

T.C
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ISI UYGULAMASININ KONVANSİYONEL CAM İYONOMER SİMANLARIN
MEKANİK ÖZELLİKLERİ ÜZERİNE ETKİSİ

Pedodonti Anabilim Dalı Programı

Doktora Tezi

Dişhekimi

Berna KUTER

DANIŞMAN

Prof.Dr. Ece EDEN

İZMİR

2006

ÖNSÖZ

Doktora tez konumunun belirlenmesinden, tezimin hazırlanmasına kadar tüm aşamalar boyunca yardımını ve desteğini aldığım ve çok değerli fikirleriyle bana yol gösteren doktora danışmanım Prof. Dr. Sayın Ece EDEN'e şükranlarımı sunarım.

Pedodonti Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Sayın Nesrin ERONAT'a ve birlikte çalıştığım tüm çalışma arkadaşlarıma, çalışmam sırasında bana her türlü yardımı ve desteği sağladıkları için en içten teşekkürlerimi sunarım.

Bilimsel araştırmam için gerekli sarf malzemeleri sağlayan Ege Üniversitesi Rektörlüğü Araştırma Fonu'na teşekkürlerimi sunarım.

Tüm mekanik testlerin yapımında yardım ve desteğini gördüğüm Ege Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Bölümünden Yrd.Doç.Dr. Sayın Hasan YILDIZ'a teşekkürlerimi sunarım.

Doktora çalışmalarım sırasında değerli fikirleriyle bana yol gösteren ve incelemelerim sırasında yardımını esirmeyen Prof. Dr. Sayın Bilge Hakan ŞEN'e teşekkürlerimi sunarım.

Radyopasite değerlendirmeleri sırasında yardımını esirgemeyen Doç Dr. Sayın Güniz AKDENİZ'e teşekkürlerimi sunarım.

Desteğini hiç esirgemeyen, her zaman yanımda hissettiğim, doktora çalışmamla ilgili teknik konularda değerli fikirleriyle bana yardımcı olan eşim Berk KUTER'e, biricik kızım Ceren'e ve sevgili aileme teşekkür ederim.

Dt. Berna KUTER

İÇİNDEKİLER

BÖLÜM I

GİRİŞ.....	1
GENEL BİLGİLER.....	3
1.1. Diş Çürüğü	3
1.2.Süt Dişlerinde Çürük Lezyonları	4
1.3. Süt Dişlerinde Çürük Lezyonlarının Restorasyonu.....	4
1.4. Süt Dişlerinin Tedavisinde Kullanılan Restoratif Materyaller.....	5
1.4.1. Amalgam.....	6
1.4.2.Silikat Simanlar.....	6
1.4.3.Kompozit.....	7
1.4.4. Cam İyonomer Simanlar.....	7
1.4.4.1. Konvansiyonel Cam İyonomer Simanların Yapısı.....	7
1.4.4.1.1. Cam İyonomer Siman Tozunun Yapısı.....	8
1.4.4.1.2. Cam İyonomer Siman Likidinin Yapısı.....	9
1.4.4.2.Konvansiyonel Cam iyonomer Simanların Sertleşme ve Diş Dokusuna Bağlanma Reaksiyonu.....	10
1.4.4.3. Konvansiyonel Cam İyonomer Simanların Avantajları, Dezavantajları, Endikasyonları ve Kontrendikasyonları.....	17
1.4.4.4. Konvansiyonel Cam İyonomer Simanların Gelişimi.....	22
1.4.4.5.Cam İyonomer Simanların Türleri.....	24
1.4.4.5.1.Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar.....	24
1.4.4.5.2. Cam İyonomer Sermet Simanlar.....	25
1.4.4.5.3. Poliasit Modifiye Kompozit Resin (Kompomer).....	26

1.4.4.6. Konvansiyonel Cam İyonomer Simanların	
Fiziksel Özellikleri.....	26
1.4.4.6.1. Cam İyonomer Simanların Radyopasitesi.....	28
1.4.4.6.2. Basma Dayanıklılığı.....	29
1.4.4.6.3. Eğilme Dayanıklılığı.....	29
1.4.4.6.4. Mikrosertlik.....	29
1.4.4.6.5. Gerilme Dayanıklılığı.....	30
1.4.4.7. Konvansiyonel Cam İyonomer Simanların	
Mekanik Özelliklerinin Arttırılması.....	30
1.4.4.7.1. Konvansiyonel Cam İyonomer Siman	
Toz-Likit Oranı.....	31
1.4.4.7.1.1. Kapsül Cam İyonomer Simanlar.....	31
1.4.4.7.1.2. Kondanse Edilebilen Cam İyonomer	
Simanlar.....	31
1.4.4.7.2. Konvansiyonel Cam İyonomer Simanların	
Tozuna Yapılan İlaveler.....	32
1.4.4.7.2.1. Konvansiyonel Cam İyonomer Simanların	
Tozuna Poliasit İlavesi.....	32
1.4.4.7.2.2. Konvansiyonel Cam İyonomer Simanların	
Tozuna Metal İlavesi.....	32
1.4.4.7.2.3. Konvansiyonel Cam İyonomer Simanların	
Tozuna Amalgam İlavesi.....	33

1.4.4.7.2.4.Konvansiyonel Cam İyonomer Simanların Tozuna Gümüş İlavesi.....	33
1.4.4.7.2.5.Konvansiyonel Cam İyonomer Simanların Tozuna Rezin İlavesi.....	34
1.4.4.7.2.6.Konvansiyonel Cam İyonomer Simanların Tozuna Seramik İlavesi.....	36
1.4.4.7.3. Giomer.....	36
1.4.4.7.4. Konvansiyonel Cam İyonomer Simanlara Isı Uygulaması.....	37
1.4.4.8. Isı Kaynakları	43
1.4.4.8.1. Quartz Tungsten Halojen Lamba.....	43
1.4.4.8.2. LED (Light Emitting Diodes).....	45
1.4.4.8.3. Ultrasonik Cihazlar.....	46
1.4.4.8.4. Kızılötesi lambalar.....	46
1.4.4.8.5. Reflektör Lambası.....	48
BÖLÜM II	
GEREÇ VE YÖNTEM.....	49
2.1. Deney Materyalleri.....	50
2.1.1.Fuji IX (GC,JAPONYA).....	50
2.1.2.Fuji Vernik (GC,JAPONYA).....	50
2.1.3.Amalgomer CR (AHL, İNGİLTERE).....	50
2.2. Isı Uygulaması.....	53
2.2.1.Sıcaklık Ölçüm Cihazı	53
2.2.2. Isı Kaynağının Belirlenmesi.....	54
2.2.3. Sıcaklık Miktarı ve Uygulama Süresinin Belirlenmesi.....	58

2.2.4. Farklı Kalınlıklardaki Cam iyonomer Simanlardan İletilen Sıcaklık Miktarının Ölçümü.....	59
2.2.5. Farklı Materyallerden Sıcaklık Geçişinin Değerlendirilmesi..	60
2.3. Örnek Hazırlama Standartları.....	60
2.4. Cam İyonomer Simanın Mekanik Özelliklerinin Belirlenmesine Yönelik Testler.....	62
2.4.1. Basma Dayanıklılığı Testi.....	62
2.4.2. Eğilme Dayanıklılığı Testi.....	65
2.4.3. Mikrosertlik Testi.....	66
2.5.Yüzey İncelemesi.....	69
2.5.1. Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) İncelemesi.....	69
2.5.2. Yansıtımlı Işık Mikroskobu ile Yüzey İncelemesi.....	71
2.6.Radyopasitenin Değerlendirilmesi.....	71
2.7. İstatistiksel Analizler.....	73
BÖLÜM III	
BULGULAR.....	74
3.1. Mekanik Özellikler.....	74
3.1.1. Basma Dayanıklılığı Testi.....	74
3.1.2. Eğilme Dayanıklılığı Testi.....	75
3.1.3. Mikrosertlik Testi.....	77
3.2. Yüzey incelemesi.....	79
3.2.1. Tarama Elektron Mikroskop (SEM) İncelemesi.....	79
3.2.2. Yansıtımlı Işık Mikroskobu İncelemesi.....	84
3.3.Radyopasite Değerlendirmesi.....	85

3.3.1. Fotoğrafik Densitometre ile Radyopasite	
Değerlendirmesi.....	85
3.4. Isı Yayılimının Değerlendirilmesi.....	86
3.4.1. Farklı Kalınlıklardaki Cam İyonomer Simanlardan	
İletilen Isı Miktarı.....	86
3.4.2.Farklı Materyallerden Sıcaklık Geçişinin	
Değerlendirilmesi.....	87
BÖLÜM IV	
TARTIŞMA.....	88
BÖLÜM V	
SONUÇLAR.....	108
BÖLÜM VI	
ÖZET.....	109
ABSTRACT.....	111
BÖLÜM VII	
KAYNAKLAR.....	113
ÖZGEÇMİŞ.....	127

RESİM DİZİNİ

• Resim 1 LED ışık cihazı	45
• Resim 2 Ultrasonik cihaz	46
• Resim3 Kızılötesi lamba.....	47
• Resim 4 Fuji IX	52
• Resim 5 Fuji vernik.....	52
• Resim 6 Amalgomer CR.....	52
• Resim 7 Thermometer HD 8605, Delta OHM, ITALYA.....	54
• Resim8 Lötstation MLS-48 ısı uygulama cihazı.....	57
• Resim 9 Basma dayanıklılığı testi için hazırlanmış vidalı mengene	63
• Resim 10 Basma dayanıklılığı testi için kullanılan kalıp ve mengene.....	64
• Resim 11 Autograph cihazı.....	64
• Resim 12 Eğilme dayanıklılığı testi için hazırlanmış örnek kalıbı.....	66
• Resim 13 Üniversal test cihazının 3 nokta eğme testi yapılan parçası.....	66
• Resim 14 Mikrosertlik testinde kullanılan örnek kalıbı.....	67
• Resim 15 Mikrosertlik ölçüm cihazı.....	68
• Resim 16 Mikrosertlik ölçüm cihazı.....	68
• Resim 17 SEM incelemesi kalıpları.....	70
• Resim 18 Taramalı elektron mikroskobun altınla kaplama cihazı.....	70
• Resim 19 Taramalı Elektron Mikroskop.....	70
• Resim 20 Radyopasite testi kalıpları.....	72
• Resim 21 Örneklerin ve Alüminyum step-wedge'in radyografik görüntüsü	72
• Resim 22 Isı uygulaması öncesi piramit ucun Fuji IX'da yarattığı çökme miktarı	78
• Resim 23 Isı uygulaması sonrası piramit ucun Fuji IX'da yarattığı çökme miktarı	78
• Resim 24 Fuji IX kontrol X200	81
• Resim 25 Fuji IX kontrol X 1000	81
• Resim 26 Fuji IX ısı X200.....	81
• Resim 27 Fuji IX ısı X1000.....	81
• Resim 28 Amalgomer CR kontrol X200	81

- Resim 29 Amalgomer CR kontrol X1000.....81
- Resim 30 Amalgomer CR 1s1 X 20082
- Resim 31 Amalgomer CR 1s1 X 1000.....82
- Resim 32 Fuji IX kontrol ara yüzey X350.....82
- Resim 33 Fuji IX kontrol ara yüzey X1500.....82
- Resim 34 Fuji IX 1s1 üst ara yüzey X350.....82
- Resim 35 Fuji IX 1s1 üst ara yüzey X1500.....82
- Resim 36 Fuji IX 1s1 alt ara yüzey X350.....83
- Resim 37 Fuji IX 1s1 alt ara yüzey X1500.....83
- Resim 38 Amalgomer kontrol ara yüzey X350.....83
- Resim 39 Amalgomer kontrol ara yüzey X1500.....83
- Resim 40 Amalgomer 1s1 üst ara yüzey X350.....83
- Resim 41 Amalgomer 1s1 üst ara yüzey X1500.....83
- Resim 42 Amalgomer 1s1 alt ara yüzey X350.....84
- Resim 43 Amalgomer 1s1 alt ara yüzey X1500.....84
- Resim 44 Fuji IX kontrol84
- Resim 45 Fuji IX 1s1.....84
- Resim 46 Amalgomer CR kontrol.....85
- Resim 47 Amalgomer CR 1s1.....85

TABLO DİZİNİ

• Tablo 1 Fuji II ve Vitremer için Vickers sertlik değerleri.....	35
• Tablo 2 Chemfil II'e ısı uygulaması sonrası mikrosertlik değerleri.....	38
• Tablo 3 Fuji IX'a ait elde edilen sertlik değerleri.....	40
• Tablo 4 Fuji IX Fast için ultrason ve ısı sonrası basma dayanıklılığı değerleri.....	41
• Tablo 5 Deney gruplarına uygulanan farklı testlere ait test örneklerinin boyut ve sayıları.....	49
• Tablo 6 Deney materyallerinin toz/likit oranı, karıştırma süresi, çalışma süresi ve net sertleşme süreleri.....	53
• Tablo 7 Kullanımları sırasında sıcaklık oluşturan ışık kaynakları.....	55
• Tablo 8 Kullanımları sırasında sıcaklık oluşturan ışık kaynaklarının 1.2.3. dakikada verdikleri sıcaklık miktarı.....	56
• Tablo 9 Farklı ısı uygulamalarının konvansiyonel cam iyonomer simanın mikrosertliği üzerine etkileri.....	59
• Tablo 10 Isı uygulanan dolgu materyalleri.....	60
• Tablo 11 Cam iyonomer simanların basma dayanıklılığı değerleri.....	74
• Tablo 12 Cam iyonomer simanların eğilme dayanıklılığı değerleri.....	75
• Tablo 13 Cam iyonomer simanların mikrosertlik değerleri.....	77
• Tablo 14 Fuji IX ve Amalgomer CR için radyopasite değerleri.....	85
• Tablo 15 Fuji IX ve Amalgomer CR'in mmAl cinsinden radyopasite değerleri.....	86
• Tablo 16 Pedodontide kullanılan restoratif materyaller ve iletilen sıcaklık miktarı.....	87

ŞEKİL DİZİNİ

- Şekil 1 Diş çürüğü etyolojisinde etkili dört faktörün şematik gösterimi.....4
- Şekil 2 Cam iyonomer simanın sertleşme mekanizması.....14
- Şekil 3 Silika jel oluşumu.....15
- Şekil 4 Fuji IX ve Amalgomer CR için basma dayanıklılığı değerleri75
- Şekil 5 Fuji IX ve Amalgomer CR için eğilme dayanıklılığı değerleri.....76
- Şekil 6 Fuji IX ve Amalgomer CR için mikrosertlik değerleri.....77

BÖLÜM I

GİRİŞ

Günümüz restoratif dişhekimliğinin en büyük hedeflerinden biri yıkıma uğramış diş dokusunu estetik ve fonksiyon olarak taklit edecek ideal dolgu maddesini bulabilmektir. Çocuk dişhekimliğinde de süt dişi restorasyonuna en uygun dolgu maddesi arayışı sürmektedir. Kullanılacak restoratif materyalin süt dişi ile hem biyolojik olarak uyumlu, hem adeziv özelliklere sahip, hem de yeterli mekanik dayanıklılıkta olması istenmektedir. Bunun yanı sıra özellikle çocuk hastalarda hızlı ve kolay uygulanabilir bir teknikle restorasyon yapımının sağlanması gerekmektedir.

Uzun yıllar, konvansiyonel cam iyonomer simanlar, diş dokusuna adezyonu ve biyolojik uyumu nedeniyle pedodontide tercih edilen bir restoratif materyal olmuştur. Flor salımı sayesinde sekonder çürük oluşumunu önlemesi, mekanik retansiyonu olan kavite preparasyonuna gerek duyulmaması ve kolay uygulanabilir olması simanın diğer üstün özellikleridir. Fakat oklüzal kuvvetlere karşı özellikle ara yüz çürüklerinin tedavisinde yeterli dayanımı gösterememesi halen büyük bir sorun oluşturmaktadır.

Günümüzde konvansiyonel cam iyonomer simanların mekanik özelliklerinin artırılmasına yönelik çalışmalar hızla sürmektedir. Simanın tozunun likidine oranının artırılması ile elde edilmeye çalışılan mekanik dayanıklılık, yeterli bulunmamıştır. Simana amalgam ve gümüş katılarak, farklı isimlerle anılan simanlar geliştirilmiş, flor salımı aynı kalarak, mekanik özelliklerinin artırılması sağlanmış, fakat estetik açıdan tatmin edici sonuçlar alınamamıştır. Mekanik özelliklerin artırılması amacıyla rezin ilave

edilerek elde edilen rezin modifiye cam iyonomer simanlarda ve poliasit modifiye cam iyonomer simanlarda istenilen mekanik dayanıklılık ve estetik özellikler elde edilmekle birlikte, polimerizasyon büzülmesi ve dolayısıyla mikrosızıntı problemleriyle karşılaşmıştır. Ayrıca flor salımı değişmeden mekanik özelliklerin artırılması amacıyla önceden sertleşme reaksiyonu sağlanarak, rezin ilave edilmesi ya da simanın seramikle güçlendirilmesi ile mekanik özellikler iyileştirilmeye çalışılmaktadır.

Konvansiyonel cam iyonomer simanların mekanik özellikleri artırılırken diğer aranan özelliklerinin etkilenmemesi önemlidir. Son yıllarda konvansiyonel cam iyonomer simanların yapısını etkilemeden, ısı uygulayarak mekanik özelliklerinin artırılabilirliğini gösteren çalışmalar yapılmış ve ümit verici sonuçlar elde edilmiştir.

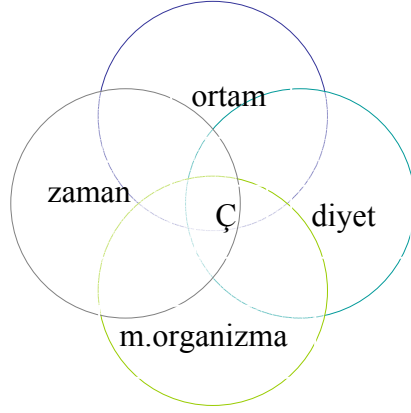
Basit ve ucuz bir yöntem olan ısı uygulaması ile konvansiyonel cam iyonomer simanların mekanik özelliklerinin artması, pek çok avantajı bulunan bu restoratif materyalin çok yönlü süt dişi restorasyonlarında mekanik başarısının artmasını sağlayarak, pedodonti biliminde büyük yararlar sağlayacaktır.

Tüm bu bilgilerin ışığı altında, bu çalışmada süt dişi çürük restorasyonlarında başarıyla kullanılmakta olan konvansiyonel cam iyonomer simanların mekanik özelliklerinin ısı uygulaması ile artırılması amaçlandı. Isı uygulamasının 2 farklı konvansiyonel cam iyonomer simanın mekanik özelliklerine olan etkisi Uluslararası Standartlar Enstitüsünün kriterlerine göre (ISO9917-1:2003(E)) basma dayanıklılığı, eğilme dayanıklılığı ve mikrosertlik testi ile değerlendirildi, ayrıca materyalin yüzey özellikleri, radyopasitesi ve termal değişimleri araştırıldı.

GENEL BİLGİLER

1.1. Diş Çürüğü

Diş çürüğü mikroorganizmalar tarafından diş dokularının lokalize yıkımı sonucu ortaya çıkan patolojik olaylar zinciridir. Çürük, dış etkiler nedeniyle dişin biyokimyasal yapısında ortaya çıkan ilk geri dönüşü olmayan ilk patolojik değişimdir (7). Newburn diş çürüğünü, üç temel faktör olan konak, mikroflora ve diyetin rol oynadığı multifaktöriyel bir hastalık olarak tanımlamış, daha sonra bu faktörlerin belli bir süre bir arada olması gerekliliği nedeniyle zaman dördüncü faktör olarak ilave edilmiştir. Bu faktörler birbiri içine giren dört halka şeklinde tasvir edilmiştir (Şekil 1). Çürüğün ortaya çıkması bu dört faktörün birlikte olmasına bağlıdır. Bir başka deyişle çürük oluşumu dayanıksız bir konak (diş), karyojenik bir flora (bakteri) ve yeterli bir süre uygun substratın (diyet) ortamda bulunmasına bağlıdır. Tam tersine çürük önleme tedavisi, immünizasyon, flor uygulaması ve okluzal örtüleme ile artmış konak direnci, plak kontrolü sayesinde dişle kontakt halindeki mikroorganizma sayısının azalması, substratın seçilen karyojenik olmayan yiyeceklerle modifiye edilmesi ve substratın alım sıklığının azaltılarak sürenin azaltılmasını içermektedir (75).



