzlü yüzeylerde pürüzsüz yüzeylere göre daha çabuk olgunlaştığı ve bunların sonucu olarak da pürüzlü yüzeylerin etrafında enflamatuar reaksiyonların daha çok görüldüğü şeklindedir.

Hengtrakool ve diğerleri[182] tarafından yapılan çalışmada cam iyonomer simanlar ile biyofilm arasındaki ilişki değerlendirilmiş ve pürüzlü yüzeyler nedeni ile artmış yüzey alanının bakteri gelişimini arttırdığı ve 7- gün boyunca yapılan değerlendirmelerde biyofilmin ve saklama solüsyonunun cam iyonomer simanların yüzey sertliğini etkilediği bildirilmiştir.

Bollen ve diğerleri[178] tarafından yapılan bir derlemeden elde edilen sonuçlarda ise 0,2μm Ra değerinin bakteri adezyonu için eşik değer olduğu ve bu değerin altında yüzey pürüzlülüğü gösteren materyallerin yüzeylerinde bakteri birikiminin neredeyse hiç gözlenmediği belirtilmiştir. Ayrıca bu literatür derlemesinden elde edilen sonuçlarda, diş hekimliğinde restoratif materyal olarak kullanılan materyallerin çoğunun 0,2μm nin üzerinde yüzey pürüzlülüğü değeri gösterdiği belirtilmiştir.

Pacifici ve diğerleri[177] de yapmış oldukları çalışmada 0,2μm lik eşik değere çoğu cam iyonomer siman çalışmalarında ulaşılamadığını, bu değerin genellikle *Mylar* strip bant ile sertleştirilen kompozit rezinlerde görüldüğünü belirtmişlerdir.

Bu tez çalışmasından elde edilen sonuçlarda GC Fuji IX GP Normal'in ve ChemFil Rock'ın 24.- saatte gösterdikleri yüzey pürüzlülüğü değerleri sırası ile 1,83μm ve 1,64μm ve 168.- saatte gösterdikleri yüzey pürüzlülüğü değerleri ise sırası ile 1,89μm ve 1,07μm olarak saptanmıştır. Bu değerler Bollen ve diğerleri[178] tarafından bakteri adezyonu için eşik değer olarak belirtilen 0,2μm nin üzerindedir.

Ancak yüzey koruyucu uygulanmış GC Guji IX GP ve ChemFil Rock'ın 24.- saatteki yüzey pürüzlülüğü değerleri sırası ile 0,53μm ve 0,43μm ve 168.- saatteki yüzey pürüzlülüğü değerleri ise sırası ile 0,36μm ve 0,28μm olarak gözlenmiştir ve bu değerler Bollen ve diğerleri[178] tarafından bakteri adezyonu için eşik değer olarak belirtilen 0,2μm ye oldukça yakındır.

Rios ve diğerleri[162] yapmış oldukları çalışmada geleneksel cam iyonomer simanların yüksek yüzey pürüzlülük değerlerine rağmen mikrobiyolojik testlerde sağlıklı diş dokuları ile aralarında bir farlılık gözlenmediğini belirtmişlerdir. Araştırmacılar bu durumun cam iyonomer simanların fluorid salım kapasitesine bağlı olan antibakteriyel özelliğinden kaynaklandığını ifade etmektedir.

Ayrıca Warren ve diğerleri[183] tarafından yapılan çalışmanın sonuçlarında ise yüzey pürüzlülüğünün sadece bakteri adezyonu açısından değil restorasyonun opasitesi açısından da önemli olduğu ve restorasyonun opasitesinin korunabilmesi için restoratif materyalin yüzey pürüzlülüğünün 1μm den düşük olması gerektiği belirtilmiştir. Bu tez çalışmasından elde edilen sonuçlarda yüzey koruyucu uygulanmış tüm grupların 24.- ve 168.- saatin sonundaki yüzey pürüzlülüğü değerlerinin 1μm nin altında olduğu gözlenmiştir.

Farklı restoratif materyallerin farklı yüzey pürüzlülüğü değerleri göstermesinin nedeninin; restoratif materyallerin yoğunluğunun, partikül boyutunun, şeklinin, dağılımının ve partiküllerin birbirleri ile ve matriks ile bağlanmalarının materyallerin yüzey pürüzlülüğünde oldukça etkili olmasından kaynaklandığı bilinmektedir[59].

Gladys ve diğerleri[184] nin hem kompozit rezinlerin hem de geleneksel cam iyonomer simanların yüzey pürüzlülüğünün değerlendirildiği çalışmalarında küçük partiküllü geleneksel cam iyonomer simanların büyük partiküllü geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha fazla pürüzlü yüzey meydana getirdiği belirtilmiştir.

Pacifici ve diğerleri[177] tarafından yapılan çalışmanın sonuçlarında da büyük partiküllü GC Fuji IX GP Fast'in daha küçük partiküllü Vitremer'e göre daha yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri gösterdiği belirtilmiştir.

Yap ve diğerlerinin[69] yapmış oldukları çalışmada da büyük partiküllü cam iyonomer simanların yüzey bitirme ve polisaj işlemleri sonrası daha pürüzlü yüzeyler oluşmasına neden olacağı belirtilmiştir.

Bu tez çalışmasında kullanılan materyallerin yüzey pürüzlülükleri karşılaştırılmalı olarak değerlendirildiğinde de 24.- saatte GC Fuji IX GP Normal ve ChemFil Rock'ın yüzey pürüzlülükleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0,05$) 168.- saatte GC Fuji IX GP Normal'in yüzey pürüzlülüğü değerinin ChemFil Rock'ın yüzey pürüzlülüğü değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu görülmektedir ($p<0,05$). Bu durumun, ChemFil Rock'ın partikül boyutuna ulaşılamamakla birlikte, ChemFil Rock'ın, GC Fuji IX GP Normal'den daha küçük partikül boyutuna sahip olduğu düşünülmesinden ve yapısında bulunan çinkonun sertleşme reaksiyonunu daha erken sürede tamamlamasını sağlamasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Ayrıca bu tez çalışmasında kullanılan materyallerin yüzey pürüzlülüğü değerleri ile ilgili yapılan literatür taramasında herhangi bir sonuç bulunamadığı için elde edilen bulgular başka çalışmalarla karşılaştırılamamıştır. Sadece, Al-Angari ve diğerleri[170] tarafından yapılan çalışmada, diş fırçalama abrazyonunun ChemFil Rock, GC Fuji IX GP Extra, Ketac Molar Quick Aplicap (3M ESPE, Seefeld, Almanya), EQUIA sistem ve Premise (Kerr, Kaliforniya, ABD)'in yüzey pürüzlülüğü değişimine etkileri incelenmiş ve çalışmanın sonucunda en fazla yüzey pürüzlülüğü değişim değerinin ChemFil Rock'ta oluştuğu ve bu durumun da ChemFil Rock'ın diğer cam iyonomer simanlardan farklı olarak çinko içermesinden kaynaklandığı belirtilmiştir.

Cam iyonomer simanlardan çinko salımı, yapılan çalışmalarda gösterilmiştir.[2,105] Salınan bu iyonlar dental plakta birikerek mutans streptokoklarının üremesini yavaşlatmakta ve bu da sekonder çürük oluşumunu engelleyerek restorasyonun başarısızlığını engellemektedir. Cam iyonomer simanların çinko salımı yapması materyalin antibakteriyel özelliğinin göstergesi olarak ifade edilmektedir[105].

Çinko içerikli bir cam iyonomer siman olan ChemFil Rock'ta ise çinko, antibakteriyel etkinliği arttırmak amacı ile değil materyalin fiziksel özelliklerini geliştirmek amacı ile simanın toz kısmına ilave edilmiştir. Simanın toz kısmı ile likidi karıştırılmaya başlandığı andan itibaren çinko içeren cam iyonomer simanlardan çinko salımı

başlamakta ve açığa çıkan çinko poliasitlere bağlanarak sertleşme reaksiyonunu başlatmaktadır. Çinko salımını takiben materyalin toz kısmından alüminyum salımı da başlamakta ve alüminyum da poliasitlerle bağ yapmaktadır. Çinkonun poliasitler ile oluşturduğu bağın dayanıklılığının alüminyumun poliasitler ile oluşturduğu bağın dayanıklılığı ile benzer olması ve çinkonun oldukça erken dönemde sertleşme reaksiyonunu başlatması simanın geleneksel cam iyonomer simanlardan daha yüksek mekanik dayanıma sahip olmasını ve erken dönemdeki nem kontaminasyonundan daha az etkilenmesini sağlamaktadır. Ayrıca simana ilave edilen çinkonun reaktiviteyi arttırması, sertleşme sırasında oluşan çinko oksitin ağ modifikasyonuna neden olarak Si-O-Si bağını bozması ve camın asit ataklarına daha çok maruz kalmasına neden olması da materyalin mekanik özelliklerini arttırmaktadır[8-10].

Cam iyonomer simanlardan iyon salımı; hızlı yüzey ayrışması, çatlaklardan difüzyon ve çözünme şeklinde üç mekanizma ile gerçekleşmekte ve dışsal ve içsel faktörler iyon salımını etkilemektedir. Restoratif materyallerden iyon salımını kontrol eden içsel faktörler; toz/likit oranı, materyalin kaviteye yerleştirilme süresi, sıcaklık, yüzey koruyucu uygulaması, yüzey bitirme ve polisaj işlemleri, dışsal faktörler ise; saklama solüsyonu ve analiz yöntemidir[105,185-188]. Bu tez çalışmasında çinko salımını etkileyebilecek tüm içsel ve dışsal faktörler, tüm gruplarda ve tüm ölçüm zamanlarında eşitlik sağlamak amacı ile kontrol edilmiştir.

Çinko salımının ölçümünde atomik absorbsiyon spektrofotometre en sık kullanılan cihazlardan biri olması nedeni ile bu tez çalışmasında da GC Fuji IX GP Normal'in ve ChemFil Rock'ın belirli zaman aralıklarındaki çinko salım miktarlarını ölçmek amacıyla atomik absorbsiyon spektrofotometre cihazı kullanılmıştır.