Şekil 1 Diş çürüğü etiolojisinde etkili dört faktörün şematik gösterimi (75)

1.2.Süt Dişlerinde Çürük Lezyonları

Süt dişleri geniş pulpa odaları, geniş kontak yüzeyleri ile farklı bir anatomiye sahiptir. Dolayısıyla çürük lezyonlarının gelişimi de farklı şekilde olmaktadır (121). Süt dişlerinde daimi dişe oranla oklüzalinde daha az oluk vardır. Bu nedenle okluzal yüzeyin çürüğe meyili azdır. Pulpa boynuzu süt dişlerinde okluzala daha yakın bulunduğundan, daimi dişlere oranla perforasyon riski daha yüksektir. Daimi dişlerin aproksimal yüzeylerinde nokta şeklinde kontak alanları olurken, süt dişlerinin kontak alanları daha düzdür. Bu nedenle daha geniş aproksimal kavitelerle karşılaşılır (101).

1.3. Süt Dişlerindeki Çürük Lezyonlarının Restorasyonu

Süt dentisyondaki restoratif materyal gereksinimi ile daimi dentisyondaki restoratif materyal gereksinimi oldukça farklıdır (34,116). Süt dişleri geçici bir süre için, ortalama 8-9 yıl ağızda bulunmaktadır. Bu

nedenle pedodontide kullanılacak restoratif materyal, diş ağızda bulunduğu sürece yeterli dayanıklılıkta olmalı ve bunun yanı sıra estetik ve uygulamanın kolay olması gibi özelliklere sahip olmalıdır (121). Süt dişlerinin mine ve dentini daimi dişlere göre daha ince, pulpa odası daha geniştir ve bu kavite preparasyonun daha sığ yapılması gerekliliğini ortaya çıkartmaktadır. Restorasyon ancak dentinin 0.5 mm derinliğine kadar yerleştirilebilir. Bu nedenle dişte fazla madde kaybı yapılmaksızın, adezyonu olan restoratif materyal kullanımı tercih edilmektedir (55,101,121). Süt dişlerinde daimi dişe oranla daha az oluk bulunması daha konservatif preparasyon yapılmasına olanak sağlamaktadır. Süt dişlerinde pulpa boynuzunun okluzala daha yakın olması daha konservatif çalışmasını gerektirmektedir. Süt dişlerinin kontak alanları daha düz olduğundan, daha geniş aproksimal kaviteler oluşmaktadır. Bu da dolgu dayanıklılığını olumsuz etkilemektedir. Süt dişlerinin servikal bölgesindeki aşırı konturlu yapı restorasyon sırasında matris takılmasını güçleştirmektedir. Bu ara yüz çürüklerinin restorasyonunu zorlaştırmaktadır (101).

1.4. Süt Dişlerinin Tedavisinde Kullanılan Restoratif Materyaller

Çürük lezyonları temizlendikten sonra uygun bir restoratif materyalle dişin kendi formuna ve yapısına en uygun materyalle restore edilmesi diş hekimliği tarihi boyunca önemli bir konu olmuştur. Dişlerin doğal şeklini yeniden oluşturabilmek, estetik, konuşma ve çiğneme fonksiyonunu tekrar kazandırabilmek diş hekimliğinin temelini oluşturmaktadır. Günümüze değin sürekli yeni ve daha iyi restoratif materyaller üretilerek, bu konuda oldukça fazla gelişme kaydedilmiştir (34).

1.4.1. Amalgam

19. yüzyılın başında dolgu maddesi olarak dişhekimliğine giren amalgam, gümüş paraların civa ile karıştırılması ile elde edilmiştir. Çiğneme baskılarına karşı dayanıklılığı, biyolojik olarak uyumu ve ağız sıvılarında erimemesi nedeniyle tercih edilen bir dolgu maddesi olmuştur. Fakat diş dokusunu boyaması, estetik olmaması, civa toksisitesi, ısıyı iletmesi ve retansiyona yönelik kutu şeklinde kavite preparasyonu hazırlanması nedeni ile fazla miktarda sağlıklı dokunun zarar görmesi kullanımını kısıtlamaktadır (7).

1.4.2. Silikat Simanlar

İlk estetik dolgu maddesi olan silikat simanlar toz ve likit karışımından oluşmaktadır ve antikaryojenik özelliği ile dikkati çekmiştir (26). Silikat simanlar yarı saydamlık özellikleri nedeniyle dolgu materyali olarak kullanılmıştır. Hibrit silikofosfat simanlar yapıştırma uygulamaları için geliştirilmiştir. 20. yüzyılın ilk çeyreğinin sonlarında üç temel siman olan çinko fosfat, çinko oksit öjenol ve silikat siman, inley kron-köprü, ortodontik bant ve postların diş dokusuna yapıştırılması, kaide, astar maddesi ve dolgu materyali olarak kabul görmüştür (100). 50 yılı aşkın bir süre, bu materyaller değişmeden kullanılmaya devam edilmiştir. Toz-likit oranı ve karıştırma koşullarının dayanıklılık ve çözünürlük üzerine etkisi gibi çeşitli özellikler anlaşılmaya başlanmıştır. İçerdikleri asidin pulpaya etkisi gibi biyolojik etkileri minimuma indirecek ve fiziksel parametreleri maksimum artıracak şekilde klinik kullanımı tasarlanmaya çalışılmıştır. Günümüzde pek kullanılmayan bir restoratif materyaldir (100).

1.4.3. Kompozit

En önemli özelliği mine ve dentine adezyon göstermesi olan kompozitler kelime olarak karışım anlamına gelmektedir. Estetik gereksinimin önemli olduğu ön diş restorasyonlarında özellikle tercih edilmektedir. Amalgama göre mekanik özellikleri yetersiz olmakla birlikte günümüzde posterior bölge için geliştirilmiş daha dayanıklı türleri ile tercih edilen bir restoratif materyal olmuştur (26).

1.4.4. Cam İyonomer Simanlar

Cam iyonomer simanlar, silikat simanla polikarboksilat simanın hibridi şeklinde tanımlanmaktadır (26). Toz-likit şeklinde hazırlanan cam iyonomer simanlar, konvansiyonel ya da geleneksel olarak adlandırılmaktadır (25). Wilson ve Kent'in geliştirdiği cam iyonomer simanlar dişhekimliğinde ve özellikle pedodontide diş dokusuna adezyonu ve flor salınımı sebebiyle yaygın bir şekilde kullanımını sağlamıştır (119). Fakat mekanik özelliklerinin yetersiz olması kullanımını kısıtlamaktadır (64).

Cam iyonomer simanların büyük bölümü su ile sertleşen türde üretilmektedir. Likit içindeki polialkenoik asit ve tartarik asit, kurutulup öğütülerek toza eklenmektedir (26). Cam iyonomer simanlar cam polialkenoat siman ve polialkenoat siman olarak da adlandırılmaktadır (45,72).

1.4.4.4. Konvansiyonel Cam İyonomer Simanların Gelişimi

İlk cam iyonomer siman Wilson ve Kent tarafından 1972 yılında üretilmiş, floroalüminasilikat cam ve poliakrilik asidin sulu ortamda

gerçekleştirdiği asit-baz reaksiyonu ürünüdür (19,52,120). Yüksek moleküler ağırlıklı bir organik-inorganik komplekstir (25). Cam iyonmer simanın basit yapısı polikarboksilik asitler ve iyon salabilen camlara bağlı su molekülleridir (60). Bu yeni üretilen simana ASPA (Alümino Silikat Poli Akrilat) adı verilmiştir. Cam iyonmer simanın tozu “G 200” olarak isimlendirilir. Bu toz büyük miktarlarda kalsiyum ve florür, küçük miktarlarda sodyum ve fosfat içermektedir. Likidi ise poliakrilik asit ve ko-monomerden oluşmuştur. Bu iki yapının değişik varyasyonları kullanılarak ASPA'nın değişik türleri elde edilmiştir (7).

ASPA I yavaş donan bir simandır ve bu nedenle klinik kullanım için uygun değildir. Sertleşme süresinin kontrol edilememesi, çalışma güçlüğü ve opak olması nedeniyle kabul görmemiştir. Daha hızlı donan ASPA II klinik koşullar altında daha başarılı bulunmuştur. Sertleşme özelliklerinin likit içinde çözünen şelasyon ajanları üzerine etkisini araştıran çalışmalar sonucunda ASPA II geliştirilmiştir. Az miktarda tartarik asit ilavesi ASPA II'nin çalışma süresini etkilemezken, donma sonrası sertliğini oldukça güçlendirmiştir. Bu istenilen sonuç iki nedene bağlanmıştır:

a)Katyonların camdan uzaklaşması kolaylaşmış ve böylece sertleşmesi hızlanmıştır.

b)Polianyon zincirlerine erken bağlanan katyonları önleyen metal tartarat komplekslerin oluşumu ile çalışma süresinin kısalması önlenmiştir. ASPA II 'nin mine ve dentine adezyonu iyidir ve materyal zayıf asit ataklarına karşı yüzey bütünlüğünü korur. ASPA II'de %50 oranında poliasit bulunmakta ve zamanla hidrojen molekülleri arasında oluşan bağlar jelleşmeye neden olmaktadır. Bu jelleşmeyi önlemek için Wilson ve Crisp

tarafından solüsyona metil alkol ilave edilerek ASPA III geliştirilmiştir. Fakat materyalin ağız içinde renklenmesi bir sorun oluşturmuştur. Bu problemin çözümü için likide itakonik asit ilave edilerek, ASPA IV geliştirilmiştir (63). ASPA IV erozyon kavitelerinin tedavilerinde ve fissür örtülemeye uygulanabilir bir materyaldir. İnce granüllü şekli yapıştırma ajanı olarak geliştirilmiştir. Debrisleri uzaklaştırarak diş yüzeyini temizlemek ve diş adezyon sağlamak için diş yüzeyine sitrik asit sürülmesi önerilmiştir (57). ASPA V asidin kurutulup cam tozuna katılmasıyla meydana gelmiştir. Donma süresi kısaltılmış, dayanıklılığı artırılmıştır. Aynı cam iyonomer siman ASPA V a adıyla inceltirilerek yapıştırma simanı olarak piyasaya sunulmuştur (63).

ASPA'nın özellikleri dental silikat simanla polikarboksilat simanların özelliklerinin bir kombinasyonu şeklindedir (120). Adezyonu polikarboksilat simanla benzerdir (63,120). Estetik olarak cam iyonomer simanların saydamlığı polikarboksilat simana göre bir avantajdır. Kimyasal farklılıklarına rağmen dental silikat simanlarla birçok benzer özelliklere sahiptir. Her iki siman da benzer dayanıklılığa sahip olmakla birlikte, cam iyonomer simanlar asit ataklarına karşı daha dirençlidir (63). Ayrıca yüzey özellikleri daha üstün olup, hem suya karşı, hem de zayıf asit ataklarına karşı bütünlüğünü korumaktadır (120).

Cam iyonomer simanlar, silikat simanlarla polikarboksilat simanların bir hibridi şeklindedir. Silikat simanlar kompozit rezinler geliştirilmeden önce ön dişlerin restorasyonlarında yaygın olarak kullanılmaktaydı. Hem silikat simanların hem de cam iyonomer simanların cam tozu florür içeren bir eritici ile kullanılmaktadır (107).

İlk geliştirildiğinde cam iyonomer simanların silikat simanlara göre daha az pulpal reaksiyona neden olduğu bildirilmiştir (102).

1.4.4.1. Konvansiyonel Cam İyonomer Simanların Yapısı

Floroalüminasilikat cam tozu ve poliasidin sulu solüsyonu arasındaki bir asit baz reaksiyonunun ardından sertleşen bir su bazlı materyal olarak tanımlanabilirler (25). Cam iyonomer simanların özellikleri kimyasal kompozisyonuna, toz içinde dağılan partikül büyüklüğüne ve yapısına, moleküler ağırlığına ve likidi oluşturan poliasidin konsantrasyonuna bağlıdır (120).

Cam iyonomer simanlar 1970'lerin başlarında ve 1980'lerin ortalarında pek kabul görmemiştir. Materyalin düşük aşınma direnci, kolaylıkla kırılması, su ile kontaminasyondan kaçınarak şekil verilmesi gerekliliği ve başlangıç donma süresinin uzun olması kullanımını kısıtlamıştır (78). Fakat flor salımı sayesinde çürük önleyici etkisi ve mine ile dentine adezyonu ve biyolojik olarak uyumu, diğer tüm materyallere göre üstün özelliklerini oluşturmaktadır (10,28,56, 64,86,121,116) Kimyasal olarak mine ve dentine yapışması marjinal mikrosızıntıyı minimize ederek, retansiyonu arttırmaktadır (19).

1.4.4.1.1. Konvansiyonel Cam İyonomer Siman Tozunun Yapısı

Erimiş alümina (Al_2O_3), silika (SiO_2), metal oksit, metal florür ve metal fosfatın $1100\text{ }^{\circ}C$ 'den daha yüksek sıcaklıkta hazırlanmasıyla oluşmaktadır (25). Metal iyonları alüminyum (Al), kalsiyum (Ca), potasyum (K),

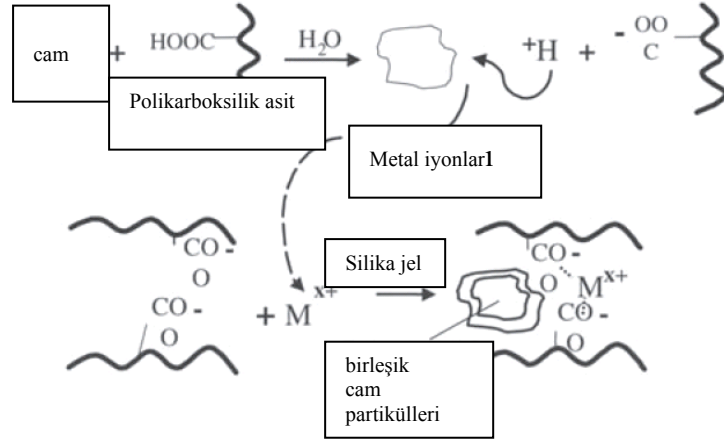
stronsiyum (Sr), çinko (Zn) ve latanyumdur (La). Fosfat ve florür erime sıcaklığını düşürmektedir ve sertleşme özelliklerini modifiye eden cam bileşimine katılmaktadır. Latanyum oksit ve stronsiyum oksit radyopasiteyi sağlamaktadır. Baryum sülfat, latanyum oksit, stronsiyum oksit ve çinko oksit de cam bileşimi içinde olmamak kaydıyla cam tozuna ilave edilebilmektedir. Alüminyum oksit ve silisyum dioksit, camın iskelet yapısını oluşturmaktadır (25). Yapı üç boyutlu silikat yapısıyla bir tetrahedral yapıdır. Alüminyum iyonu tetrahedralin merkezinde yer alan silika iyonunun yerine yerleşebilmektedir. Total sistemde elektrik nötralizasyonunun sağlanması için alkali iyonlar Al^{+3} iyonlarının çevresinde yer alırlar. Bunlar modifiye olmuş iyonlar gibi çalışır ve silikat yapının moleküler ağırlığını azaltırlar. Modifiye olmuş metal iyonları yüksek tepkimeli poliasitli cam oluşumunu sağlamaktadır (25). Florür ya da fosfat iyonları da camın yapısında mevcuttur. Bu negatif olarak yüklenmiş iyonlar silika tetrahedral yapının içinde yer almazlar. Floroalüminasilikat, simana diğer flor bileşikleri ilave edilmeksizin, salınan flor bakımından eşsiz bir yapıya sahiptir. Sertleşen simandan salınan florun ana kaynağının, simanın matrisi olduğu düşünülmektedir. Bununla birlikte florun bir kısmının camın kor yapısından kaynak aldığına inanılmaktadır. Çünkü flor, camın iskelet yapısında mevcut değildir. Camın kor yapısındaki flor muhtemelen simanın matrisine diffüze olmakta ve sonra yavaşça salınmaktadır. Simanın fiziksel özellikleri flor salımından sonra bile bozulmamaktadır (25).

1.4.4.1.2. Konvansiyonel Cam İyonomer Siman Likidinin Yapısı

Cam iyonomer sisteminde floroalümina silikat cam ile reaksiyona giren poliasit genellikle bir polikarboksilik asittir. Cam iyonomer simana katılan asitler, poliakrilik asit, polimaleik asit, akrilik asit-itakonik asit kopolimeri, akrilik asit-maleik asit kopolimeri, akrilik asit-2büten dikarboksilik asit kopolimeri ve polivinil fosforik asittir. Poliasidin reaktivitesi moleküler ağırlık ve konsantrasyonu kadar kopolimerin içeriğine de bağlıdır (25). Poliasit ya sulu solüsyon olarak likidin bir parçasıdır ya da kurutulup dondurulmuş toz olarak simanın içine katılmaktadır. Toz olarak simana katıldığında likidi genellikle sadece sudur. Cam iyonomer simanlar likit olarak poliakrilik asit içerdiğinden, düşük pH'ı nedeniyle canlı dokuları etkileyebilmektedir. Yüksek moleküler ağırlık ve asit konsantrasyonu simanın dayanıklılığını artırır ve sertleşme reaksiyonunu hızlandırır (25). Solüsyonda poliasit mevcut olduğu sürece, artan moleküler ağırlık ya da konsantrasyon sonucu, artmış viskozite problemi devam eder. Bu nedenle likit olarak su ya da dilue tartarik asit, poliakrilik asidin dehidrate formu kullanılır ve toz içine katılır. Poliakrilik asit molekülleri fosforik asit moleküllerine göre daha büyük olduğundan dentin tübüllerinden daha az diffüze olmaya eğilimlidir (25). Likitteki poliakrilik asidin konsantrasyonunun artmasının simanın dayanıklılığını arttırdığı bildirilmiştir (119). Likidin viskozitesinin artması dayanıklılığının artmasını sağlamaktadır. Bu nedenle düşük vizköziteli düşük moleküler ağırlıklı polimerlerin, yüksek moleküler ağırlıklı polimerlerden daha yüksek konsantrasyonda sentez edilmesi bir avantajdır. Bazı imalatçılar cam içindeki poliakrilik asidin reaktivitesini arttırmak için itakonik asit kopolimerlerini kullanmışlardır (107).

1.4.4.2. Konvansiyonel Cam iyonomer Simanların Sertleşme ve Diş Dokusuna Bağlanma Reaksiyonu

Cam iyonomer simanlar çözünmeyen bir hidrojel matris içinde inorganik cam partiküllerinden oluşan hibrit bir materyaldir (40). Çözünebilir alümino silikat cam ile polialkenoik asidin sulu solüsyonu arasındaki asit-baz reaksiyonu ile oluşmaktadır (40,53). Polialkenoik asitten salınan hidrojen (H^+) iyonları cam yüzeyine saldırır (25). Asit, alümino-silikat cam yapıyı çözerek, kalsiyum, sodyum ve alüminyum katyonlarının (Al^{+3} , Na^+ , Ca^{+2}) salınmasını sağlar (26,40,53). Daha sonra bu katyonlar karboksilat grupları tarafından şelasyona uğrar ve polialkenoik asit zincirlerine çapraz bağlanırlar (62,114) (Şekil 2). Çapraz bağ reaksiyonu simanın mekanik özelliklerinin zamanla artması ile devam eden bir süreçtir (53). Polikarboksilik asidin çapraz bağları Ca^{+2} ve Al^{+3} iyonları tarafından 24 saat içinde tamamlanmaktadır (114). Asitle reaksiyona giren bu metaller, cam partiküllerin yüzeyinde bir silika jel tabakası oluşturur. Cam tozunun yüzey tabakası asitle reaksiyona girerken, ana yapı (kor) sağlam kalmaktadır. Cam tozunun yüzey tabakası silisyumdan zengin bir tabaka haline gelmektedir. Daha sonra simanın matrisi ile cam partikülleri arasındaki ara yüzeyde bir silika jel tabakası oluşmaktadır. Alüminyum oksit, içindeki alüminyum iyonları asitle reaksiyona girmemesine rağmen, silikat cam varlığında reaksiyona girmektedir. Başlangıçta cam içinde dört oksijen atomuyla sarılan alüminyum iyonu, sertleşmiş simanın matrisinde altı atom tarafından sarılır. Sertleşmiş simandaki alüminyum iyonları karboksilik asit grupları, su, florür iyonları ve diğer anyonik iyonlardan seçilmiş altı atom tarafından koordine edilebilmektedir (25).



Şekil 2 Cam iyonomer simanın sertleşme mekanizması

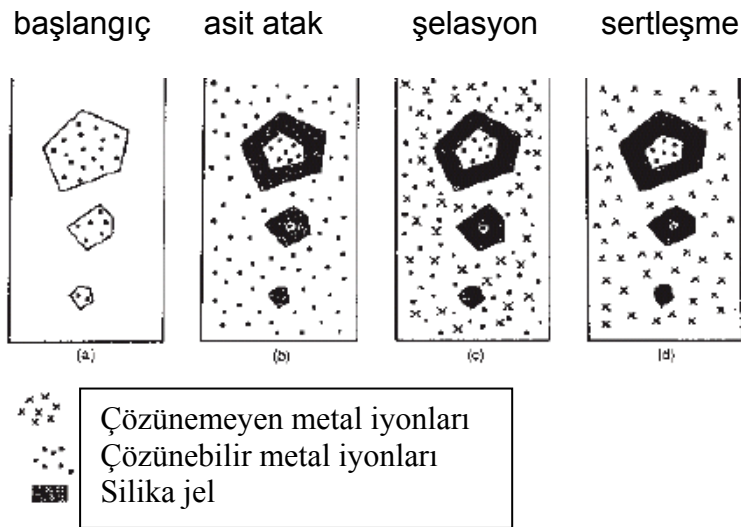
Cam partiküllerinin etrafı matrisle çevrili ve desteklenmiştir. Simanın matrisi, asit içinde cam partikül yüzeylerinin çözünmesiyle oluşmaktadır. İki komponentin karışmasının ardından hızla kalsiyum poliakrilat zincirleri oluşur ve partikülleri bir arada tutan başlangıç matrisi gelişir. Kalsiyum iyonları alüminyuma göre daha hızlı poliakrilat zincirlerine tutunur ve başlangıç sertleşmesinden sorumludur. Kalsiyum iyonları tutulduğunda alüminyum iyonları alüminyum poliakrilat zincirlerini oluşturmaya başlayacaktır. Böylece daha az çözünen ve daha dayanıklı olan son matris oluşacaktır (72).

Matris içinde alüminyum ve kalsiyum iyonları kadar düşük konsantrasyonda silisyum iyonları da bulunmaktadır (40). Matrisi oluşturan iyonlar bağlanmadıkları sürece hareket etmek için serbesttirler ve materyalden uzaklaşabilirler (69). Bu durum, daha yumuşak yüzeyli daha zayıf bir simana ve sonrasında azalmış aşınma direncine neden olur. Tartarik asit aynı zamanda sertleşme reaksiyonunun hızlanmasını da sağlamaktadır (88,89). Sertleşme reaksiyonunu hızlandırmak için formüle

tartarik asit ilavesi, düşük flor içerikli camların kullanımına yol açmaktadır. Bunlar daha translusens restoratif simanlardır. Siman içinde yer alan asitler, hem diş dokusuyla hem de metalle bağlanmayı sağlamaktadır. Cam iyonomer simanın diş dokusu ve metalle bağlanması tam olarak açıklanamamakla birlikte, bu bağlanmanın polimer asitlerdeki karboksil grupları ile metal iyonları arasındaki iyonik bağlanma şeklinde olduğu düşünülmektedir (72).

Poliakrilik asit fosforik aside göre pulpa için daha az irritandır ve hidrojen iyonları polielektrot zincirlerine bağlanma eğilimindedir (119). Cam iyonomer simanlarda sertleşme iki aşamalıdır. İlk aşama, karıştırmadan sonraki ilk 10 dakika içinde görülür ve klinik sertleşmedir. İkinci aşama, matris içindeki kalsiyum ve alüminyum katyonların salınımını içeren yavaş ve uzun süre devam eden asit-baz reaksiyonudur (53).

Wasson'a göre de poliakenoat ağ içinde silika jel matrisin formasyonundan kaynaklanan ikinci bir sertleşme reaksiyonu olması olasıdır (114) (Şekil 3).



Şekil 3 Silika jel oluşumu

İlk reaksiyon esnasında materyal su alımına hassas iken, ikinci aşamada materyal dehidratasyona çok hassastır. Kısa süreli suya hassasiyet, yüzeyde yumuşama ile sonuçlanır ve düşük aşınma direnci cam iyonomer simanın tüm dental uygulamalardaki kullanımını kısıtlar (30). Konvansiyonel cam iyonomer simanların başlangıç sertleşmesi esnasında, simanı oluşturan kalsiyum ve alüminyum iyonları tükürkle kontak halinde kolaylıkla uzaklaşabilir (77).

İlk reaksiyon çok yavaş olup, zaman içinde dayanıklılıkta değişmelere neden olurken, ikinci reaksiyon daha hızlı oluşur ve cam iyonomer simanın ilk stabilizasyonundan sorumludur. Cam iyonomer siman başlangıç sertleşmesinden itibaren 15 dakika sonra, suya konularak, 1 gün bekletildiğinde yüzey sertliği artmıştır. Bu artış, yüzey tabakasındaki tuz formasyonunun ve su ile kontak halinde bile sertleşme reaksiyonunun devam ettiğini göstermektedir. Gözlenen sertlik değerinin, nemli atmosferde elde edilen değere göre suda daha düşük olması, matrisi oluşturan iyonların bir miktar kaybına bağlı olarak daha az miktarda polialkenoat oluşumuna bağlanmaktadır. Daha fazla suda saklama, başlangıç sertleşmesinden 15 dakika sonra elde edilen değerle karşılaştırıldığında, yüzey sertliğinde hafif bir azalmadan başka bir etki yapmamıştır. Simanın uzun süre suda saklanması sonrasında görülen yüzeydeki dereceli yumuşama, polialkenoat matrisin yüzeyde hidrolitik yıkımı yani yüzey erozyonu ile de açıklanabilmektedir (69). Zamanla yüzey sertliğindeki bu azalma büyük ihtimalle yüzey tabakasındaki ikinci sertleşme reaksiyonunun inhibisyonundan kaynaklanmaktadır (69, 112).

Donan simanın yaklaşık %24'ü sudur ve alüminyum poliakrilat zincirleri gelişene kadar, daha fazla su, suda çözünebilen kalsiyum poliakrilat zincirleri tarafından alınabilir. Sيمانın havayla temasına izin verilmesi su kaybına neden olacaktır. Suyun kaybedilmesi ya da alınması yani su dengesi problemi bu tür simanlarda en önemli ve de en az anlaşılmiş problemdir. Bununla birlikte simanlarda tam olarak olgunlaşma ve su kaybına karşı direnç, hızlı sertleşen simanlarda en az 2 hafta, yavaş sertleşen simanlarda muhtemelen 6 aydır (29,72).

Estetikten ödün vererek su alımına karşı hızlı bir direnç geliştirmek mümkündür. Oluşum süreci içinde, alüminyum iyonlarının değişiminin daha erken başlaması için fazla kalsiyum iyonları cam partiküllerin yüzeyinden kazınır. Bu işlem simanın fiziksel özelliklerini azaltmaz, fakat translusentlik (yarı saydamlık) kaybolur ve estetik olumsuz etkilenir. Cam iyonomer simanlarda su alımı ve kaybı en az 1 saat görülebilir ve 24 saat azalarak devam edebilir. Su kaybı bir problem olarak kalmakla birlikte, su alımı daha az önemlidir. Yeni yapılan restorasyonlar, ilk 6 ay içinde tekrar dehidratasyona maruz kalacağından, simanın yüzeyi su değişimini minimize edecek şekilde su geçirmeyen bir örtü ile örtülenmelidir (72).

Cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonu rijit olarak yapışık poliasit/tuz matris vererek, poliasit zincirleri arasında bir iyonik çapraz bağ olarak tanımlanabilir. Başlangıç çapraz bağlar daha kolaylıkla elde edilebilen kalsiyum iyonlarını ihtiva etmektedir. Bu iki değerlikli bağlar stabil değildir ve suda kolayca çözülebilirler. Sertleşme reaksiyonu daha az çözülebilen, üç değerlikli alüminyum iyonları tarafından oluşturulan başka bağlar da içerir. İkinci fazda, fiziksel özelliklerde bir artışla birlikte,

çözünürlükte bir azalma, sertlikle sonuçlanan, stabil, sıkı bağlı poliasit/tuz matrisli kırılğan bir materyal oluşur (72).

Yıllarca cam iyonmer simanların bir poliakrilat matrisin formasyonu ile sertleştiği ifade edilmiştir. Wasson ve arkadaşları, silika matris formasyonu adında ikinci bir reaksiyonun olabileceğini ileri sürmüşlerdir (114). Bu hipotezin test edilebilmesi için bir cam iyonmer ve asetik asitten oluşan polimersiz siman hazırlanmış ve altı ay saklanmıştır. Bunlar suda çözünmemişler ve saklanma süresi arttıkça basma dayanıklılığı hızla artmıştır. Bu sonuçlar cam iyonmer simanlarda ikinci bir sertleşme reaksiyonu olduğunu desteklemekte ve gözlenen dayanıklılıktaki artışın nedeni olduğu ileri sürülmektedir (114). Asetik asit ve camın reaksiyonunda, muhtemel tuzlar, kalsiyum ve alüminyum asetatıdır. IR spektroskopisinde, alüminyum asetatın karıştırmadan 70 dakika sonra mevcut olduğu, fakat simanın 6 saate kadar suya karşı stabil olmadığı gösterilmiştir. Büyük miktarda silika varlığı, camdan gelen kalsiyum ve alüminyum kaynaklı bir iyon değişimi sonucu değil, cam parçalarının tamamen çözülmesinin bir sonucu olduğu gösterilmiştir. Silika, cam iyonmer simanların sertleşmesinde daha önceden belirtildiğinden daha önemli bir rol oynamaktadır. Wasson ve Nicholson poliakrilat yapıya ilaveten silikat matrisin de cam iyonmer simanda yavaş bir şekilde oluştuğunu ileri sürmüşlerdir (114). Wasson ve Nicholson gibi Darling ve Hill'de, hidrate olmuş silika ağının, cam iyonmer simanda ikinci bir sertleşme reaksiyonu olabileceğini bildirmişlerdir (24).

Poliakrilat matris oluşumu, cam iyonmer simanın başlangıç sertleşmesinde önemli bir faktördür. Cam iyonmer simanlar karıştırma

işlemeden 24 saat sonra gerçek dayanıklılıklarına ulaşırlar. Bunun poliakrilat matriks formasyonuna, silika fazına ve reaksiyona girmemiş cama bağlı olduğu düşünülmektedir. Wasson'a göre zamanla artan dayanıklılıktan silika ağı sorumludur (114). Matsuya ve arkadaşları da, silika ağının, ağdan gelen Al atomlarını elimine ederek, cam içinde yeniden yapılandığını ileri sürmektedir. Bu araştırmacılar dayanıklılığın başlangıçtaki artışından, jel formasyonunun ve muhtemelen silika ağı formasyonunun sorumlu olduğunu ileri sürmüşlerdir (62).

1.4.4.3. Konvansiyonel Cam İyonomer Simanların Avantajları, Dezavantajları, Endikasyonları ve Kontrendikasyonları

Isısal genleşme katsayısı ve ısı iletkenliği diş dokusu ile uyumlu, aşınmaya ve kırılmaya karşı direnci düşüktür (26). Isısal genleşme, ısı karşısında hacimce genişlemedir ve sıcaklık derecesi ile birlikte yükselerek değişmektedir. Isısal genleşme katsayısı ise sıcaklık bir dereceye kadar arttırılıp veya azaltıldığında birim uzunlukta meydana gelen uzunluk değişimidir. Diş yapısı ve dental restorasyonlar sürekli olarak sıcak ve soğuk içecek ve yiyeceklerle temas etmekte ve bu sırada sıcaklık 65⁰C 'ye kadar çıkabilmektedir (129). Dişin kron kısmı için ısısal genleşme katsayısı 11.4X10⁶/⁰C olarak tesbit edilirken, restoratif tipteki (tip II) cam iyonomer siman için ısısal genleşme katsayısı 10.2-11.4X10⁶/⁰C bulunmuştur. Bu değer cam iyonomer simanın diş yapısıyla uyumlu bir materyal olduğunu göstermektedir. Termal genleşme katsayısı diş dokusuna benzerdir ve biyolojik olarak uyumlu bir materyaldir (18,19,22,72,129).

Materyal donma esnasında önemsiz sayılacak bir ısı ve büzülme göstererek, diş dokusuna yapışmaktadır (18,22). Cam iyonomer simanların mine ve dentine adezyonu vardır (52,57,71,72). Adezyon, yiyecek artıkları ve bakterilerin diş dokusuna penetrasyonunun önlenmesi, retansiyon amacıyla gereksiz diş dokusunun kaldırılmasına engel olunması ve dolgu ile diş dokusu arasında yapısal bir bütünlük sağlanması istendiği için önemlidir (24). Cam iyonomer simanlar nemli diş dokusuna yapışabilmesi ve kimyasal olarak bağlanabilmesi nedeniyle avantajlıdır (19,22,121). Bu bağlanma, polikarboksilat simanlarda olduğu gibi fizikokimyasal adezyon olarak adlandırılan, iyonik ve kutupsal bir çekimle mine ve dentine bağlanma şeklindedir (107). Rezin içerikli materyallerde adezyon sağlamak için fosforik asitten faydalanılmakta, bu da hassasiyete neden olmaktadır. Fakat cam iyonomer simanın mineye adezyonunda bu mekanizma değil, ikincil moleküller arası polar ve iyonik kuvvetler etkili olmaktadır (57). Dentine adezyonunda dentin kollagenlerinin etkisi vardır. Bu kollagenler iyonik ve iki kutuplu adezyonu sağlayan karboksil ve amino gruplarını içermektedir (63).

Pulpa ve dişetinde irritasyona neden olmamaktadır (11,19 22,72).

Amalgam restorasyonlar, koruma için genişletme prensibi nedeniyle diş dokusundan gerekenden fazla madde kaybına neden olmaktadır. Cam iyonomer siman restorasyonlarda bu kayıp önlenmektedir (44,73).

Cam iyonomer simanların en büyük avantajı diş dokusuna flor salımıdır ve bu salım cam iyonomer siman kütesinin bütünlüğüne zarar vermemektedir. Flor salımı materyalin çürük önleyici etkisini sağlamaktadır. Flor deposu olan cam iyonomer simandan flor salımı, ilk hafta maksimum düzeyde olup, 2-3 hafta içinde azalır, ancak 18 ay süreyle devam eder.

Dentin dokusunun 35-50 µm derinliğine kadar ilerleyen flor, bakteri difüzyonu ve demineralizasyonu için suni bir dentin bariyeri oluşturarak çürük önleyici etkisini gösterir. Ayrıca cam iyonomer simandan hem mine hem dentin hem de kök yüzey çürüklerinin önlenmesine yetecek miktarda flor salınabilmektedir (18, 19, 22, 24, 26, 72, 73, 83, 93, 116,121).

Mikrosızıntı ya da sekonder çürük oluşumu izlenmemektedir (72). Cam iyonomer simana bitişik diş dokusunda çürük önleyici etki amalgama göre oldukça yüksek bulunmuştur (91).

Sertleştikten sonra ağız sıvılarında hemen hemen neredeyse hiç çözünmemektedir (18). Sertleşmiş bir cam iyonomerin yüzeyi amalgam ve kompozite göre daha düşük aşınma direncine sahiptir (18, 24) ve zayıf bir kırılma dayanıklılığı vardır (18,24,113) Bükülmeye karşı direnci amalgam ve kompozite göre oldukça düşüktür (24).

Uygulama sırasında aşırı neme, sertleşme sırasında ise dehidratasyona karşı oldukça hassastır (15,18). Klinik uygulama hızlı ve basittir (22,73).

Metal ilave edilmiş olanlar hariç diş rengindedir. Fakat restorasyonlar diş renginde olmasına rağmen kompozit kadar estetik değildir (18).

Cam iyonomer simanlar orta derecede dayanıklılık gerektiren durumlarda, yüksek çürük aktivitesine sahip bireylerde, estetiğin çok fazla önemli olmadığı restorasyonlarda ve nispeten daha kolay uygulamanın gerekli olduğu bireylerde endikedir (17). Bu nedenle süt dişlerinin sınıf I, II, III, V restorasyonlarında endikedir (9,76). Tükürük izolasyonunun sağlanamadığı, yüksek çürük riski taşıyan bireylerin daimi dişlerindeki sınıf III restorasyonlarda, nem varlığında diş dokusuna adezyonu, flor salınımı,

daha fazla diş dokusu kaybını ve hassasiyeti önlemesi nedeniyle daimi dişlerin sınıf V restorasyonlarda cam iyonomer siman tercih edilebilir (9, 73). Daha önceden yapılmış olan restorasyonları tamirinde, düz yüzey lezyonlarında ve diş dokusu hassasiyetinin fazla olduğu bireylerde cam iyonomer siman kullanılmaktadır (9, 19).

Fissür örtücü olarak özellikle,iletişim güçlüğü çekilen çocuklarda ve henüz tam olarak sürmemiş daimi molar dişlerde tükrük izolasyonu zorluğu nedeniyle tercih edilmektedir (9, 52).

Travma sonrası hastanın diş ve çevre dokularına minimum zarar ve irritasyonla geçici restorasyonların yapımında restoratif materyal olarak cam iyonomer siman tercih edilebilmektedir (18).

Dentine adezyonu, antibakteriyel özelliği, biyolojik uyumu ve diş dokusuyla benzer termal genişmesi nedeniyle kaide ve astar maddesi olarak da kullanılmaktadır (18,105,107).

Diş dokusuna adezyon özelliği ve poliakrilik asitle sadece gerektiği kadar smear tabakayı kaldırması, ağız sıvılarında nispeten az çözülmesi, flor salımı ve çürük oluşumunu önlemesi nedeniyle ortodontik bantlarla paslanmaz çelik kronlarda, yapıştırma simanı olarak kullanılmaktadır (9, 18, 52,107).

Atravmatik restoratif tedavilerde (ART) geniş bir kullanım alanına sahiptir. Konvansiyonel cam iyonomer simanların başarısızlıkları zayıf fiziksel özellikleri ve aşınmaya karşı dirençlerinin az olmasına bağlanmıştır Bu dezavantajları göz önünde bulundurarak flor oranı yüksek, daha sert ve kondanse edilebilir cam iyonomer simanlar piyasaya çıkmıştır (Ketac Molar-3M ESPE, Almanya, Fuji IX-GC Company, Japonya). ART için özel olarak

geliştirilmiş bu materyallerin diş yüzeyinde daha fazla yük gelen bölgelerde konvansiyonel cam iyonomerlere göre mekanik özellikleri daha başarılı bulunmuştur (33).

Estetiğin öncelikle önemli olduğu olgularda rezin materyaller tercih edilmelidir (9). Cam iyonomer simanlar yeterince estetik değildir (73).

Strese dayanması gereken bölgelerdeki restorasyonlarda amalgam ve kompozite göre daha az dayanıklıdır. Süt dişlerinde Sınıf II restorasyonlarda amalgama alternatif olmadığı ancak çok uzun ömürlü olmasının beklenmediği daimi dişlerin sınıf I, III ve V restorasyonlarda kullanılabileceği bildirilmiştir (91). Kırılgan bir materyaldir ve strese dayanması gereken bölgelerde yeterli dayanıklılığı gösterememektedir (35,93). Ancak kaide maddesi ya da örtücü olarak dentin üzerinde yeterli kalınlıkta kullanıldığında gereken basma dayanıklılığını sağlamaktadır (19).

Tünel restorasyonlarında, dişetine yakın, dolayısıyla tükürük izolasyonunun zor, ışık etkisinin az olduğu bölgelerde kullanılabilme imkanı vardır. Cam iyonomer simanlar bu bölgede çalışmayı kolaylaştırdığı, çürük önleyici etkisi ve kendiliğinden sertleşebilmesi nedeniyle tercih edilmektedirler (44).

1.4.4.5.Cam İyonomer Simanların Türleri

Cam iyonomer simanlar Tip I, Tip II ve Tip III şeklinde sınıflandırılmaktadır. Tip I simanlar kron köprü simantasyonunda, Tip II cam iyonomer simanlar dolgu maddesi, Tip III cam iyonomer simanlar ise kaide maddesi ve fissür örtücü olarak kullanılırlar. Pedodontide cam iyonomer simanlar, kaide maddesi, astar, yapıştırma ve restoratif materyal olarak

kullanılmaktadır. Restoratif cam iyonomer simanlar, kendiliğinden sertleşen, kısmen ışıkla sertleşen, metalle modifiye edilmiş ve rezin modifiye şeklinde gruplara ayrılmaktadır (22).