Üretici firmanın, ChemFil Rock karıştırılmaya başlandığı andan itibaren çinkonun açığa çıktığını belirtmesi nedeni ile bu tez çalışmasında çinko salımı ölçümlerine 10.- dakikada başlanmıştır. Cam iyonomer simanların tam sertliğine 168.-saatin sonunda ulaştığını belirten çalışmalar[37,60] nedeni ile de ölçümlere 168- saat boyunca belirli aralıklarla devam edilmiştir.

Shashibhushan ve diğerleri[105] yaptıkları çalışmada üç adet fluorid ve çinko salımı yapan cam iyonomer simanın, GC Fuji II, GC Fuji II Light Cure ve GC Fuji IX GP'nin mutans streptokokları üzerindeki antibakteriyel etkinliğini *in vitro* koşullarda değerlendirmişlerdir. Materyallerin çinko salımını ölçmek amacı ile atomik absorbsiyon spektrofotometre cihazı kullanılmış ve 30ml distile deiyonize suda saklanan örneklerin 8-gün boyunca 24- saat ara ile çinko ölçüm değerleri kaydedilmiştir. Çalışmanın

sonucunda tüm materyallerden değişik konsantrasyonlarda çinko salımı olduğu gözlenmiş, ayrıca GC Fuji IX GP'nin tüm ölçüm zamanlarında diğer materyallerden istatistiksel olarak daha yüksek çinko salımı yaptığı belirtilmiştir. Araştırmacılar bu durumun materyallerin kimyasal yapılarının farklılığından kaynaklandığını ve çinkonun bazen materyallerden iyon şeklinde değil kompleks tuz şeklinde salındığını ve bunun da belirlenemediğini ifade etmişlerdir. Ayrıca çalışmada, GC Fuji IX GP'nin en yüksek çinko salım değerini 4,25ppm ile 24.- saatte gösterdiği ve 8.- güne kadar bu miktarın 0,47ppm e düştüğü belirtilmiştir. Bu çalışmadaki sonuçların aksine çalışmamızda GC Fuji IX GP Normal'de tüm ölçüm zamanlarında eser miktarda çinko salım değeri elde edilmiştir. Aradaki bu farkın, çalışmada kullanılan örnek büyüklüklerinden ve test yöntemindeki farklılıklardan kaynaklandığı düşünülmektedir.

Bu tez çalışmasından elde edilen sonuçlarda, eser miktarda çinko salımı yapan GC Fuji IX GP Normal'in üzerine yüzey koruyucu ajan uygulanmasının etkisi gözlenmemekle birlikte ChemFil Rock'ın tüm ölçüm zamanlarında en yüksek çinko salım değerlerine sahip olduğu ve yüzey koruyucu uygulanmasının da ChemFil Rock'ın çinko salım miktarlarını tüm ölçüm zamanlarında istatistiksel olarak anlamlı derecede azalttığı belirlenmiştir. Bu sonuç, yüzey koruyucu uygulamasının restoratif materyallerden iyon salımını azalttığını belirten çalışmalarla[139,145,148] benzerlik göstermektedir.

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin fluorid salım ve geri alım özelliklerinin bulunması sekonder çürük oluşumunun engellenmesi ve remineralizasyonun sağlanması açısından oldukça önemlidir[189]. Restoratif materyallerden fluorid salımı sertleşme reaksiyonlarının bir parçası olarak ya da materyalin yapısına sonradan ilave edilen fluorid içerikleri sayesinde gerçekleşmektedir[190].

Materyallerden açığa çıkan fluorid miktarı hem *in vivo* hem de *in vitro* yöntemlerle değerlendirilebilmektedir. *İn vivo* çalışmalarda tükürük yapısı ve pH'sı, hastanın oral hijyeni, tüketilen yiyecek ve içecekler ve bunlara bağlı oluşan plak yapısı gibi birçok faktör nedeni ile çalışmaların standardizasyonu zorlaşmaktadır. Ayrıca *in vivo* koşullarda restorasyonların yüzeyinde oluşacak biyofilm tabakasının materyallerin fluorid salımını azaltacağı da bilinmektedir. Bu nedenle restoratif materyallerden açığa çıkan fluorid miktarlarının incelenmesinde sıklıkla *in vitro* yöntemler kullanılmaktadır[20,21,28,81,87-89,132,186]. Fluorid miktarının ölçümü için bugüne kadar titrimetri, spektrofotometri, iyon kromatografisi, iyon seçici elektrot yöntemi gibi yöntemler kullanılmıştır. Bu tez çalışmasında kullanılan cam iyonomer simanların belirli

zaman aralıklarındaki fluorid salım miktarları in vitro koşullarda iyon seçici elektrot yöntemi kullanılarak ölçülmüştür.

Yapılan çalışmalarda restoratif materyallerin çürük önleyici etkinliğinin uzun süreli olabilmesi için fluorid salım özelliği ile birlikte geri alım özelliğinin de olması gerektiği belirtilmiştir[87,190,191].

Cate ve diğerlerinin[192] yapmış oldukları çalışmaya göre de 1ppm in üzerinde fluorid salımı yapan restoratif materyallerin dentin demineralizasyonunu inhibe ettiği belirtilmiştir. Wahab ve diğerleri[193] tarafından yapılan bir çalışmada restoratif materyallerden açığa çıkan 2ppm fluoridin çürük lezyonu oluşumuna neden olan bakteri plağı formasyonununu inhibe ettiği ve asit ataklarına dirençli bir yapı olan hidroksiapatit oluşumunu arttırdığı bulunmuştur.

Günümüzde cam iyonomer simanlardan kompozit rezinlere kadar fluorid salımı yapabilen çeşitli materyaller bulunmaktadır. Preston ve diğerleri[87] çalışmalarında benzer yapıdaki materyaller arasında farklı miktarda fluorid salımı olabileceğini ayrıca restoratif materyal seçiminde yüksek miktarda salım ve geri alım yapan materyalin tercih edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir.

Aboush ve Torabzadeh[194] nin yapmış oldukları çalışmada, 12- ay boyunca cam iyonomer simanların toplamda yaptıkları fluorid salımının kompomerlerden 5 kat, fluorid içerikli kompozit rezinlerden ise 21 kat daha fazla olduğunu bulmuşlardır. Yine aynı çalışmada cam iyonomer simanların sertleşmesinden 1- yıl sonra, 24- saat içerisinde açığa çıkan fluoridin kompomerlerden ve fluorid içeren kompozit rezinlerden yaklaşık 6 kat fazla olduğu da belirtilmiştir.

Benelli ve diğerlerinin[195] yapmış oldukları *in situ* çalışmada ise cam iyonomer simanlar ile fluorid içerikli kompozit rezinlerin fluorid geri alım özellikleri karşılaştırılmış ve 28- günün sonunda cam iyonomer simanların fluorid içerikli kompozit rezinlere göre 6 kat daha fazla fluorid geri alımı yaptığı bulunmuştur. Araştırmacılar cam iyonomer simanlardan açığa çıkan fluoridin, fluorid içerikli kompozit rezinlere göre minenin mikrosertliğini daha çok arttırdığını ve açığa çıkan fluoridin minede daha derine penetre olabildiğni de belirtmişlerdir.

Cam iyonomer simanların fluorid salım ve kapasiteleri ile ilgili yapılan çalışmalarda fluorid salımının temel olarak iki şekilde gerçekleştiği belirtilmiştir. Bunlar; erken dönemde çözünme ile hızlı bir fluorid salımını takiben uzun dönemde difüzyon ile daha yavaş bir salım şeklindedir[19,196]. Ayrıca, cam iyonomer simanlardan en fazla fluoridin ilk 24- saatte açığa çıktığı ve bu durumun patlama etkisi *'initial burst effect'*

olarak isimlendirildiği de bilinmektedir[88,132,189,194,197-199]. Cam iyonomer simanların asit-baz reaksiyonları sırasında açığa çıkan Al^{+3} , Ca^{+2} ve F^{-} iyonlarının ve materyalin yüzeyinde gerçekleşen su hareketinin erken dönemdeki fluorid salımına neden olduğu düşünülmektedir[109]. Erken dönemde gerçekleşen hızlı fluorid salımının polialkenoat asit ile reaksiyona giren cam partiküllerindeki zayıf bağlı fluor iyonlarından, uzun dönemde gerçekleşen yavaş fluorid salımının ise hidrojel matriksten kaynaklandığı belirtilmektedir[190].

Bu tez çalışmasında kullanılan geleneksel cam iyonomer simanların da fluorid salımının 1.- günde en yüksek seviyede olduğu ve yüzey koruyucu uygulamasının patlama etkisi üzerinde herhangi bir etki göstermediği tespit edilmiştir. 1.- günde gözlenen bu yüksek fluorid salımından sonra daha uzun süreli ve durağan bir fluorid salım aşamasına geçildiğini belirten çalışmalar[88,132,189,194,197-199] ile aynı doğrultuda, bu tez çalışmasından elde edilen sonuçlarda da tüm grupların fluorid salım miktarlarında 2. günde istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüş gözlenmektedir ($p<0,05$).

Fluor iyonu pH'nın 5'in üzerinde olduğu ortamlarda tam olarak iyonize edilebilmektedir. Bu durumun sağlanması için TISAB (*Total Ionic Strenght Adjustment Buffer*/Ortamın iyon şiddetini ayarlayan tampon) çözeltisi kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde en sık kullanılan solüsyonlar, TISAB I, II, III ve IV solüsyonları olarak bilinmektedir. Test için uygun solüsyonun seçilmesi ancak ölçüm yapılacak örneğin bileşenlerinin bilinmesi ile sağlanabilmektedir[132,133]. Bu tez çalışmasında TISAB II solüsyonu kullanılarak ortamın pH'sının 5 civarında tutulması sağlanmıştır.