1.4.4.5.1.Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar

Konvansiyonel cam iyonomer simanların fiziksel özelliklerini arttırmak için materyale rezin ilave ederek, rezin modifiye cam iyonomer simanlar üretilmiştir. Yapısında floroalüminosilikat cam tanecikleri, modifiye polialkenoik asitler, hidroksietilmetakrilat ve su bulunur. Sertleşme, cam iyonomer simanların bilinen asit baz reaksiyonu ve HEMA'nın polimerizasyonu ile gerçekleşmektedir. Burada, HEMA'nın sadece ışıkla polimerizasyonuna ikili (dual-cure), asit baz reaksiyonu ve HEMA'nın hem ışık, hem de kimyasal yolla polimerizasyonuna üçlü (triple-cure) sertleşme yöntemi denilmektedir (26). Rezin modifiye cam iyonomer simanlar özellikle daha uzun çalışma süresine izin vermesi, ışıkla sertleşmesi ve bunun dişhekimi tarafından kontrol edilebilir olması ve simanın yüzeyinde hızlı bir sertleşme olması nedeniyle konvansiyonel cam iyonomer simana göre avantajlıdır (60). Bununla birlikte, konvansiyonel cam iyonomer simanların yavaş sertleşmesi diş dokusu çevresine sınırlı olarak zarar vererek restorasyondan stres salınımına izin vermektedir. Rezin modifiye cam iyonomer simanlardaki ikili sertleşme esnasında hızlı polimerizasyonla birlikte yavaş devam eden asit-baz reaksiyonu, pulpada irritasyona neden olmaktadır (122). Croll ve arkadaşları rezin modifiye cam iyonomer simanların biyolojik olarak uyumlu, diş kimyasal olarak yapışan ve flor

salabilen, hidrofilik, kısmen estetik, kolay uygulanabilir ve ağız dokularında az çözünen bir materyal olduğunu bildirmişlerdir (21, 22).

Materyalin konvansiyonel cam iyonomer simanla karşılaştırıldığında, donma esnasında daha fazla polimerizasyon büzülmesi göstermesi, dolayısıyla mikrosızıntı problemiyle karşılaşılması, dental dokulara daha zayıf adezyonu, daha az flor salımı eğiliminde olması dezavantajlarını oluşturmaktadır (78).

1.4.4.5.2. Cam İyonomer Sermet Simanlar

Cam iyonomer simanlara metal ilavesi (amalgam, gümüş, altın) ile hem mekanik özellikler arttırılmış, hem de flor salımı ve dolayısıyla antibakteriyel özellik bozulmamıştır (32, 65). Mekanik özellikleri amalgama göre daha zayıf olmakla birlikte, süt dişlerinde amalgama alternatif olarak düşünülmektedir. Sermet siman adıyla anılan bu cam iyonomer simanda estetiğin sağlanamaması problem oluşturmuştur (41).

Günümüzde cam iyonomer sermet simanlar kavite örtücüsü, krona kor materyali, restoratif materyal (sınıf I lezyonlar, yeni başlamış Sınıf II lezyonlar, süt dişleri), fissür örtücü, protez üst yapıları için kök yüzeylerinin örtülenmesi, inley ve kronlarda defektli marjinlerin tamirinde ve kaide olarak kullanılmaktadır (64).

1.4.4.5.3. Poliasit Modifiye Kompozit Rezine (Kompomer)

%30 cam iyonomer siman, %70 kompozit içermektedir. Poliasit modifiye kompozit rezinler cam partiküleri içermesine rağmen asit-baz

reaksiyonu oluşturacak düzeyde değildirler. Bu yüzden bu maddeyi tanımlamak için cam iyonomer siman terimi doğru bulunmamaktadır (82).

1.4.4.6. Konvansiyonel Cam İyonomer Simanların Fiziksel

Özellikleri

Su bazlı simanların toz ve likitlerinin nasıl olması gerektiği, materyallerin fiziksel özelliklerinin test edilme yöntemleri, bunun için gerekli örneklerin hazırlanma koşulları, kalıp standartları ve testlerin yapılma Őekilleri ayrıntılı bir Şekilde ISO standartlarında izah edilmiştir. Uluslararası standardizasyon organizasyonu anlamına gelen ISO dünya genelinde yaygın bir federasyondur (45). Teknik komitenin başlıca görevi uluslararası standartları hazırlamaktır. Teknik komite tarafından kabul edilen taslak halindeki uluslararası standartlar, oylamaya sunulmakta, taslağın geçerli olabilmesi için üyelerin %75'nin kabul oyu vermesi gerekmektedir.

Fiziksel özellikler içinde net sertleşme süresi, film kalınlığı, basma dayanıklığı, asit erozyonu, optik özellikler ve asitte çözünebilir arsenik miktarı yer almaktadır. Ayrıca paketleme, pazarlama ve imalatçı tarafından sağlanacak olan bilgilerin içeriği de ayrıntılarıyla belirtilmiştir.

Su bazlı simanların standartlarını içeren ISO 9917-1, ISO/TC 106 isimli teknik komitenin , dişhekimliği dalının dolgu ve restoratif materyaller alt komitesi tarafından hazırlanmıştır. ISO 9917'nin su bazlı simanlarla ilgili hazırlanan kısmı, teknik komite tarafından 2003 yılında yeniden gözden geirilmif ve referans numarası ISO 9917-1:2003(E) ile adlandırılmıştır. ISO

9917, Dental Materyaller-Su Bazlı Simanlar başlığı altında iki kısımdan oluşmaktadır.

I.kısım: toz/likit asit-baz simanlar

II.kısım: ışıkla aktive olan simanlar

ISO 9917'nin toz/likit asit-baz simanlar bölümü hem elle karıştırılan simanları, hem de kapsül şeklindeki mekanik olarak karıştırılan simanları kapsamaktadır. Kimyasal kompozisyonuna göre dental simanlar 3 bölümde ele alınmaktadır.

a. Çinko fosfat simanlar

b. Çinko polikarboksilat simanlar

c. Cam polialkenoat simanlar

Kullanım şekline göre de 3 bölümde değerlendirilmiştir.

a. yapıştırma simanları

b. kaide ya da astar maddesi

c. restoratif simanlar

1.4.4.6.1. Cam İyonomer Simanların Radyopasitesi

Dişhekimliğinde radyografik değerlendirmede, radyopasite, tanı açısından büyük önem taşıdığından dental materyallerin radyopak olması istenmektedir (11). Restoratif dişhekimliğinde, radyopak dolgu materyalleri, restorasyon ile diş dokusu arasındaki çürüğün fark edilmesine, taşkın dolgu ve boşlukların teşhis edilmesine olanak sağlamaktadır. Skartveit, dolguya bitişik çürük ve boşlukların teşhis edilebilmesi için materyalin elde edilebilecek en yüksek radyopasite sahip olması gerektiğini ifade etmiştir (98).

Cam iyonomer simanın kendisi radyolusenttir (72). İlk üretilen cam iyonomer simanların radyopak olmaması sonucu restorasyon altındaki sekonder çürük oluşumunun fark edilememesi, hava kabarcığı ya da restorasyondaki defektin ayırt edilememesi materyalin kullanımını sınırlarken, günümüzde farklı derecelerde radyopasiteye sahip cam iyonomer simanlar bulunmaktadır (11). Klinikte kullanılan materyallerin kalınlıklarının farklılık göstermesi, saptanan radyopasiteyi etkileyebilmektedir (96). Bu durum ayrıca göz önünde bulundurulmalıdır. Fakat materyalin kalınlığındaki farklılık, moleküler yapısından daha az etkilidir ve estetikten ödün vererek radyopasiteyi arttırmak mümkündür (72, 88).

Cam iyonomer simanlara radyopasite sağlamak için stronsiyum, baryum ve latanyum katılmakta, eritilmiş gümüş, cama ilave edilmekte, çinko oksit ya da zirkonyum oksit karıştırılmaktadır (99). Gümüş ilave ederek elde edilen cam iyonomer sermet simanlarda radyopasite artmaktadır (22). ISO standartlarına göre konvansiyonel cam iyonomer simanın radyopasitesinin en az aynı kalınlıktaki alüminyumla eşdeğer olması istenmektedir (45).

1.4.4.6.2. Basma Dayanıklılığı

Materyalin mekanik güvenilirliği basma dayanıklılığıyla ölçülebilmektedir (53). Basma dayanıklılığı testi porselen, siman ve amalgam gibi materyallerin dayanıklılıklarını belirlemede etkilidir. Testin yapımı kolay fakat hassastır. Örnek ile test makinesinin arasındaki yüzey üniform olmadığında oluşabilecek lokalize stres alanları test sonuçlarının güvenilirliğini azaltmaktadır (129).

1.4.4.6.3. Eğilme Dayanıklılığı

Eğilme testi, cam iyonomer simanın dayanıklılığını ölçmek için kullanılan en uygun testtir. Yaygın olarak kullanılan basma dayanıklılığı testi, temel olarak eğilme dayanıklılığı testi kadar güvenilir değildir. Çeşitli derecelerde plastisite gösteren polielektrot simanlar için eğilme testi, daha güvenilir sonuçlar verme eğilimindedir. Bu nedenle eğilme dayanıklılığı ölçümü daha pratik ve gerilme dayanıklılığının daha iyi tahmin edilebilmesi nedeniyle önerilmektedir (90).

1.4.4.6.4. Mikrosertlik

Dental malzemelerin sertliğinin tayininde ise en çok kullanılan yöntemler Brinell, Rockwell, Vickers ve Knoop mikrosertlik testleridir. Bu testlerden hangisinin seçilmesi gerektiği test edilecek materyale bağlıdır. Bazı testler belli bir tip materyal için diğerlerinden daha kullanışlıdır. Rockwell ve Brinell testleri kırılğan materyaller için uygun olmayıp, elastik malzemeler için de modifiye edilmesi gerekmektedir. Vickers testi kırılğan malzemelerin sertliğinin ölçülmesinde uygun olduğundan diş yapısının sertliğinin ölçülmesinde de kullanılmaktadır. Ancak Vickers testi de Brinell testi gibi elastik malzemeler için pek uygun değildir (129).

Khouw-Liu ve arkadaşlarının cam iyonomer simanların mikrosertlik derecelerinin zamana bağlı olarak değişimini belirlemek amacıyla yaptıkları çalışmada, konvansiyonel cam iyonomer simanın yüzey sertliğinin karıştırmadan itibaren ilk 24 saat içinde arttığı tesbit edilmiştir (50).

1.4.4.6.5. Gerilme Dayanıklılığı

Gerilme dayanıklılığı testi, kırılğan materyallere uygulandığında teknik problemler ortaya çıkarması haricinde daha geçerli bir test yöntemidir. Yalnızca belirli gereksinimler karşılandığında geçerlidir. Örneğin plastik akıcılık olmamalıdır, aksi takdirde teori ortadan kalkmakta ve test geçerliliğini yitirmektedir (90).

1.4.4.7. Konvansiyonel Cam İyonomer Simanların Mekanik Özelliklerinin Arttırılması

Streslere karşı dayanıklılık göstermesi gereken bölgelere yerleştirilen konvansiyonel cam iyonomer simanların ağız içindeki retansiyonu, kompozit ve amalgama göre daha düşük bulunmuştur (91).

Cam iyonomer simanların eğilme dayanıklılığının büyük ölçüde, birlikte hazırlanan cam ve polielektrotlara bağlı olduğu bulunmuştur (72). Cam iyonomer matris, çapraz bağlı polimer materyalinden oluşmaktadır ve matrisin dayanıklılığı ve yumuşaklığının çalışma sırasında uygulanan yükleme hızına bağlı olarak değiştiği ifade edilmiştir. Bu durum materyalin viskoelastik davranışlarıyla ilgilidir. Deformasyon olan yerde polimer zincirlerinde makro mobilite olduğu görülmektedir (74).

Restorasyon materyali olarak kullanılan cam iyonomer simanlarda cam düşük oranda flor içermektedir (72). Sertleşme reaksiyonunun başında flor içeriği arttıkça mekanik dayanıklılığı artmaktadır, fakat orta seviyede flor içeriği ile maksimum dayanıklılık seviyesine ulaşılabilir (38). Likit içine tartarik asit ilavesi ile sertleşme süresi klinik olarak kabul edilebilir

kalmaktadır (72). Toz miktarındaki azalma yarı saydamlık özelliğini arttırmakta, fakat aynı zamanda cam iyonomer simanın fiziksel özelliklerini azaltmaktadır. Cam iyonomer simana su ilavesi yorulmaya karşı direnci azaltmaktadır (74).

1.4.4.7.1. Konvansiyonel Cam İyonomer Siman Toz-Likit Oranı

1.4.4.7.1. 1. Kapsül Cam İyonomer Simanlar

Konvansiyonel cam iyonomer simanların kapsül şekli, düşük viskozitesi nedeniyle, elle karıştırılan şekline göre oldukça düşük basma dayanıklılığı değerlerine sahiptir (80). Ayrıca simanın porözitesi kapsül şeklinde hazırlananlarda ve özellikle yapıştırma/astar tipindeki simanlarda daha yüksek bulunmuştur. Porözitedeki bu fark restoratif konvansiyonel cam iyonomer simanlarda daha az ortaya çıkmaktadır (81).

1.4.4.7.1.2. Kondanse Edilebilen Cam İyonomer Simanlar

Tüm dental restoratif materyallerde olduğu gibi, toz/likit oranı optimum fiziksel özellikleri elde etmede önemli bir faktördür. Belirli sınırlar içinde olmak kaydıyla, arttırılan toz miktarı optimum fiziksel özelliklere yol açmaktadır (72).

Toz miktarının arttırılmasıyla elde edilen konvansiyonel cam iyonomer simanlarla yapılan 3 yıllık klinik çalışmada, daha yüksek basma dayanıklılığı sağlanmıştır (93). Fuji II (GC, Japonya) basma dayanıklılığı 154 MPa iken, yüksek toz/likit oranına sahip Fuji IX'un (GC, Japonya) basma dayanıklılığı 182 MPa bulunmuştur. Aynı şekilde Ketac Fil (3M ESPE, Almanya) için

basma dayanıklılığı 170 MPa iken, yüksek toz/likit oranına sahip Ketac Molar'da bu dayanıklılık 230 MPa olmuştur.

1.4.4.7.2. Konvansiyonel Cam İyonomer Simanların Tozuna Yapılan İlaveler

1.4.4.7.2.1. Poliasit İlavesi

Konvansiyonel cam iyonomer siman tozuna poliasit ilavesinin ve moleküler ağırlığının arttırılmasının simanın sertleşme hızı, aside direnç, kırılma dayanıklılığı ve aşınma direnci üzerinde olumlu değişikliklere yol açtığı, bununla birlikte moleküler ağırlığın arttırılmasının viskozite nedeniyle sınırlı olduğu bildirilmiştir. Moleküler ağırlık, viskozite ve asit konsantrasyonu arasında bir denge kurulması gerekmektedir (79,90).

1.4.4.7.2.2. Metal İlavesi

Cam iyonomer simana metal partiküllerin ilavesi ile üretilen metalle güçlendirilmiş cam iyonomer simanlarda konvansiyonel cam iyonomer simana göre daha üstün bir yorulma direnci elde edilmiştir (74).

Bununla birlikte cam iyonomer-metal materyaller kesinlikle amalgam ve posterior kompozite göre daha zayıftır (64).

1.4.4.7.2.3. Amalgam İlavesi

Süt dişlerinde yapılan amalgam restorasyonların ağızda kalabilme süresinin cam iyonomer siman ve diğer diş rengindeki dolgulara göre oldukça yüksek olduğu bildirilmiştir (68). Fiziksel özellikleri arttırmak için cam iyonomer simana amalgam katılarak, abrazyona direnç dikkati çekecek

şekilde bir artış göstermiş, fakat diğer özellikler orta derecede gelişmiş, ayrıca mine ve dentine adezyon bir miktar azalmıştır (72). Sermet simanlar cam iyonomer simanların avantajlarına ek olarak amalgama benzer radyopasiteye ve diğer cam iyonomerlerden daha büyük aşınma direncine sahiptir. Klinik olarak sertleşme süresi kısadır ve kolaylıkla elle şekil verilebilir. Fakat gri renkte olması nedeniyle estetik değildir, kırılma dayanıklılığı çok yüksek olmadığı için okluzal streslere sınırlı olarak karşı koyabilmektedir (64).

1.4.4.7.2.4. Gümüş İlavesi

Cam iyonomer simana saf gümüş katılarak sermet siman isimli restoratif materyal elde edilmiştir. Siman iyon salabilen kalsiyum-alüminyum florosilikat cam tozuyla sinterize edilmiş saf gümüş partikülleri içermektedir (19, 64, 97).

Gümüş sermet simanlar özellikle çürük ve kısmen sürmüş daimi 1. ve 2.molar dişlerin çok fazla stresle karşılaşmayan bölgelerin restorasyonlarında ve çürük süt dişlerinin tedavisinde önerilmektedir (19, 41). Simmons gümüş sermet simanları parsiyel protezlerde destek dişlerde kron yapımında kor olarak kullanılabileceğini bildirmiştir (97). Fakat dayanıklılık açısından değerlendirildiğinde, konvansiyonel cam iyonomer simana göre aşınmaya karşı daha yatkın ve retansiyon kaybının daha fazla olduğu bildirilmiştir (51).

1.4.4.7.2.5. Rezin İlavesi

Süt dişleri için ideal dolgu materyali arayışları sürerken, mekanik özelliklerinin artırılması amacıyla cam iyonomer simana rezin ilave edilerek rezin modifiye cam iyonomer simanlar elde edilmiştir. Ağız sıvılarında çözünmeye karşı direnci, diş dokusuna uygun ısıl genişmesi, konvansiyonel cam iyonomer simana göre geliştirilmiş basma dayanıklılığı, kırılma ve aşınma direnci ile rezin modifiye cam iyonomer simanlar dikkati çekmiştir (20,21). Jianguo Li ve arkadaşları rezin modifiye cam iyonomer simanların konvansiyonel cam iyonomer simana göre daha fazla eğilme direncine sahip olduğunu göstermişlerdir (58). Diğer yandan, Attin ve arkadaşları, rezin modifiye cam iyonomer simanların, donma esnasında monomer polimerizasyonundan kaynaklanan bir büzülme gösterdiğini ve bu büzülmenin cam iyonomer restorasyonun marjinal bütünlüğünü etkileyebileceğini ifade etmişlerdir (3). Ayrıca rezin modifiye cam iyonomer simanların yüzey sertliğinin zamanla azaldığı bildirilmiştir (48).

Konvansiyonel cam iyonomer simana göre rezin modifiye cam iyonomer simanların daha hızlı ve büyük bir kontraksiyon göstermesi, diş dokusuyla adezyonunu da etkilemektedir. Materyal ile diş dokusu arasında daha zayıf bir adezyona neden olmaktadır (48). Attin ve arkadaşları rezin modifiye cam iyonomer simanların su tutulumuna bağlı hacimsel genişleme gösterdiğini ve konvansiyonel cam iyonomer simana göre daha fazla donma büzülmesine uğradığını bildirmişlerdir (3). Rezin modifiye cam iyonomer simanların su emebilmesi kimyasal kompozisyonuyla, özellikle ağ içinde mevcut hidrofilik fonksiyonel gruplarla ilgilidir. Suyun bu materyal üzerinde iki etkisi vardır. Birincisi, su tüm materyale diffüze olur, sertliğini ve eğilme

direncini azaltır. Bu etki fazla su alındığında geriye döner, örneklerin sertliği hemen hemen başlangıç seviyesine ulaşır. İkincisi, su kısmen simanın komponentlerini çözer, sonuç olarak rezin modifiye cam iyonomer simanın sertliğini ve eğilme direncini geriye dönmeyecek şekilde azaltır (60).

Lorente ve arkadaşları su alımı ile rezin modifiye cam iyonomer simanların fiziksel özelliklerinin azaldığını ifade etmişlerdir. Fuji II (GC, Japonya) ve Vitremer (3M ESPE,Almanya) ile yaptıkları çalışmada rezin modifiye cam iyonomer simanların su alımı ile yüzey sertliğinin azaldığını göstermişlerdir. Distile su içinde 24 saat ve 60 gün bekletilen örneklerin sertlik değerleri Tablo 1’de belirtilmiştir (60).