Restoratif materyallerin *in vitro* koşullarda fluorid salım miktarlarının ölçümü için asidik solüsyonlar, yapay tükürük ve distile deiyonize su gibi saklama solüsyonları kullanılmaktadır. Bu solüsyonlar içerisinde en yüksek fluorid miktarı asidik solüsyonlarda tespit edilmektedir. Bu durumun ortamın pH'sının düşmesinin materyalin çözünürlüğünü ve iyon salımını arttırması ile ilişkili olduğu bilinmektedir. Ayrıca asidik solüsyonlar içinde açığa çıkan fluorid genellikle kompleks şekilde bulunmaktadır. Materyallerin yapay tükürüğe göre distile deiyonize suda daha fazla fluorid salımı yapması nedeni ile distile deiyonize su daha sık kullanılan bir saklama solüsyonu olmuştur. Saklama solüsyonlarının ne kadar sıklıkla değiştirilmesi gerektiği de *in vitro* koşullarda fluorid salım miktarının ölçülmesinde dikkat edilmesi gereken parametrelerden biridir. Materyallerden açığa çıkan fluorid zamanla saklama solüsyonunda birikmektedir ve zaman içerisinde bu birikim restoratif materyallerin yapısında değişime sebep

olabilmektedir. Bu nedenle yapılan çalışmalarda saklama solüsyonlarının 24- saatte bir değiştirilmesi gerektiği belirtilmektedir[84,200,201]. Bu tez çalışmasında, cam iyonomer simanlardan açığa çıkan fluorid miktarlarının tespiti için saklama solüsyonu olarak distile deiyonize su kullanılmış ve saklama solüsyonu 24- saat aralıklarla değiştirilmiştir. Ayrıca bu tez çalışmasında cam iyonomer simanlardan fluorid salımı 28- gün boyunca takip edilmiştir. Bunun da nedeni, fluorid salımı yapan restoratif materyallerden açığa çıkan fluorid miktarının 28- gün sonunda en aza indiğinin bilinmesi ve bakteri inhibisyonu için en az 28- günlük bir fluorid salımı gerektiğinin belirtilmesidir[84,88].

Yüzey koruyucu uygulanmasının cam iyonomer simanların su emilimi ve çözünürlüğünü azaltarak mekanik dayanımını arttırdığı bilinmesine karşı materyallerin yüzeyinden su hareketini engelleyerek iyon salımını azalttığı da bilinmektedir[202].

Kamatham ve Reddy[202] yapmış oldukları çalışmalarında geleneksel bir cam iyonomer siman olan Fuji II'nin fluorid salımı üzerine yüzey koruyucu ajan olarak uygulanan vazelinin ve verniğin etkilerini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda, yüzey koruyucu uygulamanın cam iyonomer simanların fluorid salımını olumsuz yönde etkilediği ve vazelin ile verniğin fluorid salımına etkileri karşılaştırıldığında ise verniğin vazeline göre fluorid salımını istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla azalttığı belirtilmiştir ($p<0,05$).

Çalışmamızda da yüzey koruyucu uygulanan grupların tüm ölçüm zamanlarında yüzey koruyucu uygulanmayan gruplara göre daha az çinko ve fluorid salımı yaptığı gözlenmiştir.

Shashibhushan ve diğerleri[105] tarafından yapılan çalışmada üç adet cam iyonomer simanın, GC Fuji II, GC Fuji II Light Cure ve GC Fuji IX GP'nin, 1.-, 2.-, 3.-, 4.-, 5.-, 6.-, 7.- ve 8.- günlerde gösterdikleri fluorid salım miktarları *in vitro* koşullarda değerlendirilmiş ve materyallerin fluorid salım miktarlarını ölçmek amacı ile iyon seçici elektrot yöntemi kullanılmıştır. Çalışmanın sonucunda GC Fuji IX GP'nin 1.- günde 8,94ppm, 2.- günde 2,19ppm ve 7.- günde 0,35ppm fluorid salımı yaptığı belirtilmiştir. Bu tez çalışmasının sonuçlarında ise GC Fuji IX GP Normal'in 1.- günde 29,0ppm, 2.- günde 16,1ppm ve 7.- günde 27,2ppm fluorid salımı yaptığı saptanmıştır. Aradaki bu farkın, çalışmada kullanılan örnek büyüklüklerinden ve test yöntemindeki farklılıklardan kaynaklandığı düşünülmektedir.

Yapılan literatür taramasında, çalışmamızda kullanılan ChemFil Rock'ın fluorid salım miktarı ile ilgili herhangi bir çalışmaya rastlanmadığı için ChemFil Rock'ın fluorid salım miktarları başka çalışmalarla kıyaslanamamıştır.

Restoratif materyallerin fluorid salım kapasiteleri ile su emilimi, çözünürlük, yüzey pürüzlülüğü, çinko salımı gibi başka bir takım fiziksel özellikleri arasında da ilişki olabileceği yapılan literatür taramalarında gözlenmiş ve bu tez çalışmasının bulguları da bu açıdan değerlendirilmiştir;

Restoratif materyallerin suda çözünürlükleri ile fluorid salımları arasında doğrusal bir ilişki bulunduğu, çözünürlükleri fazla olan materyallerin daha çok fluorid salımı yaptığı yapılan çalışmalarda belirtilmiştir[199,203]. Bu tez çalışmasından elde edilen bulgularda, yüzey koruyucu uygulanan grupların tüm ölçüm zamanlarında en az çözünen ve en az fluorid salan gruplar olması bu çalışmaları desteklerken ChemFil Rock'ın tüm ölçüm zamanlarında GC Fuji IX GP Normal'e göre daha çok çözünmesi ancak GC Fuji IX GP Normal'den tüm ölçüm zamanlarında daha az fluorid salımı yapması bu çalışmaların sonuçları ile tam tersi şeklindedir. Materyallerin kimyasal ve fiziksel yapılarındaki farklılıkların fluorid salımını ekilediği yapılan çalışmalarda da belirtilmiştir[196,198]. Çalışmamızda yüzey koruyucu uygulanmış ve uygulanmamış ChemFil Rock ve GC Fuji IX GP arasındaki farkın yeni geliştirilen çinko içerikli geleneksel bir cam iyonomer siman olan ChemFil Rock'ın yapısının farklı olmasından ileri geldiği düşünülmektedir. Ayrıca yüksek viskoziteli geleneksel bir cam iyonomer siman olan GC Fuji IX GP Normal'in yüksek toz/likit oranı da materyalin yapısındaki doldurucu miktarının artarak asit-baz reaksiyonunun gerçekleştiği yüzey alanının artmasını sağlamakta ve bu sayede materyalin fluorid salım miktarı da artmaktadır[111].

Restoratif materyalin yüzey pürüzlülüğü ile fluorid salım miktarı arasında da doğrusal bir ilişki olduğu, pürüzlü yüzeylerin materyalin yüzey alanını arttırarak fluorid salım miktarını arttıracağı da bazı çalışmalarda belirtilmiştir[204,205]. Bu tez çalışmasında yüzey koruyucu uygulanan grupların yüzey pürüzlülüğünün ve fluorid salımlarının yüzey koruyucu uygulanmayan gruplara göre daha az olması bu çalışmalarla aynı sonucu gösterirken 24.- saatte yüzey pürüzlülükleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmayan ($p>0,05$) GC Fuji IX GP Normal ve ChemFil Rock'ın fluorid salım miktarları değerlendirildiğinde GC Fuji IX GP Normal'in ChemFil Rock'dan daha fazla fluorid salımı yapması bu çalışmaların sonuçlarına göre farklılık göstermektedir. Bu durumun ChemFil Rock'ın kimyasal yapısındaki farklılıktan kaynaklandığı düşünülmektedir.

Restoratif materyallerin çinko salım özellikleri ile fluorid salım özellikleri arasındaki ilişki değerlendirildiğinde; Osinaga ve diğerlerinin[2] yaptıkları çalışmada geleneksel bir cam iyonomer siman olan Ketac-Fil'e ve rezin modifiye bir cam iyonomer

siman olan Vitremer'e fiziksel ve antikaryojenik özelliklerini arttırmak amacı ile değişik konsantrasyonlarda $ZnSO_4$ ilave edilmiş ve yüksek konsantrasyonda $ZnSO_4$ ilave edilen grupta daha fazla çinko ve fluorid salımı olduğu belirtilmiştir. Araştırmacılar bu durumun $ZnSO_4$ ın çözünürlüğü arttırarak materyalin iyon salımını da arttırmasından kaynaklı olduğunu belirtmişlerdir. Ancak bu tez çalışmasından elde edilen sonuçlarda, ChemFil Rock'ın daha yüksek miktarda çinko salımı yaptığı görülmekle birlikte daha az miktarda fluorid salımı yaptığı gözlenmektedir. Bu durumun çinko iyonlarının materyalin yapısında bulunmasından veya materyale ilave edilmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Fluorid salan restoratif materyallerin saldıkları fluorid miktarı zaman içinde azalmaktadır. Ancak cam iyonomer simanların fluoridi geri alım özellikleri sayesinde fluorid salımı yüksek seviyelerde devam edebilmektedir. Ayrıca yüksek fluorid salımı yapan materyallerin fluorid geri alımının da yüksek olabileceği ifade edilmektedir[197].

Tüm restoratif materyallerin fluorid salım miktarlarının 28.- günde en düşük seviyeye indiği ve fluorid geri alımı için topikal fluorid uygulamasının 28.- günden sonra başlaması gerektiği de yapılan çalışmalarda belirtilmiştir[84,88]. Bu tez çalışmasında, 28.- günden sonra uygulanan 14- günlük topikal fluorid uygulamasının ardından yapılan ölçümlerde, tüm grupların fluorid salımlarında istatistiksel olarak anlamlı derecede artış görülmüştür ($p<0,05$). Yüzey koruyucu uygulanmasının bu tez çalışmasında kullanılan cam iyonomer simanların fluorid geri alım özelliklerini engellemediği de gözlenmiştir. Ancak 14- günlük topikal fluorid uygulamasının ardından 42.- günde dört gruptan da ölçülen fluorid miktarlarının 1.- gündeki değerlerine ulaşamadığı da bu tez çalışmasının sonuçlarında gözlenmiştir. Hatibovic-Kofman ve diğerleri[197] ve Seppa ve diğerleri[206] de yaptıkları çalışmaların sonucunda restoratif materyallerin fluorid geri alım kapasiteleri bulunsa dahi ilk gün açığa çıkan fluorid miktarına ulaşılamadığını belirtmişlerdir.

Bu tez çalışmasının sonuçlarına göre 14- günlük topikal fluorid uygulamasının ardından yine en yüksek fluorid salım miktarı GC Fuji IX GP Normal'de tespit edilirken GC Fuji IX GP Normal'i sırası ile ChemFil Rock, yüzey koruyucu uygulanmış GC Fuji IX GP Normal ve yüzey koruyucu uygulanmış ChemFil Rock izlemiştir.

Bu tez çalışmasında, yerel fluorid uygulamasının bitiminden 7- gün sonra 49.- günde yapılan ölçümlerde bir tek, yüzey koruyucu uygulanmayan ChemFil Rock grubunun fluorid salım miktarı 42.- günde ölçülen fluorid salım miktarı ile istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermezken ($p>0,05$) diğer üç grubun da 49.- günde ölçülen fluorid salım miktarlarının 42.- günde ölçülen fluorid salım miktarlarına göre istatistiksel

olarak anlamlı derecede düşük olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$). Ancak tüm grupların 49.-günde ölçülen fluorid salım miktarları, topikal fluorid uygulamasının başlamadığı 28.-günde ölçülen fluorid salım miktarlarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olarak bulunmuştur ($p<0,05$). 49.- günde yapılan ölçümlerde de yine GC Fuji IX GP Normal'in en yüksek fluorid salım değerini gösterdiği tespit edilmiştir. Bu verilerin sonucunda 49 günlük fluorid salım ve geri alım değerleri incelendiğinde, 1. günde en fazla fluorid salımı yapan GC Fuji IX GP Normal grubunun fluorid geri alım kapasitesinin de yüksek olduğu tespit edilmiştir Restoratif materyallerin fluorid geri alım kapasitelerini değerlendiren başka çalışmalarda da, 1. günde daha çok fluorid salımı yapan materyallerin geri alım kapasitelerinin daha yüksek olduğu belirtilmiştir[20,186,201,207].

Sonuç olarak; restoratif materyallerin fiziksel özelliklerinin bilinmesi, klinik uygulamada, uygun endikasyon ile doğru restoratif materyal kullanılması açısından oldukça önemlidir. Çalışmamızın sonuçları değerlendirildiğinde, klinik uygulamaya yeni giren çinko içerikli geleneksel bir cam iyonomer siman olan ChemFil Rock'ın su emilimi, çözünürlük, fluorid salım ve geri alım değerlerinin GC Fuji IX GP Normal'den düşük olduğu; mikrosertlik ve yüzey pürüzlülüğü değerleri açısından ise iki materyal arasında herhangi bir fark bulunmadığı saptanmıştır. ChemFil Rock'ın bir tek çinko salım miktarının GC Fuji IX GP Normal'den yüksek olduğu ve yüzey koruyucu uygulamasının ise üretici firmanın önerilerinin aksine ChemFil Rock'ın su emilimini ve yüzey pürüzlülüğünü azalttığı da tespit edilmiştir. ChemFil Rock'ın fiziksel, mekanik ve antibakteriyel etkinliğini değerlendirmek amacı ile daha pek çok klinik çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

6. SONUÇ

Kapsül formunda, geleneksel bir cam iyonomer siman olan GC Fuji IX GP Normal (GC Corporation, Tokyo, Japonya) ile kapsül formunda, çinko içerkli, geleneksel bir cam iyonomer siman olan ChemFil Rock (Dentsply De-Trey, Konstanz, Almanya)'ın su emilimi, çözünürlüğü, mikrosertliği, yüzey pürüzlülüğü, çinko salımı, fluorid salım ve geri alım özellikleri ve nanodolduruculu ışıkla sertleşen bir yüzey koruyucu olan EQUIA-Coat (GC Corporation, Tokyo, Japonya)'un bu özellikler üzerine etkisi *in vitro* koşullarda değerlendirildikten sonra elde edilen sonuçlar aşağıda verilmiştir.

1. ChemFil Rock tüm ölçüm zamanlarında, GC Fuji IX GP Normal'e göre daha çok su emilimi yapmıştır. Yüzey koruyucu uygulaması, ChemFil Rock'ın su emilimini tüm ölçüm zamanlarında azaltırken, GC Fuji IX GP Normal'in su emilimini tüm ölçüm zamanlarında etkilememiştir.
2. ChemFil Rock tüm ölçüm zamanlarında GC Fuji IX GP Normal'e göre daha çok çözünürlük göstermiştir. Yüzey koruyucu uygulaması hem ChemFil Rock'ın hem de GC Fuji IX GP Normal'in çözünürlüğünü tüm ölçüm zamanlarında azaltmıştır.
3. ChemFil Rock ile GC Fuji IX GP Normal'in tüm ölçüm zamanlarında, mikrosertlik değerleri açısından fark bulunmamıştır. Yüzey koruyucu uygulaması hem ChemFil Rock'ın hem de GC Fuji IX GP Normal'in mikrosertlik değerlerini tüm ölçüm zamanlarında arttırmamıştır.
4. ChemFil Rock'ın yüzey pürüzlülüğü 24. saatte GC Fuji IX GP Normal'in yüzey pürüzlülüğü ile aynı, 168. saatte ise GC Fuji IX GP Normal'in yüzey pürüzlülüğünden daha düşüktür. Yüzey koruyucu uygulaması hem ChemFil Rock'ın hem de GC Fuji IX GP Normal'in yüzey pürüzlülüğünü tüm ölçüm zamanlarında azaltmıştır.
5. ChemFil Rock tüm ölçüm zamanlarında GC Fuji IX GP Normal'e göre daha çok çinko salımı yapmıştır. Yüzey koruyucu uygulaması ChemFil Rock'ın çinko salımını tüm ölçüm zamanlarında azaltırken, tüm ölçüm zamanlarında eser miktarda çinko salımı yaptığı gözlenen GC Fuji IX GP Normal'in çinko salımına yüzey koruyucu uygulamasının etkisi tüm ölçüm zamanlarında gözlenmemiştir.
6. ChemFil Rock tüm ölçüm zamanlarında GC Fuji IX GP Normal'e göre daha az fluorid salımı ve geri alımı yapmıştır. Yüzey koruyucu uygulaması hem ChemFil Rock'ın hem de GC Fuji IX GP Normal'in fluorid salım ve geri alımını tüm ölçüm zamanlarında azaltmıştır.

KAYNAKLAR

1. Donly K. J., and Segura A. (2005). Dental Materials. In Pinkham J. R., Casamassimo P. S., Fields H. W., McTigue D. J., Nowak A. (Eds.), ***Pediatric Dentistry: infancy through adolescence.*** 4th ed. London: Elsevier Saunders, 325-341.
2. Osinaga, P. W., Grande, R. H., Ballester, R. Y., Simionato, M. R., Delgado Rodrigues, C. R., and Muench, A. (2003). Zinc sulfate addition to glass-ionomer-based cements: influence on physical and antibacterial properties, zinc and fluoride release. ***Dental Materials***, 19(3), 212-217.
3. Tran, L. A., and Messer, L. B. (2003). Clinicians' choices of restorative materials for children. ***Australian Dental Journal***, 48(4), 221-232.
4. Espelid, I., Tveit, A. B., Tornes, K. H., and Alvheim, H. (1999). Clinical behaviour of glass ionomer restorations in primary teeth. ***Journal of Dentistry***, 27(6), 437-442.
5. Zimmerman, J. A., Feigal, R. J., Till, M. J., and Hodges, J. S. (2009). Parental attitudes on restorative materials as factors influencing current use in pediatric dentistry. ***Pediatric Dentistry***, 31(1), 63-70.
6. Osborne, J. W., Summitt, J. B., and Roberts, H. W. (2002). The use of dental amalgam in pediatric dentistry: review of the literature. ***Pediatric Dentistry***, 24(5), 439-447.
7. Croll, T. P., and Nicholson, J. W. (2002). Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. ***Pediatric Dentistry***, 24(5), 423-429.
8. Zoergiebel, J., and Ilie, N. (2013). An in vitro study on the maturation of conventional glass ionomer cements and their interface to dentin. ***Acta Biomaterialia***, 9(12), 9529-9537.
9. Zoergiebel, J., and Ilie, N. (2013). Evaluation of a conventional glass ionomer cement with new zinc formulation: effect of coating, aging and storage agents. ***Clinical Oral Investigations***, 17(2), 619-626.
10. Moshaverinia, A., Roohpour, N., Chee, W. W. L., and Schricker, S. R. (2011). A review of powder modifications in conventional glass-ionomer dental cements. ***Journal of Materials Chemistry***, 21, 1319-1328.
11. Black G. V. (1917). ***A work on operative dentistry***. 3th ed. Chicago: Medico-Dental Publishing Company, 1-307.
12. Köroğlu A, Ekren O, ve Kurtoğlu C. (2012). Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme çalışması. ***Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi***, 22, 205-216.
13. Kent, B. E., Lewis, B. G., and Wilson, A. D. (1973). The properties of a glass ionomer cement. ***British Dental Journal***, 135(7), 322-326.
14. Üçok M, ve Yücel T. (1983). Çeşitli dolgu maddelerinde başlangıç pH değişimleri. ***İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi***, 17, 57-68.
15. Sakaguchi R. L., and Mitra S. B. (2012). Restorative Materials-Composites and Polymers. In Sakaguchi R. L., Powers J. M. (Eds.), ***Craig's Restorative Dental Materials.*** 13th ed. London: Elsevier Saunders, 161-198.
16. Saito S, Tosaki S, and Hirota K. (1999). Characteristics of Glass-Ionomer Cements. In Davidson C. L., Mjör I. A. (Eds.), ***Advances in Glass-Ionomer Cements.*** 1th ed. Berlin: Quintessence Publishing Co, Inc, 15-50.
17. Noort R. V. (2008). ***Introduction to Dental Materials.*** 3th ed. London: Elsevier Saunders, 127-143.