	Fuji II	Vitremer
Kuru Ortam(RH<%15) (24saat)	100	75
(60gün)	116	106
Distile su (24saat)	45	40
(60gün)	37	51

Tablo 1 Fuji II ve Vitremer için Vickers sertlik değerleri (60)

Kanchanavasita ve arkadaşları da rezin modifiye cam iyonomer simanların konvansiyonel cam yonomer simanlara göre daha fazla polimerizasyon büzülmesi ve polimerizasyona bağlı daha büyük bir ısı artışı gösterdiğini bildirmişlerdir. Genellikle rezin modifiye cam iyonomer simanların davranışları kompozit rezinlerle benzerlik göstermekle birlikte, polimerizasyon sırasında 20⁰C’ye varan sıcaklık artışıyla kompozit rezinlerden ayrılır (47).

1.4.4.7.2.6. Seramik İlavesi

Konvansiyonel cam iyonmer simana seramik ilavesi ile mekanik dayanıklılık arttırılmaya çalışılmıştır. Materyale zirkonyum katılarak, mikrosertlik ve radyopasitede artış sağlanmış, basma dayanıklılığı ve mikro sızıntı açısından bir fark elde edilememiştir (103).

1.4.4.7.3. Giomer

Konvansiyonel cam iyonmer simanların önceden reaksiyona girerek rezin içine katılması ile elde edilen giomerler ile mekanik dayanıklılık arttırılırken, flor salınımında değişiklik olmadan çürük önleyici etkinin etkilenmemesi sağlanmaktadır (104). Fakat giomerlerde ekspansiyon, marjinal renklenme, zayıf marjinal adaptasyon ve retansiyon kaybı gözlendiğinden kullanımı daha çok kole kaviteleriyle sınırlıdır (104).

1.4.4.7.4. Konvansiyonel Cam İyonmer Simanlara Isı Uygulaması

Termodinamiğin ilk kuralı enerjinin korunması prensibidir. Sistemler arası reaksiyon sırasında sistemlerin biri tarafından kazanılan enerji miktarı ile diğer sistemin kaybettiği enerji miktarı aynıdır. Enerji farklı kapalı sistemler arasında iki farklı şekilde geçiş yapabilmektedir. Isı ve iç. İki enerji formudur ve aralarındaki farkın bilinmesi önemlidir. Enerji geçişi ısı şeklinde olmazsa iç şeklinde ortaya çıkmaktadır. Isı sıcaklık farklılıkları nedeniyle iki sistem arasında iletilen enerji şekli olarak tanımlanır. Enerji reaksiyonu, yalnızca iki sistem arasında sıcaklık farkı olduğunda gerçekleşir, aynı sıcaklıktaki sistemler arasında gerçekleşmez. Enerji bir

özelliğken, ısı değildir. Vücutta bulunan ısı değil, enerjidir. Enerji bir durum belirtirken, ısı bir süreçtir. Isı bir enerji geçişidir ve sistem sınırlarından geçiş yapabilir. Isı kelime olarak isim yapısındadır ve bunun fiil hali sıcaklık artışıdır ya da enerji ilavesidir. Bir enerji şekli olarak ısının birimi kJ'dur (23).

Konvansiyonel cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonu ölçülebilen bir sıcaklık artışına neden olan, ekzotermik bir reaksiyondur (23). Sıcaklık artış hızı yavaştır ve ışıkla aktive olan materyallere göre sıcaklık artışı daha düşüktür. Konvansiyonel cam iyonomer simanlarda sıcaklık artışı 1 ile 6⁰C arasındadır. Sertleşme esnasında, sıcaklığın yavaş bir şekilde artışı, daha kolay dağılmasını sağlayarak, materyalin diş dokularına zarar vermesini önlemektedir (23).

Konvansiyonel cam iyonomer simana hem kızılötesi hem de yüksek yoğunluklu halojen fiber optik ışık kaynağıyla başlangıç sertleşme süresinin ardından ısı uygulanması, materyalin yüzey sertliğinde artış sağlamıştır (123). Isı uygulaması simanın sertleşme reaksiyonunu hızlandırmakta ve böylece daha iyi bir sertleşme sağlanmaktadır. Bu durum cam iyonomer simanın yüzey sertliğinin daha da artmasına yol açmaktadır.

Isı uygulanması sonucu sertleşme reaksiyonunun hızlanarak, yüzey sertliğinin artması beklenen bir durumdur (123). Yüzey sertliğinin artması sadece sertleşmenin erken saflarında beklenip, 24 saat sonra bir artma beklenmemektedir. Fakat ısı uygulanmasının ardından 24 saat sonra, sertlik değeri daha yüksek bulunmuştur. Bu sonuç, sertleşme reaksiyonunu hızlandıran ısının, 24 saat sonra mekanik özellikler üzerinde etkili olduğunu göstermektedir (123). Woolford'a göre (123) ısı uygulaması ile reaksiyon hızlanmasının uzun süre etkili olabilmesi ve dolayısıyla yüzey sertliğinin

artması için gerekli enerji en az 60 sn süresince simana verilmelidir. Isı kaynağının sıcaklığı 60 sn sonra halojen lambada 60⁰C'ye, kızılötesi lambada 80⁰C'ye ulaşmıştır. Kızılötesi ışınla 60 sn sonra 80⁰C'ye ulaşan ısı kaynağındaki sıcaklık, halojen lambayla 60⁰C'ye ulaşan sıcaklığın oluşturduğu yüzey sertliği değerlerinden daha yüksek bulunmuştur. Dolayısıyla kızılötesi lamba ile daha büyük bir sıcaklık artışı ve bu nedenle daha fazla bir yüzey sertliği elde edildiği düşünülmüştür (123)(Tablo 2). Isının sertleşme reaksiyonu üzerine etkisi muhtemelen polialkenoik asidin daha aktif hale gelmesine bağlıdır. Dolayısıyla kızılötesi lamba ile daha büyük bir sıcaklık artışı ve bu nedenle daha fazla bir yüzey sertliği elde edildiği düşünülmüştür (123).

Restoratif Materyal		Chemfil II (DENTISPLY)				
Isı Uygulama						
Süresi (sn)		0	15	30	45	60
Yüzey Sertliği(VHN)		62.4	61.4	60.3	62.2	71.8

Tablo 2 Halojen fiber optik ışık kaynağıyla, Chemfil II'e (Dentisply, İngiltere) çeşitli sürelerde verilen ısı sonucu 24 saat sonra elde edilen Vickers sertlik değerleri (VHN) (123)

Woolford, ısının sertleşme reaksiyonu üzerine etkisinin, daha aktif bir polialkenoik asit oluşumu ile açıklamıştır (123). Ayrıca asit cam yüzeyine temas ettiğinde, camın yüzeyini daha kolay bozabilmektedir. Bu durum,

camdan salınan ve filtre olan iyonların oranını arttırmaktadır. Daha reaktif asit ve daha büyük oranda iyon salımı, asit bazik camın çözünmeyen ürünlerinin şelasyonu ile daha hızlı siman formasyonuna yol açar (123). Ayrıca ısı camdan salınan çeşitli iyonların diffüzyon oranını da artırır. Tüm bu hızlanmış reaksiyonların total etkisi ilk oluşan matris komponentlerinden kalsiyum polialkenoat matrisin daha hızlı formasyonunu sağlayacaktır. En azından ilk sertleşme döneminde materyalin yüzey sertliği artığında, sertleşme reaksiyonunun ilk basamağındaki komponentlerin oluşumu gösterilecektir. Isı uygulamasının sertleşme reaksiyonunu en azından yüzeyde hızlandırdığı gösterilmiştir (123).

Woolford'a göre (124), ısı uygulaması, konvansiyonel cam iyonomer simanın mekanik özelliklerini geliştirmekle birlikte simanın yüzeyinden salınan flor miktarında istatistiksel olarak anlamlı bir değişmeye neden olmamaktadır.

Towler ve arkadaşları (111), ultrasonun da materyalin çabuk ve kolay sertleşmesine katkıda bulunup, özellikle ilk 24 saat içinde, kimyasal olarak sertleşme sırasında, üstün özellikler sağlayabileceğini bildirmişlerdir (Tablo 3). Ultrasonik olarak sertleşen cam iyonomer siman herhangi bir ilave kimyasalın katılmasını gerektirmemekte ve bu nedenle rezin modifiye cam iyonomer simanlarda olduğu gibi büzülme problemiyle karşılaşılmamaktadır. Ayrıca monomer salımı gibi majör toksikolojik problemler de ortaya çıkmamaktadır (111).

Sertlik değeri (Gpa)			
	Ortalama	Maksimum	Minimum
Kimyasal sertleşme	0,176	0,386	0,022
Ultrasonik sertleşme	2,62	4,45	1,04

Tablo 3 Towler ve arkadaşlarının Fuji IX'a ait elde ettiği sertlik değerleri (111)

Hızlı sertleşme ve dayanıklılıktaki gelişmeler, neme karşı direnç sağlanmasında ve de materyalin parlatılabilmesi için gerekli aşınma direncinin artmasında önemlidir. Hızlı sertleşme hem hasta hem de klinisyen için daha kolay restorasyon yapımı, gelişmiş klinik teknik ve daha kısa tedavi süresine imkan verir (111).

Towler ultrasonik olarak sertleşmenin mekanizmasını birkaç muhtemel etki ile açıklamaya çalışmıştır.

a) Ultrasonik uyarının poliasit ile cam tozunun daha yakın temasta olmasına yardımcı olması muhtemeldir. Bu suretle komponentler ile likit arasında daha sık ve daha büyük kontak oluşmasına izin verilmektedir (111).

b) Oldukça yüksek ultrasonik enerji dalgası poliasit ve camın dağılmasını hızlandırabilir ve çapraz bağ sürecinin hızlanmasının sonucu olarak, tüm likidin iyonik örneklerinin daha hızlı diffüzyonuna izin verilebilmektedir (111).

c) Rezidüel cam partikülerinin gelişmiş diziliş düzenlenmesi sayesinde, materyalin yüksek hızda vibrasyonu, sağlam kitlenin daha iyi sıkışmasına neden olabilmektedir (111).

Kleverlaan ve arkadaşlarına göre de konvansiyonel cam iyonomer simanların hızlı ya da yönlendirilmiş sertleşmesi ultrasonik uyarı gibi eksternal enerji ilavesi ile başarılabilir (53). Buna göre ultrasonik uyarı materyalin yalnızca ilk sertleşmesini geliştirmemekte, aynı zamanda sertleşmeden sonraki ilk 24 saat içinde materyalin sertliğini de geliştirmektedir. Araştırmaya göre, eksternal olarak uygulanan ultrasonik uyarı, cam iyonomer simanın sadece kimyasal kompozisyonunu modifiye etmemekte, aynı zamanda rezin modifiye cam iyonomer simanlarla birlikte gelen dezavantajların da üstesinden gelebilmektedir (53) (Tablo 4).

Sertleşme şekli	Basma dayanıklılığı (MPa)
Standart sertleşme	155,7
Ultrasonik sertleşme	188,8
70 ⁰ C sıcaklık uygulaması	193,3

Tablo 4 Fuji IX Fast (GC,Japonya) için ultrasonik uyarı ve ısı uygulaması sonrası 24 saatlik basma dayanıklılığı değerleri (MPa) (53)

Ultrasonik uyarı ile birlikte önemli derecede bir sıcaklık artışı görüldüğü için ısının cam iyonomer simanın sertleşmesi üzerine etkisi olabileceği düşünülmüştür. Ayrıca 70⁰C'lik sıcaklık uygulanan grupta basma dayanıklılığının daha yüksek bulunması bu düşüncüyü daha da kuvvetlendirmiştir. Buna göre; sıcaklık artışı ile ultrasonik cihazdan materyale gelen ilave kinetik enerji artan sıcaklık nedeniyle reaksiyonun hızını arttırabileceği, difüzyon ile uçlardaki mekanik hareketin, homojen

reaksiyon kinetiği ile sonuçlanarak, partikül karışımını ve polialkenoik asit zincirlerini geliştireceği düşünölmektedir. Ultrasonik enerji, sıklıkla bir arada durmaya çalışan partiküller üzerinde bir dağıtıcı etki yapabilir. Sonuç olarak total reaktif yüzey artar ve bu da sertleşme süresini iyileştirebilir. Ayrıca uçlardaki mekanik hareket, partikül karışımını geliştirir ve bu da materyalde boşluklarda azalmayla ya da partiküllerin birbirine yakın dizilişi ile sonuçlanabilir. Sıcaklık yüksekse, toz/likit oranı likidin buharlaşması nedeniyle artabilir. Genel olarak bu materyalin yüksek dayanıklılığı ile sonuçlanır (53).

Prensip olarak, sıcaklık ve diffüzyon, reaksiyonun hızını arttırır, fakat cam iyonomer simanın mekanik özelliklerini değiştirmez. Azalan pörözite ya da artan toz/likit oranı cam iyonomer simanların mekanik özelliklerini geliştirir. Çalışmada Fuji IX Fast'in uzun dönem (28 gün) basma dayanıklılığına bakıldığında, mekanik özelliklerinde açık bir gelişmeye rastlanmamıştır. Ayrıca standart sertleşme ile ultrasonik sertleşme örneklerinde yapılan bir SEM çalışması, partikülerin çevresinin sarılması ya da boşlukların yüzdesi ile ilgili görsel değişiklikler göstermemiştir (53).

Sıcaklık cam iyonomer simanların reaksiyon süresi ve sertleşmelerinde çok önemli bir faktördür. Artan termal enerji ile cam iyonomer simanın mekanik özellikleri arasında bir ilişki vardır, çünkü basma dayanıklılığı da aynı eğilimi göstermiştir. Diffüzyon, pörözitede azalma, ya da artmış toz/likit oranı gözlemlenemediğinde ya da ölçülemediğinde, sıcaklığın artan sertleşme reaksiyonunda ana neden olduğu sonucuna varılmaktadır. Bununla beraber, ultrason ile verilen sıcaklık homojen

değildir ve cam iyonomer simanın sadece yüzeyine uygulanabilmektedir (53).

1.4.4.8. Isı Kaynakları

Restorasyonların yapımı sırasında ortaya çıkan ısı artışının zararlı etkileri yıllardır araştırılmaktadır. Zach ve Cohen sağlıklı pulpada sadece 5,5⁰C'lik ısı artışının maymunların dişlerinin %15'inde nekroza neden olduğunu bildirmişlerdir (128). Fakat restorasyon materyalleri ve tekniklerindeki gelişmeler ve bununla birlikte estetik tedavilere artan talep, dişhekimliği teknolojisinde güçlü ışık kaynaklarının üretilmesine yol açmıştır. Ancak araştırmacılar, polimerizasyon sırasında ortaya çıkan aşırı ısı nedeniyle pulpa dokusunun zarar görebileceği konusunda uyarılarda bulunmuşlardır (95). Tıp ve dişhekimliğinde kullanılan pek çok cihaz esas görevlerinin yanı sıra ısı da oluşturmaktadır. Aşağıda bu cihazlar özetlenmektedir.

1.4.4.8.1. Kuartz Tungsten Halojen Lamba

Konvansiyonel ışıkla polimerizasyon sağlayan cihazlar bir elektrik ampulü ile 470 nm dalga boyunda mavi ışık oluşturan bir filtreden oluşmaktadır. Ayrıca elektrik enerjisinin çoğu ısıya dönüşmekte ve birçok gereksiz dalga boyunda ışık da beraberinde oluşmaktadır. Elektrik enerjisinin verimi kullanımla azalmakta ve lambanın belirli aralıklarla değiştirilmesi gerekmektedir (23, 66,110).

Lambaların ışık uygulama yüzeyi üç değişik çapta hazırlanmıştır. 2-3 mm çapında olanlar genellikle vener, inley ve kronların yapıştırılmasında, 6-8 mm'lik standart tipi direkt anterior restorasyonlarda ve 10-13 mm'lik tipi ise daha büyük restorasyonlarda kullanılabilir. Işık yoğunluğunun 280-300 mW/cm² olması araştırmacılar tarafından önerilmektedir (94).

Tarım ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, ısı artışının, ışık verme sürecinin başlangıcından sonuna kadar derece derece artış gösterdiğini, maksimum ısı artışının ışık verme sürecinin sonunda gerçekleştiğini ve uygulamanın bitmesi ile birlikte ısının azalma gösterdiğini ve maksimum ısı artışının çok kısa süreli olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca ışık gücü yüksek cihazlarda ısı artışı yüksek bulunmuştur (109).

Astralis 10 ışık kaynağında kompozit restorasyonlarda daha iyi kenar uyumu sağlamak amacıyla 'pulse' ve Optilux 501 ışık kaynağında polimerizasyon büzülmesi sırasındaki stresleri azaltmak amacıyla farklı seviyelerde ışık gücü veren 'ramp ve ayrıca bleach, boost ve standart sertleştirme siklus programları geliştirilmiştir (109).

Geleneksel halojen ışık cihazlarının yoğunluğu 300 mW/cm² iken, turbo tiplerde 800-1000 mW/cm²'ye çıkartılmıştır (109). Bu sistemdeki 'Bleach programı' 30 sn boyunca 1000 mW/cm² ışık yoğunluğu vermektedir. 'Ramp programı' başlangıçta 100 mW/cm² iken ilk 10 sn içinde 1000 mW/cm²'ye çıkıp, sonraki 10 sn 1000 mW/cm²'de sabit kalmaktadır. 'Boost programında' 10 sn 1000 mW/cm² ışık yoğunluğu uygulanmaktadır (31).

1.4.4.8.2. LED (Light Emitting Diodes)

Araştırmacılar ışık yayan diod anlamına gelen LED cihazlarının alternatif bir ışıkla sertleştirme cihazı olarak kullanılabileceği ihtimali üzerinde durmuşlardır (66). LED cihazları uzun ömürlü, ucuz, düşük voltajla çalışan, yoğun ve spesifik dalga boyunda ışık yayacak şekilde dizayn edilmiş ışık kaynaklarıdır. Vibrasyon ve elektrik çarpmasına karşı direnci yüksektir. Yıllarca kırmızı, yeşil ve sarı LED'ler kullanılmış, daha sonraları mavi LED'ler kullanıma girmiştir. Sertleşmede etkili enerji, 450-500 nm dalga boyu aralığındadır (66). LED cihazları mavi ışığın 450 nm dalga boyunda, 5 mm çapında, 1.2 mW gücünde ve 1000 mcd (milicandelas) parlaklığındadır. Üretilen ışık dar bir ışık dağılımına sahiptir (66) (Resim 1).



Resim 1 LED ışık cihazı

Halojen ve LED ışık kaynaklarının kompozit materyalinin basma kuvvetleri karşısındaki dayanıklılıklarının ve polimerizasyon derinliklerinin karşılaştırıldığı çalışmada, halojen ışık kaynakları ile sertleştirilen kompozitlerin polimerizasyon derinliğinin, LED ışık kaynağından daha fazla olduğu, buna karşın basma kuvvetlerine karşı dayanıklılıklarının her iki ışık kaynağında da önemli farka sahip olmadığı belirtilmiştir (46).

Knezevic ve arkadaşları, halojen lambaların LED'e göre iki kat daha fazla ısı verdiğini göstermişlerdir (54). Mavi LED ışık kaynakları bu nedenle daha avantajlı görülmektedir (94).

1.4.4.8.3. Ultrasonik Cihazlar

Bu cihazlar abrazyonla yüksek frekansta ultrasonik vibrasyon ile kullanılmaktadır. İşlem sırasında yüksek ısı oluşmaktadır. Bu nedenle kullanılan abrazyonlar, ses, vibrasyon, ısı ve basınç oluşumunu en aza indirmektedir Ucu elmasla kaplıdır ve çok keskin ve net bir kesim sağlar. Daha çok mikropreparasyon ve inley hazırlanmasında kullanılmaktadır (5) (Resim 2).



Resim 2 Ultrasonik cihaz

1.4.4.8.4. Kızılötesi Işık Kaynakları

Kızılötesi ışık, elektromanyetik spektrumun görünür ışıkla mikrodalga bölümü arasında yer almaktadır (Infrared Processing and Analysis Center, Caltech/JPL). Kızılötesi ışıklar günümüzde özellikle ısı verme etkisi nedeniyle kullanılmaktadır. İki tür infrared lamba vardır. Biri gazla diğeri elektrikle çalışmaktadır. Yiyeceklerin ısıtılmasında, kas ve kemik hastalıklarının ısı ile tedavisinde tercih edilmektedir. Az miktarda enerji ve düşük maliyetle istenilen ısı kolayca elde edilebilmektedir (General Electric Company at Nela Park, Cleveland, Ohio). Bu kızılötesi lambalardan ısı lambası olarak da bahsedilmektedir. Kızılötesi ışıkla dişhekimliği cerrahisinde kullanılan koagulatörler, aynı zamanda bir ısı kaynağıdır. İstenilen sıcaklık miktarı ayarlanabildiğinden, kullanım kolaylığına sahiptir (6) (Resim 3).