18. Takigawa T. (1982). Study on glass-ionomer cement, influence of powder. ***Journal of Conservative Dentistry***, 25, 812-813.
19. Forsten, L. (1991). Fluoride release and uptake by glass ionomers. ***Scandinavian Journal of Dental Research***, 99(3), 241-245.
20. Takahashi, K., Emilson, C. G., and Birkhed, D. (1993). Fluoride release in vitro from various glass ionomer cements and resin composites after exposure to NaF solutions. ***Dental Materials***, 9(6), 350-354.
21. Diaz-Arnold, A. M., Holmes, D. C., Wistrom, D. W., and Swift, E. J., Jr. (1995). Short-term fluoride release/uptake of glass ionomer restoratives. ***Dental Materials***, 11(2), 96-101.
22. Smith, D. C. (1998). Development of glass-ionomer cement systems. ***Biomaterials***, 19(6), 467-478.
23. Xie, D., Zhao, J., Yang, Y., Park, J., Chu, T. M., and Zhang, J. T. (2008). Preparation and evaluation of a high-strength biocompatible glass-ionomer cement for improved dental restoratives. ***Biomed Mater***, 3(2), 5002-5012.
24. Anstice H. M., and Nicholson J. W. (1995). Investigation of the post-hardening reaction in glass-ionomer cements based on poly (vinyl phosphonic acid). ***Journal of Materials Science: Materials in Medicine***, 6, 420-425.
25. Nasu, T. (1986). Polyacrylic acid-metal adhesive bond joint characterization by x-ray photoelectron spectroscopy. ***Journal of Biomedical Materials Research***, 20(3), 347-362.
26. Kawahara, H., Imanishi, Y., and Oshima, H. (1979). Biological evaluation on glass ionomer cement. ***Journal of Dental Research***, 58(3), 1080-1086.
27. Matsuya, S., Maeda, T., and Ohta, M. (1996). IR and NMR analyses of hardening and maturation of glass-ionomer cement. ***Journal of Dental Research***, 75(12), 1920-1927.
28. Hattab, F. N., and Amin, W. M. (2001). Fluoride release from glass ionomer restorative materials and the effects of surface coating. ***Biomaterials***, 22(12), 1449-1458.
29. Kleverlaan, C. J., van Duinen, R. N., and Feilzer, A. J. (2004). Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. ***Dental Materials***, 20(1), 45-50.
30. Karaoglanoglu, S., Akgul, N., Ozdabak, H. N., and Akgul, H. M. (2009). Effectiveness of surface protection for glass-ionomer, resin-modified glass-ionomer and polyacid-modified composite resins. ***Dental Materials Journal***, 28(1), 96-101.
31. Ribeiro, A. P., Serra, M. C., Paulillo, L. A., and Rodrigues Junior, A. L. (1999). Effectiveness of surface protection for resin-modified glass-ionomer materials. ***Quintessence International***, 30(6), 427-431.
32. Mount, G. J. (1994). Glass ionomer cements and future research. ***American Journal of Dentistry***, 7(5), 286-292.
33. Valera, V. C., Navarro, M. F., Taga, E. M., and Pascotto, R. C. (1997). Effect of nail varnishes and petroleum jelly combinations on glass ionomer dye uptake. ***American Journal of Dentistry***, 10(5), 251-253.
34. Nicholson, J. W., and Czarnecka, B. (2007). Kinetic studies of the effect of varnish on water loss by glass-ionomer cements. ***Dental Materials***, 23(12), 1549-1552.
35. Brito, C. R., Velasco, L. G., Bonini, G. A., Imparato, J. C., and Raggio, D. P. (2010). Glass ionomer cement hardness after different materials for surface protection. ***Journal of Biomedical Materials Research***, 93(1), 243-246.

36. Diamanti, I., Koletsi-Kounari, H., Mamai-Homata, E., and Vougiouklakis, G. (2011). In vitro evaluation of fluoride and calcium sodium phosphosilicate toothpastes, on root dentine caries lesions. ***Journal of Dentistry***, 39(9), 619-628.
37. Xie, D., Brantley, W. A., Culbertson, B. M., and Wang, G. (2000). Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. ***Dental Materials***, 16(2), 129-138.
38. Prentice, L. H., Tyas, M. J., and Burrow, M. F. (2006). The effect of ytterbium fluoride and barium sulphate nanoparticles on the reactivity and strength of a glass-ionomer cement. ***Dental Materials***, 22(8), 746-751.
39. Towler, M. R., Bushby, A. J., Billington, R. W., and 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.
40. Shen C. (2003). Dental Cements. In Anusavice K. J. (Eds.), ***Phillips' Science of Dental Materials*****.** 11th ed. London: Elsevier Saunders, 443-494.
41. Powis, D. R., Folleras, T., Merson, S. A., and Wilson, A. D. (1982). Improved adhesion of a glass ionomer cement to dentin and enamel. ***Journal of Dental Research***, 61(12), 1416-1422.
42. Watson, T. F., Billington, R. W., and Williams, J. A. (1991). The interfacial region of the tooth/glass ionomer restoration: a confocal optical microscope study. ***American Journal of Dentistry***, 4(6), 303-310.
43. Nicholson, J. W., Brookman, P. J., Lacy, O. M., and Wilson, A. D. (1988). Fourier transform infrared spectroscopic study of the role of tartaric acid in glass-ionomer dental cements. ***Journal of Dental Research***, 67(12), 1451-1454.
44. Watson, T. F., Pagliari, D., Sidhu, S. K., and Naasan, M. A. (1998). Confocal microscopic observation of structural changes in glass-ionomer cements and tooth interfaces. ***Biomaterials***, 19(6), 581-588.
45. Watson, T. F., and Cook, R. J. (1995). The influence of bur blade concentricity on high-speed tooth-cutting interactions: a video-rate confocal microscopic study. ***Journal of Dental Research***, 74(11), 1749-1755.
46. Peumans, M., Van Meerbeek, B., Lambrechts, P., and Vanherle, G. (2003). Two-year clinical effectiveness of a resin-modified glass-ionomer adhesive. ***American Journal of Dentistry***, 16(6), 363-368.
47. Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., Van Landuyt, K., Lambrechts, P., and Vanherle, G. (2003). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. ***Operative Dentistry***, 28(3), 215-235.
48. van Dijken, J. W. (2000). Clinical evaluation of three adhesive systems in class V non-carious lesions. ***Dental Materials***, 16(4), 285-291.
49. Glasspoole, E. A., Erickson, R. L., and Davidson, C. L. (2002). Effect of surface treatments on the bond strength of glass ionomers to enamel. ***Dental Materials***, 18(6), 454-462.
50. Watson T. F. (1999). Bonding Glass-Ionomer Cements to Tooth Structure. In Davidson C. L., Mjör I. A. (Eds.), ***Advances in Glass-Ionomer Cements*****.** 1th ed. Berlin: Quintessence Publishing Co, Inc, 121-136.
51. Sidhu, S. K. (2011). Glass-ionomer cement restorative materials: a sticky subject? ***Australian Dental Journal***, 56(Suppl 1), 23-30.

52. Phillips R. W. (1991). ***Skinner's Science of Dental Materials.*** 9th ed. Londra: Elsevier Health Sciences, 1-50.
53. Tyas, M. J. (2006). Clinical evaluation of glass-ionomer cement restorations. ***Journal of Applied Oral Science***, 14(Suppl 1), 10-13.
54. Wilson, A. D., Crisp, S., Lewis, B. G., and McLean, J. W. (1977). Experimental luting agents based on the glass ionomer cements. ***British Dental Journal***, 142(4), 117-122.
55. Mejare, I., and Mjor, I. A. (1990). Glass ionomer and resin-based fissure sealants: a clinical study. ***Scandinavian Journal of Dental Research***, 98(4), 345-350.
56. Karadağ, S. (2005). Cam iyonomer simanlar ve endodontide kullanımları. ***Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi***, 22, 189-193.
57. Xie, D., Park, J. G., and Zhao, J. (2007). Synthesis and preparation of novel 4-arm star-shape poly(carboxylic acid)s for improved light-cured glass-ionomer cements. ***Dental Materials***, 23(4), 395-403.
58. Khoroushi, M., Mousavinasab, S. M., Keshani, F., and Hashemi, S. (2013). Effect of resin-modified glass ionomer containing bioactive glass on the flexural strength and morphology of demineralized dentin. ***Operative Dentistry***, 38(2), 1-10.
59. Bala, O., Arisu, H. D., Yikilgan, I., Arslan, S., and Gullu, A. (2012). Evaluation of surface roughness and hardness of different glass ionomer cements. ***European Journal of Dentistry***, 6(1), 79-86.
60. Moshaverinia, A., Brantley, W. A., Chee, W. W., Rohpour, N., Ansari, S., Zheng, F., Heshmati, R. H., Darr, J. A., Schricker, S. R., and Rehman, I. U. (2010). Measure of microhardness, fracture toughness and flexural strength of N-vinylcaprolactam (NVC)-containing glass-ionomer dental cements. ***Dental Materials***, 26(12), 1137-1143.
61. Van Duinen, R. N., Kleverlaan, C. J., de Gee, A. J., Werner, A., and Feilzer, A. J. (2005). Early and long-term wear of 'fast-set' conventional glass-ionomer cements. ***Dental Materials***, 21(8), 716-720.
62. Nagaraja U. P, and Kishore G. (2005). Glass Ionomer Cement-The Different Generations. ***Trends in Biomaterials Artificial Organs***, 18, 158-165.
63. Wilson, A. D., and Kent, B. E. (1972). A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. ***British Dental Journal***, 132(4), 133-135.
64. Ölmez H, Korunmuş F, and Ölmez S. (1994). Farklı simanların bağlanma kuvvetlerinin in vitro olarak incelenmesi. ***Turk Ortodonti Dergisi***, 7, 119-122.
65. Guggenberger, R., May, R., and Stefan, K. P. (1998). New trends in glass-ionomer chemistry. ***Biomaterials***, 19(6), 479-483.
66. Nicholson, J. W. (1998). Chemistry of glass-ionomer cements: a review. ***Biomaterials***, 19(6), 485-494.
67. Six, N., Lasfargues, J. J., and Goldberg, M. (2000). In vivo study of the pulp reaction to Fuji IX, a glass ionomer cement. ***Journal of Dentistry***, 28(6), 413-422.
68. Yap, A. U., Teo, J. C., and Teoh, S. H. (2001). Comparative wear resistance of reinforced glass ionomer restorative materials. ***Operative Dentistry***, 26(4), 343-348.
69. Yap, A. U., Ng, J. J., Yap, S. H., and Teo, C. K. (2004). Surface finish of resin-modified and highly viscous glass ionomer cements produced by new one-step systems. ***Operative Dentistry***, 29(1), 87-91.

70. Lo, E. C., Luo, Y., Fan, M. W., and Wei, S. H. (2001). Clinical investigation of two glass-ionomer restoratives used with the atraumatic restorative treatment approach in China: two-years results. ***Caries Research***, 35(6), 458-463.
71. Ellakuria, J., Triana, R., Minguez, N., Soler, I., Ibaseta, G., Maza, J., and Garcia-Godoy, F. (2003). Effect of one-year water storage on the surface microhardness of resin-modified versus conventional glass-ionomer cements. ***Dental Materials***, 19(4), 286-290.
72. Coutinho, E., Cardoso, M. V., De Munck, J., Neves, A. A., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., Peumans, M., Lambrechts, P., and Van Meerbeek, B. (2009). Bonding effectiveness and interfacial characterization of a nano-filled resin-modified glass-ionomer. ***Dental Materials***, 25(11), 1347-1357.
73. Yap, A. U., Cheang, P. H., and Chay, P. L. (2002). Mechanical properties of two restorative reinforced glass-ionomer cements. ***Journal of Oral Rehabilitation***, 29(7), 682-688.
74. Fleming, G. J., Landini, G., and Marquis, P. M. (2002). Properties of encapsulated and hand-mixed zinc phosphate dental cement. ***American Journal of Dentistry***, 15(2), 91-96.
75. Li, Z. C., and White, S. N. (1999). Mechanical properties of dental luting cements. ***Journal of Prosthetic Dentistry***, 81(5), 597-609.
76. Mitchell, C. A., Orr, J. F., Connor, K. N., Magill, J. P., and Maguire, G. R. (1994). Comparative study of four glass ionomer luting cements during post pull-out tests. ***Dental Materials***, 10(2), 88-91.
77. Miller, B. H., Komatsu, H., Nakajima, H., and Okabe, T. (1995). Effect of glass ionomer manipulation on early fluoride release. ***American Journal of Dentistry***, 8(4), 182-186.
78. Prentice, L. H., Tyas, M. J., and Burrow, M. F. (2005). The effect of mixing time on the handling and compressive strength of an encapsulated glass-ionomer cement. ***Dental Materials***, 21(8), 704-708.
79. Kerby, R. E., and Bleiholder, R. F. (1991). Physical properties of stainless-steel and silver-reinforced glass-ionomer cements. ***Journal of Dental Research***, 70(10), 1358-1361.
80. Gu Y. W., Yap A. U. J., Cheang P, Koh Y. L., and Khor K. A. (2005). Development of zirconia–glass ionomer cement composites. ***Journal of Non-Crystalline Solids***, 351, 508-514.
81. Lucas, M. E., Arita, K., and Nishino, M. (2003). Toughness, bonding and fluoride-release properties of hydroxyapatite-added glass ionomer cement. ***Biomaterials***, 24(21), 3787-3794.
82. Mazzaoui, S. A., Burrow, M. F., Tyas, M. J., Dashper, S. G., Eakins, D., and Reynolds, E. C. (2003). Incorporation of casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate into a glass-ionomer cement. ***Journal of Dental Research***, 82(11), 914-918.
83. Elsaka, S. E., Hamouda, I. M., and Swain, M. V. (2011). Titanium dioxide nanoparticles addition to a conventional glass-ionomer restorative: influence on physical and antibacterial properties. ***Journal of Dentistry***, 39(9), 589-598.
84. Wiegand, A., Buchalla, W., and Attin, T. (2007). Review on fluoride-releasing restorative materials--fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. ***Dental Materials***, 23(3), 343-362.
85. Eliades G. (1999). Chemical and Biological Properties of Glass-Ionomer Cements. In Davidson C. L., Mjör I. A. (Eds.), ***Advances in Glass-Ionomer Cements.*** 1th ed. Berlin: Quintessence Publishing Co, Inc, 85-102.

86. Upadhyay, S., Rao, A., and Shenoy, R. (2013). Comparison of the amount of fluoride release from nanofilled resin modified glass ionomer, conventional and resin modified glass ionomer cements. ***Journal of Dentistry (Tehran)***, 10(2), 134-140.
87. Preston, A. J., Higham, S. M., Agalamanyi, E. A., and Mair, L. H. (1999). Fluoride recharge of aesthetic dental materials. ***Journal of Oral Rehabilitation***, 26(12), 936-940.
88. Han, L., Cv, E., Li, M., Niwano, K., Ab, N., Okamoto, A., Honda, N., and Iwaku, M. (2002). Effect of fluoride mouth rinse on fluoride releasing and recharging from aesthetic dental materials. ***Dental Materials Journal***, 21(4), 285-295.
89. Attin, T., Buchalla, W., Siewert, C., and Hellwig, E. (1999). Fluoride release/uptake of polyacid-modified resin composites (compomers) in neutral and acidic buffer solutions. ***Journal of Oral Rehabilitation***, 26(5), 388-393.
90. Oguntebi, B., Clark, A., and Wilson, J. (1993). Pulp capping with Bioglass and autologous demineralized dentin in miniature swine. ***Journal of Dental Research***, 72(2), 484-489.
91. Efflandt, S. E., Magne, P., Douglas, W. H., and Francis, L. F. (2002). Interaction between bioactive glasses and human dentin. ***Journal of Materials Science: Materials in Medicine***, 13(6), 557-565.
92. Stoor, P., Soderling, E., and Salonen, J. I. (1998). Antibacterial effects of a bioactive glass paste on oral microorganisms. ***Acta Odontologica Scandinavica***, 56(3), 161-165.
93. Yli-Urpo, H., Lassila, L. V., Narhi, T., and Vallittu, P. K. (2005). Compressive strength and surface characterization of glass ionomer cements modified by particles of bioactive glass. ***Dental Materials***, 21(3), 201-209.
94. Frencken, J. E., Taifour, D., and Van' t Hof, M. A. (2006). Survival of ART and amalgam restorations in permanent teeth of children after 6.3 years. ***Journal of Dental Research***, 85(7), 622-626.
95. Frencken, J. E., Pilot, T., Songpaisan, Y., and Phantumvanit, P. (1996). Atraumatic restorative treatment (ART): rationale, technique, and development. ***Journal of Public Health Dentistry***, 56(Spec No 3), 135-140.
96. Van Amerongen, W. E. (1996). Dental caries under glass ionomer restorations. ***Journal of Public Health Dentistry***, 56(Spec No 3), 150-154.
97. Frencken, J. E., Van' t Hof, M. A., Van Amerongen, W. E., and Holmgren, C. J. (2004). Effectiveness of single-surface ART restorations in the permanent dentition: a meta-analysis. ***Journal of Dental Research***, 83(2), 120-123.
98. Botelho, M. G. (2004). Compressive strength of glass ionomer cements with dental antibacterial agents. ***Journal of South African Dental Association***, 59(2), 51-53.
99. Botelho, M. G. (2005). The microtensile bond strength of Fuji IX glass ionomer cement to antibacterial conditioned dentin. ***Operative Dentistry***, 30(3), 311-317.
100. Tuzuner, T., and Ulusu, T. (2012). Effect of antibacterial agents on the surface hardness of a conventional glass-ionomer cement. ***Journal of Applied Oral Science***, 20(1), 45-49.
101. Sanders, B. J., Gregory, R. L., Moore, K., and Avery, D. R. (2002). Antibacterial and physical properties of resin modified glass-ionomers combined with chlorhexidine. ***Journal of Oral Rehabilitation***, 29(6), 553-558.
102. Takahashi, Y., Imazato, S., Kaneshiro, A. V., Ebisu, S., Frencken, J. E., and Tay, F. R. (2006). Antibacterial effects and physical properties of glass-

ionomer cements containing chlorhexidine for the ART approach. ***Dental Materials***, 22(7), 647-652.
103. de Castilho, A. R., Duque, C., Negrini Tde, C., Sacono, N. T., de Paula, A. B., de Souza Costa, C. A., Spolidorio, D. M., and Puppin-Rontani, R. M. (2013). In vitro and in vivo investigation of the biological and mechanical behaviour of resin-modified glass-ionomer cement containing chlorhexidine. ***Journal of Dentistry***, 41(2), 155-163.
104. Çınar Ç. (2005). ***Atravmatik restoratif teknikle çürük tedavisinde zeolit kullanımının in vitro değerlendirilmesi*,** Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 50-67.
105. Shashibhushan, K. K., Basappa, N., and Subba Reddy, V. V. (2008). Comparison of antibacterial activity of three fluorides- and zinc-releasing commercial glass ionomer cements on strains of mutans streptococci: an in vitro study. ***Journal of the Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry***, 26(Suppl 2), 56-61.
106. Molina, G. F., Cabral, R. J., Mazzola, I., Lascano, L. B., and Frencken, J. E. (2013). Mechanical performance of encapsulated restorative glass-ionomer cements for use with Atraumatic Restorative Treatment (ART). ***Journal of Applied Oral Science***, 21(3), 243-249.
107. Menne-Happ, U., and Ilie, N. (2014). Effect of heat application on the mechanical behaviour of glass ionomer cements. ***Clinical Oral Investigations***, 18(2), 643-650.
108. Heintze, S. D. (2013). Clinical relevance of tests on bond strength, microleakage and marginal adaptation. ***Dental Materials***, 29(1), 59-84.
109. Anusavice K. J. (2003). Mechanical Properties of Dental Materials. In Anusavice K. J. (Eds.), ***Phillips' Science of Dental Materials*.** 11th ed. London: Elsevier Saunders, 73-102.
110. Eliades, G., and Palaghias, G. (1993). In vitro characterization of visible light-cured glass ionomer liners. ***Dental Materials***, 9(3), 198-203.
111. Zhao, J., Platt, J. A., and Xie, D. (2009). Characterization of a novel light-cured star-shape poly (acrylic acid)-composed glass-ionomer cement: fluoride release, water sorption, shrinkage, and hygroscopic expansion. ***European Journal of Oral Sciences***, 117(6), 755-765.
112. Nicholson, J. W., and Czarnecka, B. (2008). Kinetic studies of water uptake and loss in glass-ionomer cements. ***Journal of Materials Science: Materials in Medicine***, 19(4), 1723-1727.
113. Drexler, P., Garcia-Godoy, F., and Boj, J. R. (1997). Surface hardness of a resin composite cured with a transparent cone. ***Pediatric Dentistry***, 19(6), 419-420.
114. Perez Cdos, R., Hirata, R. J., da Silva, A. H., Sampaio, E. M., and de Miranda, M. S. (2009). Effect of a glaze/composite sealant on the 3-D surface roughness of esthetic restorative materials. ***Operative Dentistry***, 34(6), 674-680.
115. Kohn D. H. (2002). Mechanical Properties. In Powers J. M., Craig R. G. (Eds.), ***Restorative Dental Materials***. 11th ed. London: Elsevier Saunders, 67-124.
116. Mandikos, M. N., McGivney, G. P., Davis, E., Bush, P. J., and Carter, J. M. (2001). A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. ***Journal of Prosthetic Dentistry***, 85(4), 386-395.