Resim 3 Kızılötesi lamba

1.4.4.8.5. Reflektör Lambası

Diş ünيتينin ışık kaynağıdır. 12 ya da 24 Voltluk 50 ile 100 W'lık halojen ampul ile çalışır. Reflektör görevini gören ışığı yansıtan kısmı 0.5 ila 2 m arası uzaklıklarda ışığı odaklayacak şekilde üzerinde birçok küçük içbükey ayna düzeneği bulunan cam ya da mikadan yapılmış bir yapıdan oluşmuştur. Bu yapı sadece belli dalga boyundaki ışığı yansıtan bir film tabaka ile kaplanmıştır. Halojen ampulün önünde de ısı iletimine engel olacak bir düzenek konur Bu şekilde gölgesiz ve soğuk ışık tabir edilen bir ışık elde edilmiş olur (129).

Reflektör için ünitlerin içinde 100 wattlık bir lambayı çalıştıracak güçte ancak voltajı 12 ya da 24 volta ayarlayacak bir adaptör bulunur. Reflektörlerde ışık şiddeti ya bir düğme ile çevirerek ayarlanır ya da önceden ayarlanmış farklı iki şiddette ışık, düğmelere basılarak seçilir (129).

BÖLÜM II

GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmada test materyali olarak konvansiyonel cam iyonomer siman olan Fuji IX (GC, JAPONYA) ve seramikle güçlendirilmiş konvansiyonel cam iyonomer siman olan Amalomer CR (Advanced Healthcare Ltd, İNGİLTERE) kullanıldı. Isı 110-240 volt aralığında, $80\pm 2^{\circ}\text{C}$ 'de, metal ısıtıcı ile 2 dakika uygulandı. Her iki konvansiyonel cam iyonomer simanın sertleşmesi esnasında uygulanan ısıнын materyallerin mekanik özellikleri üzerine etkisi kontrol ve çalışma gruplarında, basma dayanıklılığı, eğilme dayanıklılığı ve mikrosertlik olmak üzere 3 test ile değerlendirildi. Yüzey değerlendirmesi taramalı elektron mikroskop (SEM) ile yapıldı ve ısıнын cam iyonomer simanda meydana getirdiği sıcaklık artışı ölçüldü. Ayrıca her iki konvansiyonel cam iyonomer simana uygulanan ısıнын radyopasite üzerine etkisi incelendi. İki farklı deney materyali ile oluşturulan 4 deney grubu için hazırlanan örneklere ait bilgiler Tablo 5'de görülmektedir.

Testler	Basma testi	Eğilme testi	M.sertlik testi	SEM a:üst yüzey b.ara yüzey	Radyo pasite	Mikroskop
Örnek boyutları	Ø:4mm h:6mm	25X2X2mm	Ø:5mm h:2mm	a:Ø:10mm h:2mm b:Ø:5mm h:2mm	Ø:15mm h:1mm	Ø:5mm h:2mm
Toplam örnek sayısı	20	20	20	16	12	8

Tablo 5: Deney gruplarına uygulanan farklı testlere ait test örneklerinin boyut ve sayıları

2.1. Deney Materyalleri:

2.1.1. Fuji IX (GC, JAPONYA): Konvansiyonel cam iyonomer siman olup, çalışmada toz/likit formu kullanıldı (Resim 4).

İçerik: Tozunda alüminosilikat cam ve poliakrilik asit, likidinde poliakrilik asit bulunmaktadır.

Hazırlanma Şekli: 1 kaşık toz ve 1 damla likit ile siman hazırlanmaktadır. Toz likit oranı 3.5 w/1.0w şeklindedir. Siman kendi spatülü ve karıştırma kağıdı ile hazırlanmaktadır. Kullanılacak toz iki eşit kısma bölünerek, tozun yarısı ile likidin tümü 10 saniye karıştırılıp, daha sonra kalan toz karışıma katılarak 15-20 saniye karıştırılmaktadır. Materyalin oda sıcaklığında ($23\pm 1^{\circ}\text{C}$), nispi nemde ($\%50\pm 10$), karıştırılma süresi üretici firma tarafından 25-30 saniye, çalışma süresi 2 dakika, ve sertleşme süresi 4 dakika 15 saniye olarak belirtilmektedir (Tablo 6).

2.1.2. Fuji Vernik (GC, JAPONYA): Cam iyonomer simanın yerleştirilmesinden itibaren ilk 24 saat tükürükten izole edilmesini sağlamaktadır (Resim 5).

İçerik: %10 vinil asetat, %90 etil asetat içermektedir.

Kullanım şekli: Konvansiyonel cam iyonomer siman yerleştirdikten sonra pamuk pelet veya fırça ile sürülerek uygulanır. Hava spreyi ile hafifçe kurulanıp, 2-3 dakika nemden korunmalıdır.

2.1.3. Amalomer CR (AHL, İNGİLTERE):

Seramikle güçlendirilmiş konvansiyonel cam iyonomer simandır. Toz

likit formunda bulunmaktadır (Resim 6).

İçerik: Tozunda cam, poliakrilik asit tozu, tartarik asit, zirkonyum oksit ve renk verici maddeler bulunmaktadır. Likidinde poliakrilik asit ve deiyonize su bulunmaktadır.

Hazırlanma Şekli: 2 kaşık toz ile 1 damla likit kullanılarak karışım hazırlanmaktadır. Toz/likit oranı 0,80 w/0,10 w şeklindedir. Simanın tozu şişeden alınırken şişenin yan yüzeyine doğru baskı uygulanmamalı, kaşık üzerindeki fazlalık yine tozun üzerine baskı yapılmadan keskin bir spatül ile alınmalıdır. Likit şişesi vertikal olarak ters çevrilerek damlatılmalı ve karıştırmada cam bir blok ile paslanmaz çelik spatül kullanılmalıdır. Tozun yarısı likit ile 5-10 sn mümkün olduğunca çabuk karıştırılmalı, daha sonra geri kalan toz ilave edilmelidir. Toz küçük miktarlar halinde ilave edilmemelidir. Simanın toz ve likidinin oda sıcaklığında ($23\pm 1^{\circ}\text{C}$), nispi nemde ($\%50\pm 10$) karıştırma süresi 30 sn, çalışma süresi 1 dakika 30 saniye, sertleşme süresi karıştırma süresinin bitmesinden itibaren 3 dakika 30 saniyedir (Tablo 6). Amalgomerin kitinde toz, likit, asit ve bir adet vernik bulunmaktadır. Tükürük izolasyonu amacıyla kullanılan vernik ışık ile sertleşmektedir. Verniğin sertleşmesinde ışığın sıcaklık artışına neden olabileceği ve bunun çalışma standartlarını bozabileceği düşünülerek, amalgomerin izolasyonu amacıyla kendi verniği yerine, Fuji vernik kullanıldı.



Resim 4 Fuji IX



Resim 5 Fuji vernik



Resim 6 Amalgomer CR

Materyaller	Fuji IX	Amalgomer CR
Materyallerin özellikleri	toz-likit	toz-likit
Toz/likit oranı (w/w)	3,5/1,0	0,80/0,10
Karıştırma süresi (sn)	25-30"	30 "
Çalışma süresi (dak, sn)	2'00"	1'20"
Net sertleşme süresi (dak,sn)	4'15"	3'30"

Tablo 6: Deney materyallerinin üretici firma tarafından bildirilen toz/likit oranı, karıştırma süresi, çalışma süresi ve net sertleşme süreleri

2.2. Isı Uygulaması

2.2.1. Sıcaklık Ölçüm Cihazı (Thermometer HD 8605 Delta OHM, İTALYA)

Sıcaklık ölçümü için kullanılan cihaz -199.9 ile $+850^{\circ}\text{C}$ arasında ölçüm yapabilmektedir. Cihaz ölçüm yapılacak yüzeye temas halinde ve 9 voltluk pil ile çalışmaktadır. Farklı tipte uçları bulunan cihazın çalışmamızda kullanılan ucu B tipidir. Ucun boyutları 4X230 mm, ölçüm aralığı -60 ile $+400^{\circ}\text{C}$ 'dir (Resim 7).



Resim 7 Sıcaklık ölçüm cihazı
Thermometer HD 8605, Delta OHM, İTALYA

2.2.2. Isı Kaynağının Belirlenmesi

Bu çalışmada, uygulanacak ısı miktarının cam iyonomer simanın mekanik özelliklerini arttırırken, pulpaya ve çevre dokulara zarar vermeyecek bir değerde olmasına dikkat edildi. Bu nedenle dişhekimliğinde kullanılan ışık kaynaklarının verdiği sıcaklık miktarları, ısı kaynağının belirlenmesi amacıyla ölçüldü (Tablo 7).

Cihazlar	Üretici firma
Bluephase C5	Vivadent, LIECHTENSTEIN
Optilux 501 (Standard)	Kerr, ABD
Optilux 501 (Boost)	Kerr, ABD
Optilux 501 (Ramp)	Kerr, ABD
Optilux 501 (Bleach)	Kerr, ABD
CV-80	Jovident, ALMANYA
LED	Gnatus, BREZİLYA
Monitex soft-up M-835	Industrial Co Ltd, TAYVAN
Monitex high power M-835	Industrial Co Ltd, TAYVAN
Astralis 3	Vivadent, LIECHTENSTEIN
Elipar LED	3M ESPE, ABD
Reflektör lambası	M74, MACARİSTAN
Kızılötesi lamba	R95, Philips, HOLLANDA

Tablo 7: Kullanımları sırasında sıcaklık oluşturan ışık kaynakları

Bu amaçla her marka cihazdan iki adet temin edilerek, her cihaz için iki ölçüm yapıldı. Ölçümler cihazların aktif uçlarından 5 mm uzaklıkta, 1, 2, ve 3. dakika sonunda, sıcaklık ölçüm cihazı (Thermometer HD 8605) ile gerçekleştirildi. Farklı programlarda çalışma özellikleri olan cihazların her programı için ayrı ölçüm yapıldı. Elde edilen 4 değerın ortalama ve standart sapması hesaplandı. Elde edilen değerler Tablo 8'de görülmektedir.

Cihazlar (üretici firma)	1.dakika °C ± SS	2.dakika °C ± SS	3.dakika °C ± SS
BluephaseC5 (Vivadent,LIECHTENS)	27,0±0,6	27,8±0,6	28,50±0,4
Optilux 501 (Standard) (Kerr,ABD)	30,0± 4,6	31,8±4,6	32,4±4,6
Optilux 501 (Boost) (Kerr,ABD)	29,9±4,6	30,6±5,3	31,4±5,7
Optilux 501 (Ramp) (Kerr,ABD)	28,0±1,7	28,5±2,1	28,8±2,1
Optilux 501 (Bleach) (Kerr,ABD)	25,9± 5,1	26,8±6,4	27,2±6,7
CV-80 (Jovident, ALMANYA)	28,7±3,5	28,6±3,1	28,4±2,5
LED (Gnatus, BREZİLYA)	26,3±0,1	26,5±0,1	26,6±0,1
Monitex soft-up M-835 (Ind. Co Ltd, TAYVAN)	32,2±0,0	34,1±1,2	35,2±1,1
MonitexhighpowerM835 (Ind. Co Ltd, TAYVAN)	32,4±3,3	34,9±2,7	36,5±2,2
Astralis 3 (Vivadent, LIECHTENST)	28,0±2,3	28,4±3,2	29,0±2,4
Elipar LED (3M ESPE, ABD)	25,3±0,2	25,9±0,3	26,0±0,2
Reflektör lambası (M74,MACARİSTAN)	44,7 ±2,4	47,4±3,1	51,6±2,7
Kızılötesi lamba (R95, Philips, HOLLANDA)	37,0±1,6	61,2±2,1	75,0±1,9

Tablo 8: Kullanımları sırasında sıcaklık oluşturan ışık kaynaklarının 1,2,3. dakika sonunda verdikleri sıcaklık miktarları (S.S: Standart sapma)

Bu değerlerin çalışmada hedeflenen değerden dūřuk olması nedeni ile alışmamızda 230 Volt, 50 Watt, 50 Hz gūcūndeki, lehimleme amacıyla kullanılan ısı uygulama cihazı kullanıldı. Cihaz (Lōtstation MLS-48, McVoice, VERZEUGE, ALMANYA), 450⁰C'ye ulaşabilen bir sıcaklık oluşturabilmektedir. Őzerinde yer alan kontrol dūęmesi ile istenilen sıcaklık ayarlanabilmektedir. Őehir şebekesinden kaynaklanan voltaj değişimi nedeniyle oluşabilecek ısı değişimine karşı regūlatōr bağlanarak ısı ayarlandı ve çalışmamızda uyguladığımız sıcaklık değeri olan 80±2⁰C'de sabit tutuldu. Cihazın u kısmı kalem şeklinde olup, kūuk ve dar yūzeylerde kullanılmaya uygundur. Kalem şeklindeki kısmın ucu 1 mm, geniş olan Őst kısmı 1 cm çapındadır. İnce olan u kısmının uzunluğu 2.5 cm, kalın olan Őst kısmının uzunluğu 7 cm olup, sıcaklık veren ucun toplam uzunluğu 9,5 cm'dir. Cihaz 9,5 cm'lik metal ucun tūm yūzeyi boyunca sıcaklığı aynı derecede iletmektedir. Bōylece geniş yūzeylerde tek seferde uygulama yapılabilir (Resim 8).



Resim 8 Lōtstation MLS-48 ısı uygulama cihazı
(McVoice, Verzeuge, ALMANYA)

2.2.3. Sıcaklık Miktarı ve Uygulama Süresinin Belirlenmesi

Konvansiyonel cam iyonmer simanın ısı uygulanarak mekanik özelliklerinin artırılmasına yönelik yapılan çalışmalar (53, 111, 123) 60°C ile 80°C arasında değişen aralıkta 1 ile 5 dakika boyunca sıcaklık uygulamasının cam iyonmer simanın mekanik dayanıklılığını arttırdığını ortaya koymuştur. Sıcaklık uygulama süresinin artışı mikrosertliği olumlu etkilemektedir. Bu düşünceden yola çıkarak literatürden saptanan 60°C ve 80°C'nin 1 dakika uygulanması sonucu elde edilen mikrosertlik değerlerine ek olarak 65°C, 75°C'nin 1 dakika ve 80°C'nin 2 dakika uygulanması sonrası mikrosertlik değerleri bir ön çalışma ile değerlendirildi. Bu ön çalışmada, deney materyallerinden biri olan Fuji IX konvansiyonel cam iyonmer siman ile mikrosertlik testi yapıldı. Bu amaçla, Fuji IX konvansiyonel cam iyonmer simandan 5 mm çapında ve 2 mm kalınlığında örnekler hazırlandı (123). 65⁰±2⁰C ve 75±2⁰C 'lik sıcaklık 1 dakika süre ile ve 80±2⁰C 'lik sıcaklık 2 dakika süre ile uygulandı ve örnekler 24 saat, 37⁰C'lik etüvde bekletildi. Bu sürenin sonunda, örneklerin mikrosertlik değerleri ölçüldü. Mikrosertlik ölçümleri her örneğin ısı uygulanan yüzeyinden 5 ayrı noktadan yapıldı. Ön çalışmadaki test sonuçları literatürden elde edilen verilerle birlikte Tablo 9'da verilmiştir.

Deney materyali	Kontrol grubu	60°C 1dak.	65°C 1 dak.	75°C 1 dak.	80°C 1dak.	80°C 2dak.
FujiIX (GC,Japonya)	69,5±11,7	X	67,9±16,9	76,7±12,9	X	81,7±11,9
Chemfil II (Dentsply,İng)	24,1±5,0 (123)	X	X	X	50,0±5,5 (123)	X
Chemfil II (Dentsply,İng)	62,4±9,1 (123)	71,8±10,6 (123)	X	X	X	X

Tablo 9 Farklı ısı uygulamalarının konvansiyonel cam iyonomer simanların mikrosertliği üzerindeki etkileri (Vickers mikrosertlik değerleri)

Ön test sonuçları değerlendirilerek, konvansiyonel cam iyonomer siman üzerinde optimum etkinliği sağlamak amacıyla ağız ortamında da rahatlıkla kullanılabilen şekilde, 80±2⁰C'lik sıcaklığın 2 dakika süresince uygulamanın uygun olacağı sonucuna varıldı.

2.2.4. Farklı Kalınlıklardaki Cam İyonomer Simanlardan İletilen Sıcaklık Miktarının Ölçümü

Çalışmamızda test edilen cam iyonomer simanların içinde ısının iletiminin değerlendirilebilmesi için bir deney uygulandı. Bunun için 2 farklı cam iyonomer simandan kalınlıkları 2±0,1 mm, 4±0,1 mm ve 6±0,1 mm, çapı 5±0,1 mm olan 3'er adet örnek hazırlanarak 80⁰C sıcaklık, 2 dakika süre ile uygulandı. Örneklerin alt yüzeyine yerleştirilen sıcaklık ölçüm cihazı Thermometer HD 8605 ile farklı kalınlıklardan iletilen sıcaklık miktarı ölçüldü.

2.2.5. Farklı Materyallerden Sıcaklık Geçişinin Değerlendirilmesi

Isı yayılımının cam iyonomer dolgu içinde ve ağızda varolabilecek diğer restoratif materyaller içinde yayılımının değerlendirilmesi amacı ile çeşitli dolgu maddeleri (Tablo 10) ve süt dişi dentin disklerinin ısı geçirgenliği ölçüldü.

Dolgu Materyalleri	Üretici Firma
Kompomer	Compoglass, Ivoclar
Kompozit	Filltek, 3M ESPE, ALMANYA
Amalgam	Caveks, HOLLANDA
Cam iyonomer siman	Fuji IX, GC, JAPONYA
Cam iyonomer siman	Amalgomer, AHL, İNGİLTERE

Tablo 10: Isı uygulanan dolgu materyalleri

Bu amaçla her restoratif materyalden 10 ± 1 mm çap ve $2,0\pm 0,1$ mm kalınlıkta, disk şeklinde, 3'er adet örnek hazırlandı. Yeni çekilmiş 3 çürüksüz süt azı dişi kronundan, horizontal kesit alınarak 2 mm kalınlıkta 3 adet süt dişi dentin diski elde edildi. Hazırlanan örnekler sertleşme süresinin hemen ardından ($23\pm 1^{\circ}\text{C}$) oda sıcaklığında, ($\%50\pm 10$) nispi nemde, $80\pm 2^{\circ}\text{C}$ 'lik sıcaklık, 2 dakika süresince uygulanıp, örneklerin alt yüzeyine yerleştirilen Thermometer HD 8605 ile sıcaklık miktarı ölçüldü.

2.3. Örnek Hazırlama Standartları

Her bir örnek için cam iyonomer simanlar oda sıcaklığında ($23\pm 1^{\circ}\text{C}$), ($\%50\pm 10$) nispi nemde, üreticinin önerdiği şekilde birer birer hazırlandı. Örneklerin hazırlanmasında kullanılacak olan spatül, metal kalıp, plaka oda

sıcaklığında ($23\pm 1^{\circ}\text{C}$) tutuldu (45). Karıştırılmanın bitmesinden sonra 60 saniye içinde, hazırlanan cam iyonomer siman firmanın önerdiği spatül ile kalıba taşıyarak yerleştirildi. Üzerine asetat kağıt konulmuş metal plakalar arasına yerleştirilen içi cam iyonomer siman dolu kalıp vidalı mengeneyle sıkıştırıldı ve böylece simanda düzgün bir yüzey elde edilmesi sağlandı. Radyopasite değerlendirmesi dışındaki testlerde, karıştırma işleminin bitmesinden itibaren 120 saniye içinde örnekler $37\pm 1^{\circ}\text{C}$ sıcaklıkta, en az %30 nispi neme sahip etüve kondu (45). Radyopasite testi için ise örnekler en az %90 nispi neme sahip etüve yerleştirildi (45).