117. Manhart, J., Kunzelmann, K. H., Chen, H. Y., and Hickel, R. (2000). Mechanical properties of new composite restorative materials. ***Journal of Biomedical Materials Research***, 53(4), 353-361.
118. Wang, L., D'Alpino, P. H., Lopes, L. G., and Pereira, J. C. (2003). Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. ***Journal of Applied Oral Science***, 11(3), 162-167.
119. Zhou Y, Yang L, and Huang Y. (2010) ***Micro-and Macromechanical Properties of Materials***. 1th ed. New York: Higher Education Press, 127-158.
120. Anstis GR, Chantikul P, Lawn BR, and Marshall DB. (1981). A critical evaluation of indentation techniques for measuring fracture toughness: I, direct crack measurements. ***Journal of the American Ceramic Society***, 64, 533-538.
121. Lu, H., Roeder, L. B., Lei, L., and Powers, J. M. (2005). Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites. ***Journal of Esthetic and Restorative Dentistry***, 17(2), 102-108.
122. Tanoue, N., Matsumura, H., and Atsuta, M. (2000). Wear and surface roughness of current prosthetic composites after toothbrush/dentifrice abrasion. ***Journal of Prosthetic Dentistry***, 84(1), 93-97.
123. Heintze, S. D., Forjanic, M., and Rousson, V. (2006). Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. ***Dental Materials***, 22(2), 146-165.
124. Bani M. (2011.). ***Cam iyonomer içerikli farklı restoratif materyallerin fluorid salınım ve geri alım özelliklerinin, yüzey pürüzlülüklerinin ve dentine bağlanma değerlerinin karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi*****,** Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 1-58.
125. Yılmaz B, ve Özyurt P. (1999). Cam-iyonomer simanların yüzey pürüzlülüğü üzerine farklı bitirme tekniklerinin etkisinin araştırılması. ***Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi,*** 5, 118-125.
126. Hammouda, I. M. (2013). Zinc interaction with glass-ionomer restorative materials. ***Journal of Reahabilitation Robotics***, 1, 54-70.
127. Broekaert J. A. C. (2005). ***Analytical Atomic Spectrometry with Flames and Plasmas.*** 2th ed. Weinheim: Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 159-205.
128. Reeve R. (2002). ***Introduction to Environmental Analyses.*** 1th ed. Wiltshire: John Wiley & Sons, Inc, 114-123.
129. Bek B, ve Gülmez A. (2001). Konvansiyonel ve Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlarda Fluorid Salınımı. ***Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi***, 18, 45-51.
130. Freitag, R. (2014). Chromatographic techniques in the downstream processing of proteins in biotechnology. ***Methods in Molecular Biology***, 1104, 419-458.
131. Brambilla, E., Felloni, A., Fadini, B. L., and Strohmenger, C. L. (1998). A simplified micromethod for fluoride analysis. ***Archives of Oral Biology***, 43(10), 819-823.
132. Itota, T., Carrick, T. E., Rusby, S., Al-Naimi, O. T., Yoshiyama, M., and McCabe, J. F. (2004). Determination of fluoride ions released from resin-based dental materials using ion-selective electrode and ion chromatograph. ***Journal of Dentistry***, 32(2), 117-122.
133. Ophaug, R. (1994). Determination of fluorine in biological materials: reaction paper. ***Advances in Dental Research***, 8(1), 87-91.

134. Aksoy B. (2011). ***Klinikte kullanılan geçici kuron malzemeleri ve özelliklerini inceleme yöntemleri*****,** Bitirme Tezi, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, İzmir, 10-22.
135. Curzon M. E. J., and Duggal M. S. (2002). Treatment planning. In Duggal M. S., Curzon M. E. J., Fayle S. A., Toumba K. J., Robertson A. J. (Eds.), ***Restorative techniques in paediatric dentistry*****.** 2 th ed. London: Martin Dunitz Ltd, 1-13.
136. Hse, K. M., Leung, S. K., and Wei, S. H. (1999). Resin-ionomer restorative materials for children: a review. ***Australian Dental Journal***, 44(1), 1-11.
137. Berg, J. H. (2002). Glass ionomer cements. ***Pediatric Dentistry***, 24(5), 430-438.
138. Cehreli, S. B., Tirali, R. E., Yalcinkaya, Z., and Cehreli, Z. C. (2013). Microleakage of newly developed glass carbomer cement in primary teeth. ***European Journal of Dentistry***, 7(1), 15-21.
139. Tiwari, S., and Nandlal, B. (2013). "Effect of nano-filled surface coating agent on fluoride release from conventional glass ionomer cement: an in vitro trial". ***Journal of the Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry***, 31(2), 91-95.
140. McLean, J. W. (1988). Glass-ionomer cements. ***British Dental Journal***, 164(9), 293-300.
141. Mount, G. J., and Makinson, O. F. (1982). Glass-ionomer restorative cements: clinical implications of the setting reaction. ***Operative Dentistry***, 7(4), 134-141.
142. McLean, J. W., and Wilson, A. D. (1977). The clinical development of the glass-ionomer cement. II. Some clinical applications. ***Australian Dental Journal***, 22(2), 120-127.
143. Earl, M. S., Mount, G. J., and 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.
144. Hotta, M., Hirukawa, H., and Yamamoto, K. (1992). Effect of coating materials on restorative glass-ionomer cement surface. ***Operative Dentistry***, 17(2), 57-61.
145. Watson, T., and Banerjee, A. (1993). Effectiveness of glass-ionomer surface protection treatments: a scanning optical microscope study. ***European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry***, 2(2), 85-90.
146. Rodrigues Garcia, R. C., De Goes, M. F., and Del Bel Cury, A. A. (1995). Influence of protecting agents on the solubility of glass ionomers. ***American Journal of Dentistry***, 8(6), 294-296.
147. Earl, M. S., Hume, W. R., and Mount, G. J. (1985). Effect of varnishes and other surface treatments on water movement across the glass-ionomer cement surface. ***Australian Dental Journal***, 30(4), 298-301.
148. Bonifacio, C. C., Werner, A., and Kleverlaan, C. J. (2012). Coating glass-ionomer cements with a nanofilled resin. ***Acta Odontologica Scandinavica***, 70(6), 471-477.
149. Küçükeşmen, C., Küçükeşmen, Ç., Öztaş, D. D., ve Kaplan, R. (2005). Farklı tiplerdeki geleneksel ve rezin-modifiye cam iyonomer simanların su emilimi ve suda çözünürlüğü. ***Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi***, 32, 25-34.

150. Sevilmiş, H. H., ve Bulucu, B. (2007). Adeziv materyallerin su emilimi özellikleri. ***Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi***, 31, 16-21.
151. Yap, A., and Lee, C. M. (1997). Water sorption and solubility of resin-modified polyalkenoate cements. ***Journal of Oral Rehabilitation***, 24(4), 310-314.
152. Nicholson, J. W. (1997). The physics of water sorption by resin-modified glass-ionomer dental cements. ***Journal Materials Science: Materials in Medicine***, 8(11), 691-695.
153. Noort, R. V. (2008). ***Introduction to Dental Materials.*** London: Elsevier Science, 62-68.
154. Serra, M. C., Navarro, M. F., Freitas, S. F., Carvalho, R. M., Cury, J. A., and Retief, D. H. (1994). Glass ionomer cement surface protection. ***American Journal of Dentistry***, 7(4), 203-206.
155. Wang, X. Y., Yap, A. U., and Ngo, H. C. (2006). Effect of early water exposure on the strength of glass ionomer restoratives. ***Operative Dentistry***, 31(5), 584-589.
156. Khouw-Liu, V. H., Anstice, H. M., and Pearson, G. J. (1999). An in vitro investigation of a poly (vinyl phosphonic acid) based cement with four conventional glass-ionomer cements Part 2: Maturation in relation to surface hardness. ***Journal of Dentistry***, 27(5), 359-365.
157. Leirskar, J., Nordbo, H., Mount, G. J., and Ngo, H. (2003). The influence of resin coating on the shear punch strength of a high strength auto-cure glass ionomer. ***Dental Materials***, 19(2), 87-91.
158. Okada, K., Tosaki, S., Hirota, K., and Hume, W. R. (2001). Surface hardness change of restorative filling materials stored in saliva. ***Dental Materials***, 17(1), 34-39.
159. Croll, T. P. (1998). Alternatives to silver amalgam and resin composite in pediatric dentistry. ***Quintessence International***, 29(11), 697-703.
160. Çelik, E. U., ve Ermiş, B. (2008). Koruyucu rezin uygulamasının yüksek viskoziteli geleneksel cam iyonomer simanın mikrosertliği üzerine etkisinin in vitro olarak değerlendirilmesi. ***Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi***, 11, 91-95.
161. Bagheri, R., Burrow, M. F., and Tyas, M. J. (2007). Surface characteristics of aesthetic restorative materials - an SEM study. ***Journal of Oral Rehabilitation***, 34(1), 68-76.
162. Rios, D., Honorio, H. M., de Araujo, P. A., and Machado, M. A. (2002). Wear and superficial roughness of glass ionomer cements used as sealants, after simulated toothbrushing. ***Pesquisa Odontologica Brasilia***, 16(4), 343-348.
163. Yap, A. U. (1997). Post-irradiation hardness of resin-modified glass ionomer cements and a polyacid-modified composite resin. ***Journal of Materials Science: Materials in Medicine***, 8(7), 413-416.
164. Bourke, A. M., Walls, A. W., and McCabe, J. F. (1992). Light-activated glass polyalkenoate (ionomer) cements: the setting reaction. ***Journal of Dentistry***, 20(2), 115-120.
165. Shintome, L. K., Nagayassu, M. P., Di Nicolo, R., and Myaki, S. I. (2009). Microhardness of glass ionomer cements indicated for the ART technique according to surface protection treatment and storage time. ***Brazilian Oral Research***, 23(4), 439-445.
166. Gill, N. C., and Pathak, A. (2010). Comparative evaluation of the effect of topical fluorides on the microhardness of various restorative materials: an in