Sertleşme süresi bitiminde etüvden alınan kontrol grubu örnekleri, kalıplardan çıkartıldı ve Fuji vernik sürüldü. Her ısı uygulamasından önce sıcaklık miktarını ölçen Thermometer HD 8605 adlı cihaz ile metal ısıtıcı kalibre edildi. Etüvden alınan deney grubu örneklerine, sertleşme süresinin hemen ardından metal ısıtıcı ile 2 dakika süre ile ısı uygulandı, üzerine Fuji vernik sürüldü ve asetat yaprakla tekrar kapatıldı. Radyopasite değerlendirmesindeki örnekler dışında hazırlanan örnekler, karıştırma işleminin bitmesinden itibaren 1 saat süre ile kalıp içinde, plakalar arasında etüvde tutulup, daha sonra etüvden alındı ve plakalar kaldırılarak, kalıptan çıkartıldı. Radyopasite testinde ise örnekler kalıptan 30 dakika sonra çıkartıldı (45). Örneklerde hava kabarcığı varlığı ve yüzey düzgünlüğü kontrol edildi. Tüm örneklerin boyutları kumpas yardımı ile iki ölçüm yapılarak kontrol edildi. Üzerinde herhangi bir defekt bulunan örnekler çalışma dışı bırakıldı. Bunu takiben yüzey düzgünlüğünün sağlanması için ıslak 400 numaralı silikon karbit kağıt kullanıldı. Radyopasite testinde ise bu

işlem 1200 numaralı silikon karbit kağıt kullanılarak yapıldı (45). Örnekler distile suda $37\pm 1^{\circ}\text{C}$ 'de $23\pm 0,5$ saat bekletildi.

2.4. Cam İyonomer Simanın Mekanik Özelliklerinin Belirlenmesine Yönelik Testler

Cam iyonomer simanların mekanik dayanıklılık testleri Ege Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümünde gerçekleştirildi.

2.4.1. Basma Dayanıklılığı Testi

Basma dayanıklılık testi için Fuji IX ve Amalgomer CR ile ısı uygulanan ve uygulanmayan grupta 5'er adet olmak üzere toplam 20 adet $6\pm 0,1$ mm yükseklik ve $4\pm 0,1$ mm çapında silindir şeklinde örnekler hazırlandı (45) (Resim 9-10-11). Basma dayanıklılığı testi için bilgisayara bağlı Üniuersal test cihazından (SHIMADZU AG-IS 100kN AUTOGRAPH, JAPONYA) yararlanıldı. Karıştırma işleminin bitmesinden 24 saat sonra basma dayanıklılığı testi yapıldı (45). Örnekler, alt ve üst yüzeylerine nemli bir filtre kağıdı konularak cihaza yerleştirildi. Her test için yeni bir nemli kağıt kullanıldı. Silindir şeklindeki örneklere 50 ± 16 N/dakika yükleme oranında, örneğin uzun aksına paralel kuvvet uygulanarak, kırıldığı andaki maksimum kuvvet bilgisayar tarafından kaydedildi ve materyallerin basma dayanıklılığı aşağıdaki denklem kullanılarak hesaplandı.



Resim 9 Basma dayanıklılığı testi için hazırlanmış vidalı mengene

$$C=4p/\pi d^2$$

p: newton olarak uygulanan maksimum kuvvet

d: milimetre olarak örneğin ölçülen çapı

Değerler Newton olarak elde edildi ve Megapaskala çevrildi (45).

Bilgisayar kayıtları Trapezium programı kullanılarak yapıldı.



Resim 10 Basma dayanıklılığı testi için kullanılan $4\pm 0,1$ mm çap ve $6\pm 0,1$ mm kalınlıkta örnek kalıpları ve mengene



Resim 11 Basma dayanıklılığı testi yapılan Autograph cihazı

2.4.2. Eğilme Dayanıklılığı Testi

Eğilme dayanıklılığı testinde dikdörtgenler prizması şeklindeki örneklerde hata payının daha düşük olduğu belirtilmiştir (60,90). Bu nedenle dikdörtgenler prizması şeklinde, boyutları 25X2X2 mm olan, her grup için 5'er adet, toplam 20 adet örnek, paslanmaz çelik kalıplarda hazırlandı (Resim 12). Örneklere 3-nokta eğme testi üniversal test cihazına eğilme dayanıklılığı ölçümünde kullanılan aparat takılarak gerçekleştirildi (Resim13). Destekler arası mesafe 20 mm olacak şekilde, örneklere dakikada 10 Newton yük uygulandı (90). Dayanabildikleri maksimum kuvvetler ölçüldü ve kırılmanın gerçekleştiği anda uygulanan kuvvet Newton olarak elde edilip, Megapaskala çevrilerek kaydedildi. Bilgisayar kayıtları Trapezium bilgisayar programı kullanılarak yapıldı. Eğilme dayanıklılığı aşağıdaki denklem kullanılarak hesaplandı.

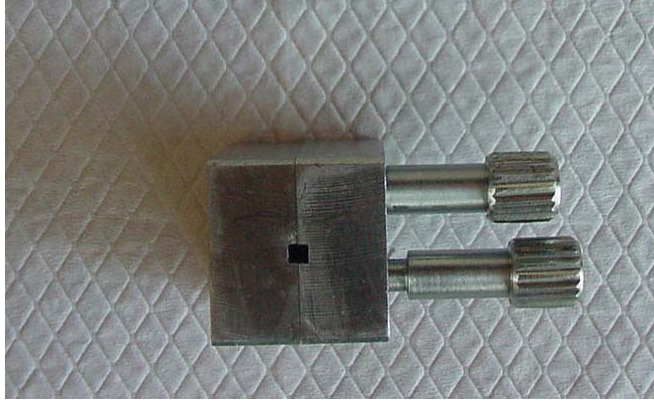
$$\text{Eğilme dayanıklılığı} : 3PI / 2 bd^2$$

l: iki destek arası uzaklık

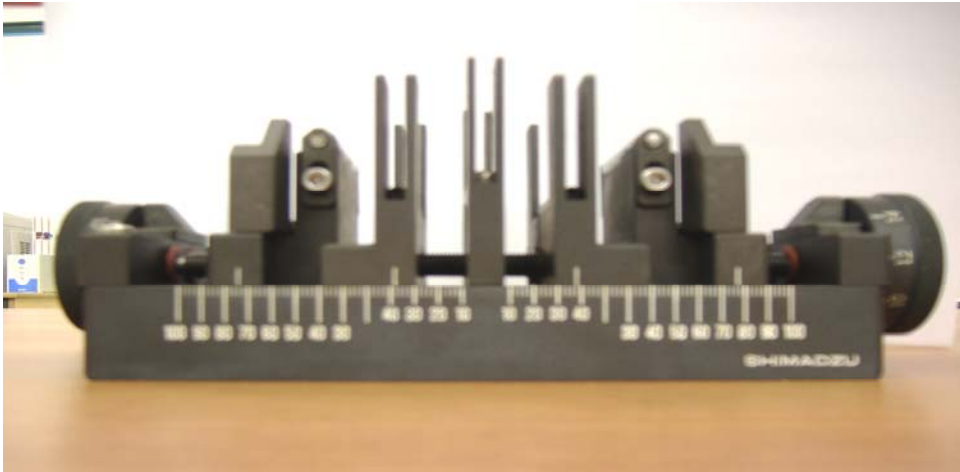
P:Uygulanan yük

b:örneğin genişliği

d:örneğin derinliği



Resim 12 Eğilme dayanıklılığı testi için hazırlanmış 25X2X2 mm boyutlarındaki örnek kalıpları



Resim 13 Üniversal test cihazının 3 nokta eğme testi yapılan parçası

2.4.3. Mikrosertlik Testi

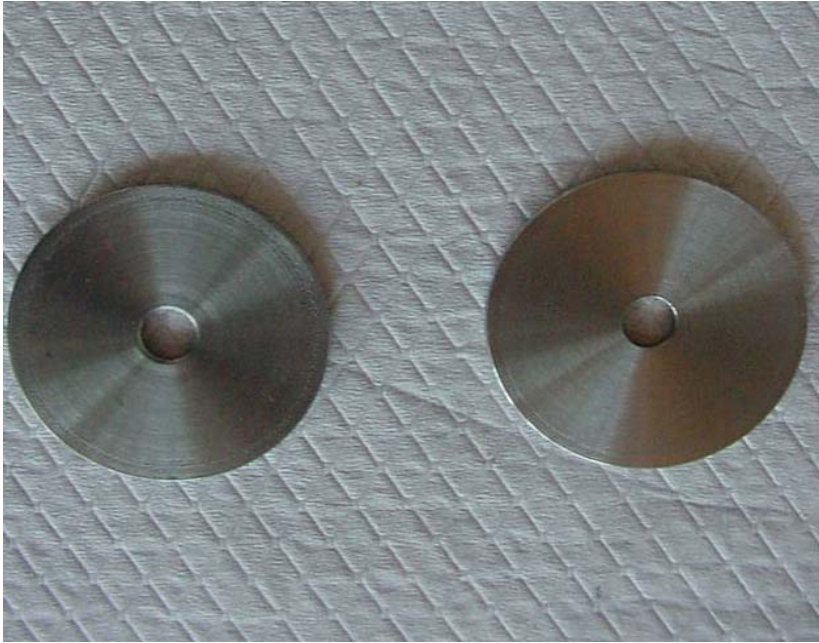
Vickers mikrosertlik testi, sertliği ölçülen malzemedeki meydana gelen çökme miktarına dayanmaktadır. Çökme oluşturabilmek için piramit tabanlı bir elmas kullanılmaktadır. Piramidin yüzeyleri arasındaki açı 136° 'dir. Elmas ucun yarattığı çökme alanının diagonal boyları ölçülerek ortalaması alınır. Uygulanan yük çökme alanına bölünerek Vickers sertlik değeri hesaplanır (23).

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

P: uygulanan kuvvet (kg)

D: ortalama derinlik (mm)

Mikrosertlik testi için, 5 mm çapında ve 2 mm kalınlığında paslanmaz çelikten yapılan kalıplarda örnekler hazırlandı (123) (Resim 14). Her materyal için 5 adet örnek hazırlandı. Test için Vickers mikrosertlik cihazı (HNV-2 SHIMADZU Kyoto, JAPONYA) kullanıldı (Resim 15-16). Ölçümler oda sıcaklığında ($23\pm 1^{\circ}\text{C}$), $\%50\pm 10$ nispi nemde yapıldı. Elmas uça, 300 gram kuvvet, her örneğin ısı uygulanan yüzeyinin 5 farklı bölgesine 10 saniye süresince uygulandı (50). Ölçülen değerlerin ortalaması alınarak her gruba ait VHN değeri (Vickers Hardness Number) hesaplandı.



Resim 14 Mikrosertlik testinde kullanılan 5 mm çap ve 2 mm kalınlıktaki örnek kalıpları



Resim 15 Mikrosertlik ölçüm cihazı
(HMV-2 SHIMADZU Kyoto,JAPONYA)



Resim 16 Mikrosertlik ölçüm cihazı
(HMV-2 SHIMADZU Kyoto,JAPONYA)

2.5.Yüzey İncelemesi

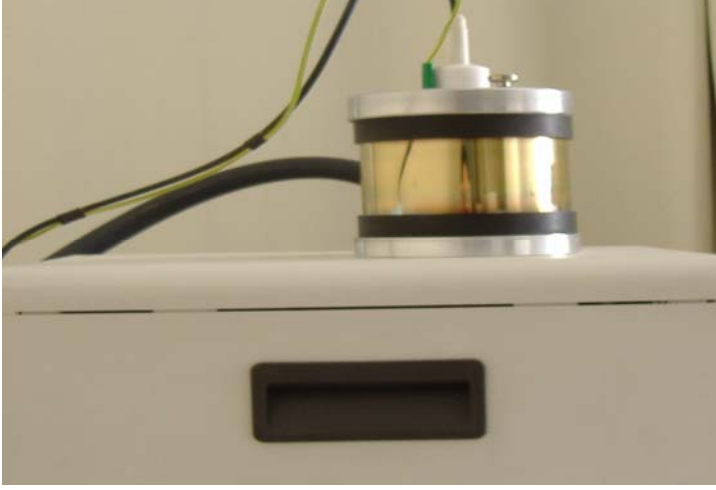
2.5.1. Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) İncelemesi

Taramalı Elektron Mikroskop incelemesi için 10 ± 1 mm çap ve $2,0\pm 0,1$ mm kalınlıkta, disk şeklinde, kontrol ve deney gruplarına ait 2'şer adet örnek hazırlandı (Resim 17). 24 saat, fosforpentoksit içeren desikatörde bekletilen örnekler, 200 Angstrom altınla kaplandı. Yüzeyi daha iyi tanımlayabilmek için örneklere 20^0 açıyla bakıldı. SEM'de (JEOL-JSM-5200 Tokyo, JAPONYA) fotomikrograf x200 ve x1000 büyötmeye alınarak yüzey değeriendirilmesi yapıldı (Resim 18-19).

Taramalı elektron mikroskopta yüzey incelemesinin yanı sıra, materyalin partikül şekil ve boyutlarını değeriendirmek amacı ile örneklerin iç yapısı kırılarak incelendi. Bu amaçla, 4 mm çapında, 6 mm yüksekliğinde silindir şeklinde örnekler hazırlandı. Deney grubunda ısı uygulanan yüzeyin aksi yüzeyinden olmak şartıyla, 24 saatlik sertleşme süresinin ardından, uzun aksa paralel olarak, 3 mm derinliğe kadar alev uçlu elmas frezle oluk açıldı. Bu işlemi takiben maket bıçağı açılan oluğa yerleştirildi ve üstten kuvvet uygulanarak örneğin ikiye ayrılması sağlandı. Kırık parçalar, 3 mm derinliğe kadar altınla kaplanarak, taramalı elektron mikroskopta (SEM) fotomikrograf x350 ve x1500 büyötmeye alınarak yüzey değeriendirilmesi yapıldı.



Resim17 10 ± 1 mm ϕ ap ve $2\pm 0,1$ mm kalınlıktaki SEM incelemesi kalıpları



Resim 18 Taramalı elektron mikroskopun örnekleri altınla kaplayan parçası



Resim 19 Çalışmamızda kullanılan JEOL-JSM-5200 (Tokyo, JAPONYA) Taramalı Elektron Mikroskobu

2.5.2. Yansıtımlı Işıık Mikroskobu ile Yüzey İncelemesi

Mikroskop incelemesi için 5 ± 1 mm çap ve $2,0\pm 0,1$ mm kalınlıkta, disk şekilde, 2'şer adet örnek hazırlandı. Örneklerin yüzey incelemesi 24 saat sonra, yansıtımlı ışık mikroskobu (Nicon, JAPONYA) ile x50 büyütmede yapıldı. Yüzey incelemesi 9 Eylül Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Jeoloji Mühendisliği Bölümünde gerçekleştirildi.

2.6.Radyopasitenin Değerlendirilmesi

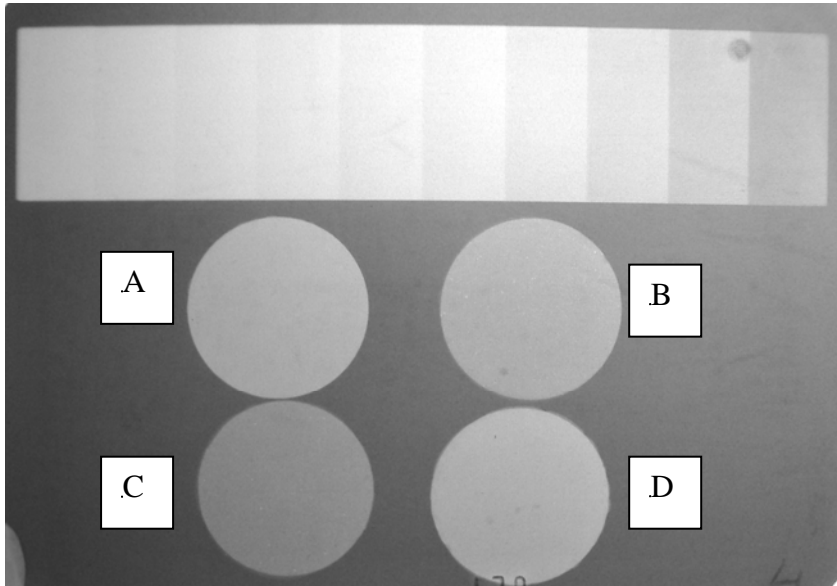
Çalışmada yer alan cam iyonmer simanların radyopasitelerinin belirlenmesi amacıyla 15 ± 1 mm çapında ve $1,0\pm 0,1$ mm kalınlığında, disk şeklinde 3'er örnek hazırlandı (45)(Resim 20). Örnekler $37\pm 1^{\circ}\text{C}$, en az %90 nispi neme sahip olan etüv içinde 30 dakika sertleşmeye bırakıldı (45). Daha sonra örnekler kalıptan çıkarıldı ve boyutları kontrol edildi 1.0 ± 0.1 mm'den daha fazla hata payı olan çalışma dışı bırakıldı. Yüzey düzgünlüğünün sağlanması için ıslak 1200 numaralı silikon karbid kağıt zımpara kullanıldı. Daha sonra distile suda $23\pm 1^{\circ}\text{C}$ 'de saklandı. Deney grubundaki örneklere başlangıç sertleşme süresinin hemen ardından 2 dakika süre ile ısı uygulandı. Radyopasite testi 24 saat sonra, etüvden çıkarılmasından itibaren 30 dakika içinde yapıldı.(45)

Radyopasite derecesinin kıyaslanabilmesi amacıyla kalınlığı 0,5 mm'den 5,0 mm'ye kadar artan, 10 basamaklı saf alüminyum step-wedge kullanıldı. On basamaklı alüminyum step-wedge okluzal filmin (Kodak ultra-speed D) üst kısmına yerleştirildi. 70 kV, 8 mA'lik röntgen cihazı (CCX Digital,Tropy) ile 40 cm uzaklıktan, dik açıyla, ışınlanma süresi 0,3 saniye olacak şekilde radyografi alındı. Bu işlem 3 kez tekrarlandı. Elde edilen

radıyografiler taze banyo solüsyonları kullanılarak otomatik banyo makinesinde (Velopex Intra-Xe, Medivance Instruments Limited, England) banyo edildi (Resim 21). Optik densite oranı 0,5 ile 2,5 arasında değişen fotoğrafik densitometre (Macbeth TD 932 Kollmorgen Inst Corp, Newburgh, New York, USA) ile radyopasite değerlendirildi. Siman örneklerin ve alüminyum skalanın ortalama grilik dereceleri karşılaştırıldı.



Resim 20 Radyopasite testi için hazırlanmış 15±1mm çap ve 1±0,1mm kalınlıktaki örnek kalıpları



Resim 21 Örneklerin ve Alüminyum step-wedge'in radyografik görüntüsü

A:Fuji IX kontrol

C:Amalgomer ısı

B:Amalgomer kontrol

D:Fuji IX ısı

2.7. İstatistiksel Analizler

İstatistiksel analiz için veriler Excel programına kaydedildi. Basma dayanıklılığı, radyopasite ve yüzey sertliği bulguları varyans analizi (İki yönlü ANOVA) ile eğilme dayanıklılığı testi, önce varyans analizi (İki yönlü ANOVA), daha sonra bağımsız 2 grup t-testi ile değerlendirildi. P değeri 0,05 olarak alındı.

BÖLÜM III

BULGULAR

3.1. Mekanik Özellikler

3.1.1. Basma Dayanıklılığı Testi

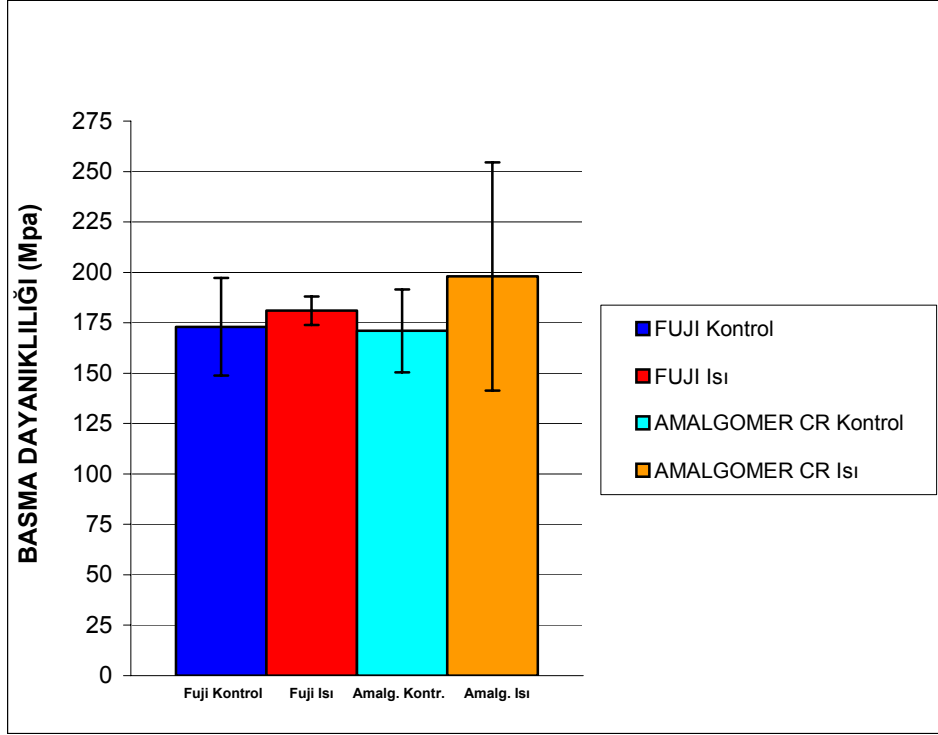
Yapılan çalışmada ısı uygulanmayan kontrol grubu ve ısı uygulanan çalışma grupları arasında Fuji IX ve Amalgomer CR için bulunan basma dayanıklılığı değerleri Tablo 11'de verilmektedir.