vitro study. ***Journal of the Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry***, 28(3), 193-199.
167. Bauer, J. G., and Caputo, A. A. (1983). The surface of composite resin finished with instruments and matrices. ***Journal of Prosthetic Dentistry***, 50(3), 351-357.
168. Peutzfeldt, A., Garcia-Godoy, F., and Asmussen, E. (1997). Surface hardness and wear of glass ionomers and compomers. ***American Journal of Dentistry***, 10(1), 15-17.
169. Perondi, P. R., Oliveira, H. C., Cassoni, A., Reis, A. F., and Rodrigues, J. A. (2014). Ultimate tensile strength and microhardness of glass ionomer materials. ***Brazilian Dental Science***, 17, 16-22.
170. Al-Angari, S. S., Hara, A. T., Chu, T., Platt, J., Eckert, G., and Cook, N. B. (2014). Physicomechanical properties of a zinc-reinforced glass ionomer restorative material. ***Journal of Oral Science***, 56, 11-16.
171. Woolford, M. J. (1988). Finishing glass polyalkenoate (glass-ionomer) cements. ***British Dental Journal***, 165(11), 395-399.
172. Pedrini, D., Candido, M. S., and Rodrigues, A. L. (2003). Analysis of surface roughness of glass-ionomer cements and compomer. ***Journal of Oral Rehabilitation***, 30(7), 714-719.
173. Yap, A. U., Sau, C. W., and Lye, K. W. (1998). Effects of finishing/polishing time on surface characteristics of tooth-coloured restoratives. ***Journal of Oral Rehabilitation***, 25(6), 456-461.
174. Tate, W. H., and Powers, J. M. (1996). Surface roughness of composites and hybrid ionomers. ***Operative Dentistry***, 21(2), 53-58.
175. Ozgunaltay, G., Yazici, A. R., and Gorucu, J. (2003). Effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of new tooth-coloured restoratives. ***Journal of Oral Rehabilitation***, 30(2), 218-224.
176. Wilder, A. D., Jr., Swift, E. J., Jr., May, K. N., Jr., Thompson, J. Y., and McDougal, R. A. (2000). Effect of finishing technique on the microleakage and surface texture of resin-modified glass ionomer restorative materials. ***Journal of Dentistry***, 28(5), 367-373.
177. Pacifici, E., Bossu, M., Giovannetti, A., La Torre, G., Guerra, F., and Polimeni, A. (2013). Surface roughness of glass ionomer cements indicated for uncooperative patients according to surface protection treatment. ***Annali di Stomatologia***, 4(3-4), 250-258.
178. Bollen, C. M., Lambrechts, P., and Quirynen, M. (1997). Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. ***Dental Materials***, 13(4), 258-269.
179. Jones, C. S., Billington, R. W., and Pearson, G. J. (2004). The in vivo perception of roughness of restorations. ***British Dental Journal***, 196(1), 42-45.
180. Atash, R., Bottenberg, P., Petein, M., and Vanden Abbeele, A. (2003). In vitro evaluation of the marginal seal of four restoration materials on deciduous molars. ***Bulletin du Groupement International Pour la Recherche Scientifique En Stomatologie et Odontologie***, 45(1), 34-41.
181. Teughels, W., Van Assche, N., Sliepen, I., and Quirynen, M. (2006). Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. ***Clinical Oral Implants Research***, 17(Suppl 2), 68-81.

182. Hengtrakool, C., Pearson, G. J., and Wilson, M. (2006). Interaction between GIC and S. sanguis biofilms: antibacterial properties and changes of surface hardness. ***Journal of Dentistry***, 34(8), 588-597.
183. Warren, D. P., Colescott, T. D., Henson, H. A., and Powers, J. M. (2002). Effects of four prophylaxis pastes on surface roughness of a composite, a hybrid ionomer, and a compomer restorative material. ***Journal of Esthetic and Restorative Dentistry***, 14(4), 245-251.
184. Gladys, S., Van Meerbeek, B., Braem, M., Lambrechts, P., and Vanherle, G. (1997). Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. ***Journal of Dental Research***, 76(4), 883-894.
185. Bird, N. P., Chambers, J. G., Leech, R. W., and Cummins, D. (1985). A note on the use of metal species in microbiological tests involving growth media. ***Journal of Applied Bacteriology***, 59(4), 353-355.
186. Tay, W. M., and Braden, M. (1988). Fluoride ion diffusion from polyalkenoate (glass-ionomer) cements. ***Biomaterials***, 9(5), 454-456.
187. Kuhn, A. T., Winter, G. B., and Tan, W. K. (1982). Dissolution rates of silicate cements. ***Biomaterials***, 3(3), 136-144.
188. Kuhn, A. T., and Wilson, A. D. (1985). The dissolution mechanisms of silicate and glass-ionomer dental cements. ***Biomaterials***, 6(6), 378-382.
189. Mickenautsch, S., Mount, G., and Yengopal, V. (2011). Therapeutic effect of glass-ionomers: an overview of evidence. ***Australian Dental Journal***, 56(1), 10-15.
190. Burke, F. M., Ray, N. J., and McConnell, R. J. (2006). Fluoride-containing restorative materials. ***International Dental Journal***, 56(1), 33-43.
191. Dhull, K. S., and Nandlal, B. (2009). Comparative evaluation of fluoride release from PRG-composites and compomer on application of topical fluoride: an in-vitro study. ***Journal of the Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry***, 27(1), 27-32.
192. Ten Cate, J. M., Damen, J. J., and Buijs, M. J. (1998). Inhibition of dentin demineralization by fluoride in vitro. ***Caries Research***, 32(2), 141-147.
193. Wahab, F. K., Shellis, R. P., and Elderton, R. J. (1993). Effects of low fluoride concentrations on formation of caries-like lesions in human enamel in a sequential-transfer bacterial system. ***Archives of Oral Biology***, 38(11), 985-995.
194. Aboush, Y. E., and Torabzadeh, H. (1998). Fluoride release from tooth-colored restorative materials: a 12-month report. ***Journal/Canadian Dental Association,*** 64(8), 561-564.
195. Benelli, E. M., Serra, M. C., Rodrigues, A. L., Jr., and Cury, J. A. (1993). In situ anticariogenic potential of glass ionomer cement. ***Caries Research***, 27(4), 280-284.
196. Forsten, L. (1998). Fluoride release and uptake by glass-ionomers and related materials and its clinical effect. ***Biomaterials***, 19(6), 503-508.
197. Hatibovic-Kofman, S., Koch, G., and Ekstrand, J. (1997). Glass ionomer materials as a rechargeable fluoride-release system. ***International Journal of Paediatric Dentistry***, 7(2), 65-73.
198. Mousavinasab, S. M., and Meyers, I. (2009). Fluoride release by glass ionomer cements, compomer and giomer. ***Dental Research Journal (Isfahan)***, 6(2), 75-81.

199. Williams, J. A., Billington, R. W., and Pearson, G. J. (2002). The glass ionomer cement: the sources of soluble fluoride. ***Biomaterials***, 23(10), 2191-2200.
200. McCabe J. F., and Walls A. W. G. (1998) ***Applied Dental Materials.*** 8th ed. Cambridge: Blackwell Science, 189-201.
201. Shaw, A. J., Carrick, T., and McCabe, J. F. (1998). Fluoride release from glass-ionomer and compomer restorative materials: 6-month data. ***Journal of Dentistry***, 26(4), 355-359.
202. Kamatham, R., and Reddy, S. J. (2013). Surface coatings on glass ionomer restorations in Pediatric dentistry-Worthy or not? ***Journal of the Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry***, 31(4), 229-233.
203. Chan, W. D., Yang, L., Wan, W., and Rizkalla, A. S. (2006). Fluoride release from dental cements and composites: a mechanistic study. ***Dental Materials***, 22(4), 366-373.
204. Hadley, P. C., Billington, R. W., Pearson, G. J., and Williams, J. A. (2000). Effect of monovalent ions in glass ionomer cements on their interaction with sodium fluoride solution. ***Biomaterials***, 21(1), 97-102.
205. Hadley, P. C., Milella, E., Gerardi, C., Hill, R. G., and Billington, R. W. (2001). Distribution of fluoride in glass ionomer cement determined using SIMS. ***Biomaterials***, 22(12), 1563-1569.
206. Seppa, L., Korhonen, A., and Nuutinen, A. (1995). Inhibitory effect on S. mutans by fluoride-treated conventional and resin-reinforced glass ionomer cements. ***European Journal of Oral Sciences***, 103(3), 182-185.
207. Strother, J. M., Kohn, D. H., Dennison, J. B., and Clarkson, B. H. (1998). Fluoride release and re-uptake in direct tooth colored restorative materials. ***Dental Materials***, 14(2), 129-136.

ÖZGEÇMİŞ



Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı: BALDAĞ, İlknur Azime
Uyruğu: T.C.
Doğum tarihi ve yeri: 02/01/1986 Denizli
Medeni hali: Bekar
Telefon: 0555 558 52 59
e-posta: pinkdent@hotmail.com

Eğitim Derecesi	Okul/Program	Mezuniyet Yılı
Doktora	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans-Yüksek Lisans	Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2009
Lise	Türk Eğitim Vakfı Anadolu Lisesi	2004

Yabancı Dil: İngilizce

Katıldığı Bilimsel Aktiviteler:

Çınar Ç, Odabaş M, Gürel MA, Baldağ İ. Antibakteriyel Gümüş Zeolit İçeren Mineral Trioksit Agregatın Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri. 19. Türk Pedodonti Derneği Kongresi, 4-7 Ekim 2012, Antalya (Poster).

Duygu N, Akdemir Y, Baldağ İ, Akal N. Tedavi Edilmeyen Diş Çürüklerinin PUFA İndeksi ile Değerlendirilmesi. 19. Türk Pedodonti Derneği Kongresi, 4-7 Ekim 2012, Antalya (Poster).

Bilimsel Yayın:

Çınar Ç, Odabaş M, Gürel MA, and Baldağ İ. (2013). The effects of incorporation of silver-zeolite on selected properties of mineral trioxide aggregate. ***Dental Materials Journal,*** 32(6), 872-6.



GAZİ GELECEKTİR...