Dolgu materyali	Basma dayanıklılığı (MPa)	
	Kontrol Grubu	Çalışma grubu
Fuji IX	173,6±24,2	181,2±7,1
AmalgomerCR	171,2±20,6	198,2±56,6

Tablo 11: Cam iyonomer simanların basma dayanıklılığı değerleri

Kontrol gruplarında, her iki dolgu materyali arasında basma dayanıklılığı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0.05$) (iki yönlü ANOVA).

Konvansiyonel cam iyonomer simanlar Fuji IX ve Amalgomer CR $80\pm 2^{\circ}\text{C}$ sıcaklık uygulaması ile basma dayanıklılığında bir artış gözlemlendi, fakat bu artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0.05$) (iki yönlü ANOVA) (Şekil 4).



Şekil 4 Fuji IX ve Amalgomer CR için basma dayanıklılığı değerleri

3.1.2. Eğilme Dayanıklılığı Testi

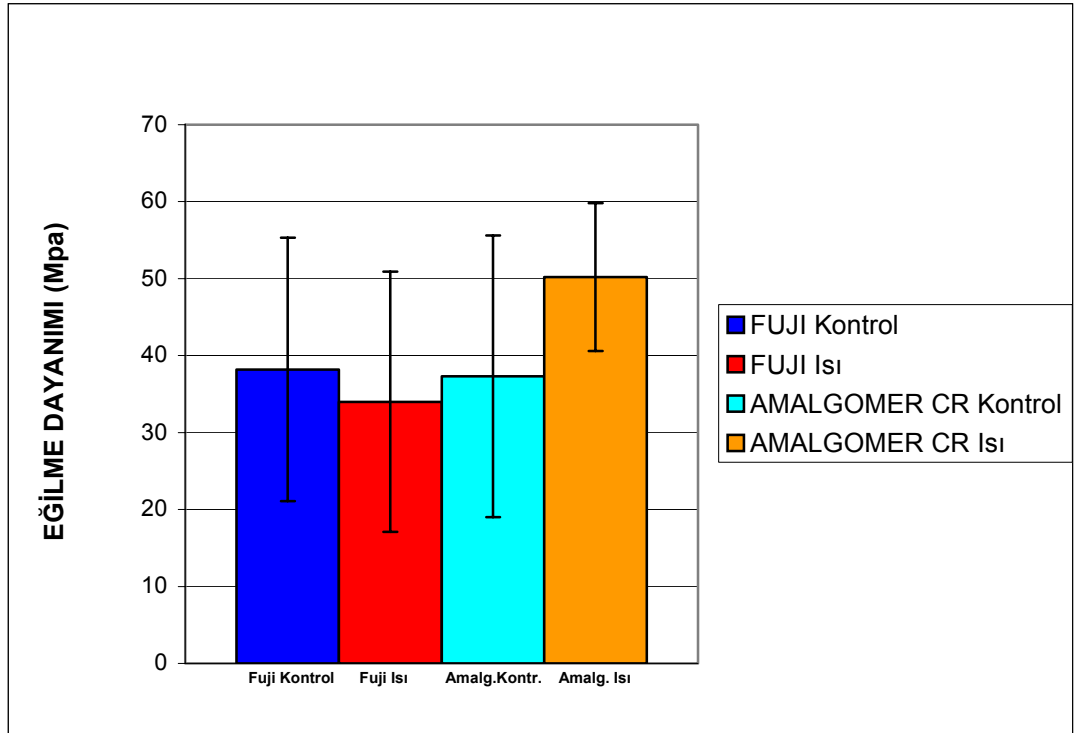
Yapılan çalışmada ısı uygulanan ve uygulanmayan Fuji IX ve Amalgomer CR için eğilme dayanıklılığı değerleri Tablo 12'de verilmektedir.

Dolgu materyali	Eğilme dayanıklılığı (MPa)	
	Kontrol grubu	Çalışma grubu
Fuji IX	38,2±17,1	34,0±16,9
Amalgomer CR	37,3±18,3	50,2±9,6

Tablo 12: Cam iyonomer simanların eğilme dayanıklılığı değerleri

Yapılan istatistiksel analizde (İki yönlü ANOVA) Fuji IX ve Amalgomer CR için eğilme dayanıklılığı değerleri farklı şekilde sonuçlandı ve dolgu materyalleri ile ısı arasında etkileşim ortaya çıktı (Şekil 5). Bu nedenle varyans analizi yerine, bağımsız 2 grup t-testi yapılmasına karar verildi. Buna göre, kontrol gruplarında, her iki materyalin eğilme dayanıklılığı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0.05$). Fuji IX'a ısı uygulandığında eğilme dayanıklılığı istatistiksel olarak anlamlı bir değişme göstermedi ($p>0.05$)(Bağımsız 2 grup t-testi).

Amalgomer CR'a ısı uygulandığında eğilme dayanıklılığı arttı ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark gösterdi. Isı uygulanması sonrası Amalgomer CR, Fuji IX'a göre daha fazla eğilme dayanıklılığı göstermiştir ($p=0,024$).



Şekil 5 Fuji IX ve Amalgomer CR için eğilme dayanıklılığı değerleri

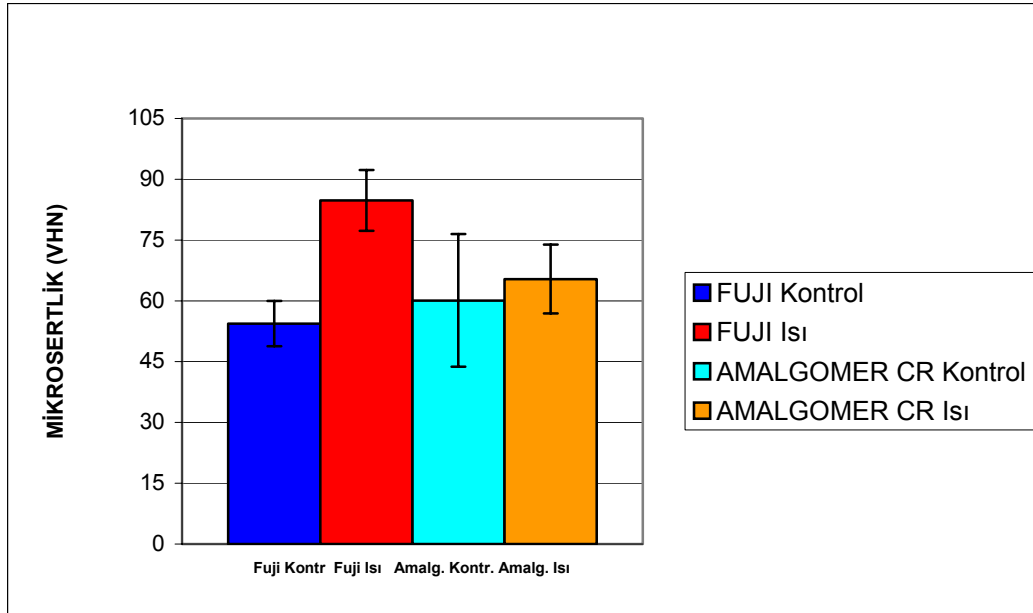
3.1.3. Mikrosertlik Testi

Yapılan çalışmada ısı uygulanan ve uygulanmayan Fuji IX ve Amalgomer CR için mikrosertlik değerleri Tablo 13'de verilmektedir.

Dolgu materyali	Mikrosertlik Değerleri (VHN)	
	Kontrol Grubu	Çalışma grubu
Fuji IX	54,4±5,6	84,8±7,5
AmalgomerCR	60,1±16,4	65,4±8,5

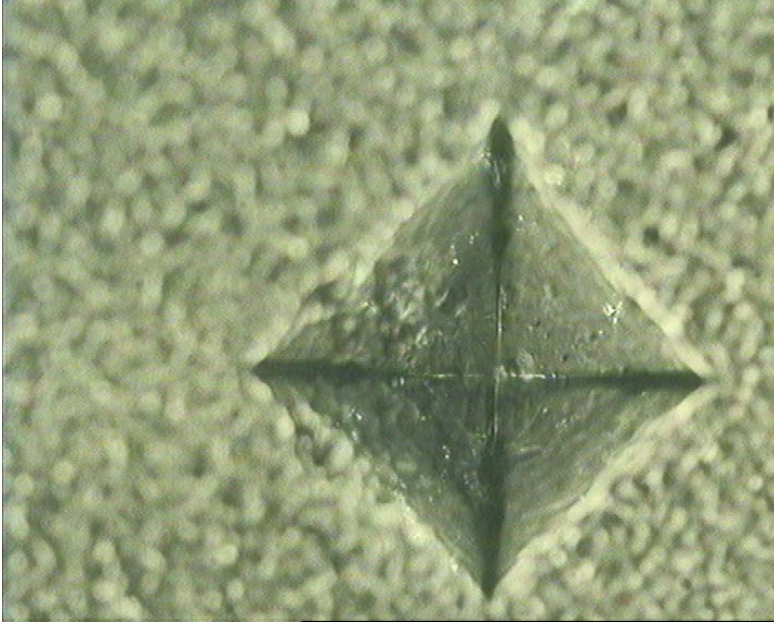
Tablo 13: Cam iyonomer simanların mikrosertlik değerleri

Kontrol gruplarında, her iki materyalin mikrosertiği arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($P=0,024$). Kontrol grubunda Amalgomer CR değerleri Fuji IX ile elde edilen mikrosertlik değerlerinden yüksek bulundu. Isı uygulanması ile her iki materyalin mikrosertliği kontrol gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde arttı ($p=0,036$) (iki yönlü ANOVA)(Şekil 6).

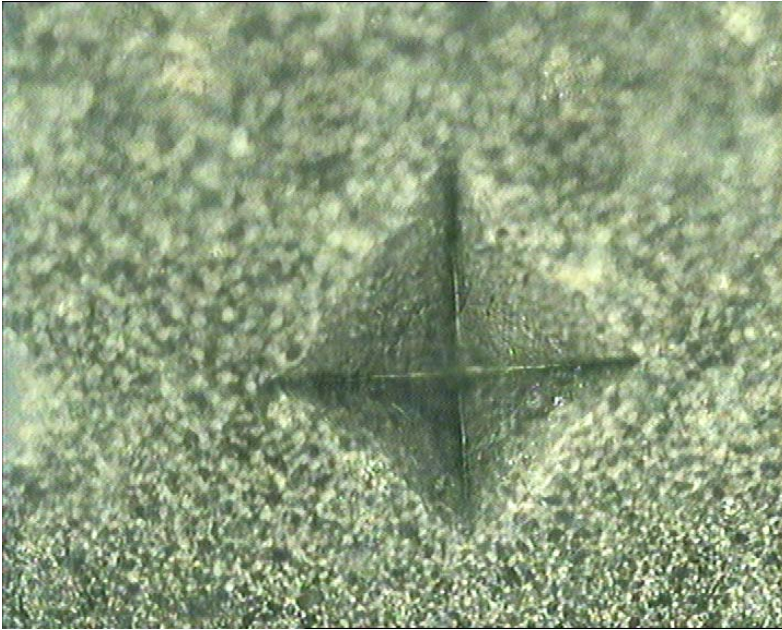


Şekil 6 Fuji IX ve Amalgomer CR için mikrosertlik değerleri

Isı uygulaması öncesi ve sonrası, mikrosertlik ölçümü sırasında, mikroskopta, piramit ucun Fuji IX'da, yarattığı çökme miktarlarının görüntüleri Resim 22 ve 23'de verilmektedir. Isı uygulandıığında oluşan piramitlerin yüzey alanları küçüldü ve diagonallerin boyları da kısaldı.



Resim 22 Isı uygulaması öncesi piramit ucun Fuji IX'da yarattığı çökme miktarı



Resim 23 Isı uygulaması sonrası piramit ucun Fuji IX'da yarattığı çökme miktarı

3.2. Yüzey incelemesi

3.2.1. Tarama Elektron Mikroskop (SEM) İncelemesi

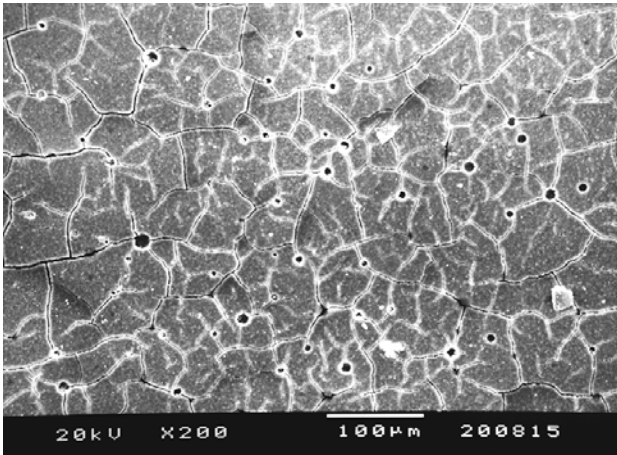
Kontrol grubundaki Fuji IX'un homojen bir yapı izlediği Resim 24'de izlenmektedir. Hava kabarcığı az olmakla birlikte, SEM için örnek hazırlama sırasındaki dehidratasyona bağlı olarak yüzeyde çok sayıda çatlak gözlemlendi (Resim 25). Isı uygulanmış Fuji IX'da yüzey pürüzlülüğü arttı ve büzüşme gözlemlendi. Buna degradasyon denilebilir. Isı uygulanmış grupta üst yüzeyde daha fazla çatlakla rastlanmaktadır. İrregüler daha çok boşluk gözlemlendi. (Resim 26). Resim 27'de hem büzüşme, hem de degradasyon izlenmektedir. Homojen bir yapı bulunmamaktadır. Kontrol grubundaki Amalgomer CR yüzeyi Fuji IX'a göre daha pürüzsüz izlenmekte ve benzer dehidratasyona maruz kalmış olmasına rağmen çatlak miktarı daha az olarak gözlenmektedir (Resim 28 ve 29). Amalgomer CR'ın ısı uygulanmış ve uygulanmamış yüzeyleri birbirine benzemektedir. Isıdan çok etkilenmemiş bir yüzey görünümünü sergilemektedir. Isı uygulanan yüzeylerde hava kabarcığı azaldı, ara matris çok iyi gözlenmekte ve degradasyona rastlanmamaktadır (Resim 30 ve 31).

Konvansiyonel cam iyonomer simanın ara yüzeylerinin SEM incelemesinde kontrol grubu Fuji IX konvansiyonel cam iyonomer simanın Amalgomer CR'a göre daha fazla matris ve daha küçük partikül boyutlarına sahip olduğu gözlemlendi. Amalgomer CR'da Fuji IX'a göre daha yoğun ve daha çok partikül bulunduğu tesbit edildi.

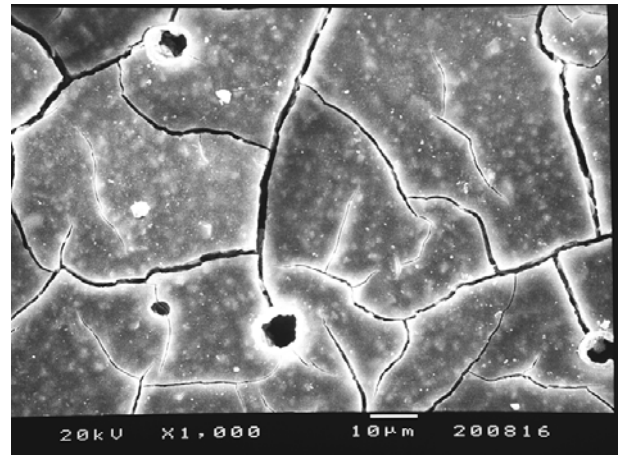
Fuji IX için partikül büyüklüğünün 3 ile 7 μm arasında değiştiği, Amalgomer CR için partikül büyüklüğünün 5 ile 10 μm arasında olduğu saptandı (Resim 32, 33, 38, 39). Isı uygulandığında her iki konvansiyonel

cam iyonomer simanın partikül boyutları ve birim alana düşen partikül sayısının arttığı gözlenmiştir. Partikül boyutları Fuji IX için sırasıyla 5 ile 10 µm arasında ölçülürken, Amalgomer CR için 30 µm'a varan boyutlarda partikül izlenmiştir. Isı uygulandığında her iki materyal de, azalan matris ve artan partikül miktarı ile birlikte daha yoğun bir materyal görünümü aldı. Ayrıca ısı uygulanan grupta daha az boşluk izlendi (Resim 34,35,40,41).

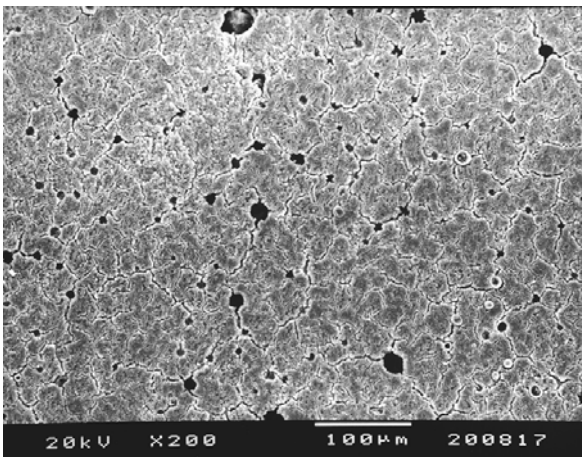
Isı uygulaması sonrası alınan taramalı elektron mikroskop görüntülerde, ısının uygulandığı tarafa en yakın üst yüzey ile derinliklerdeki etkisi arasında bir fark gözlenmedi(Resim 36,37,42,43).



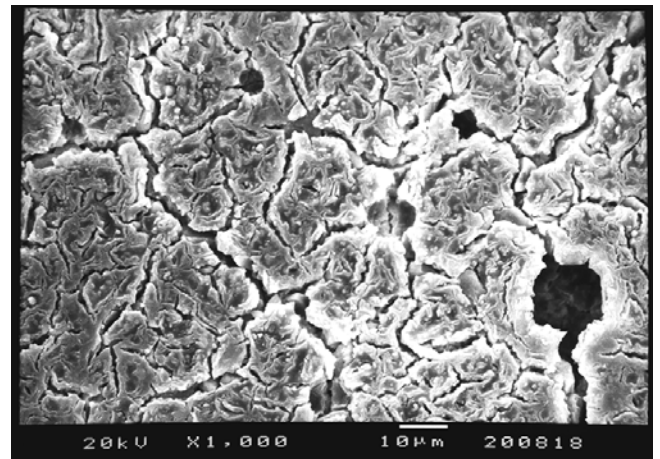
Resim 24 Fuji IX kontrol X200



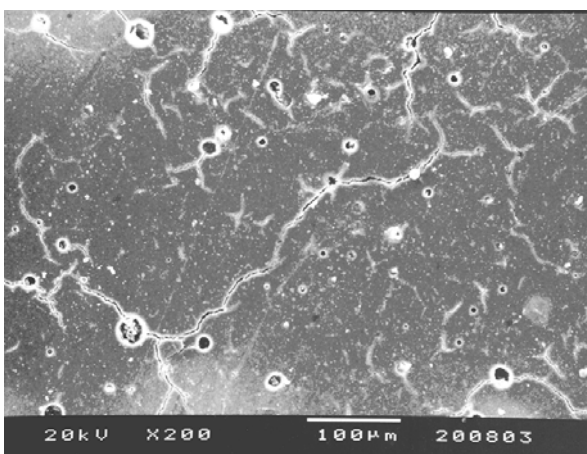
Resim 25 Fuji IX kontrol X1000



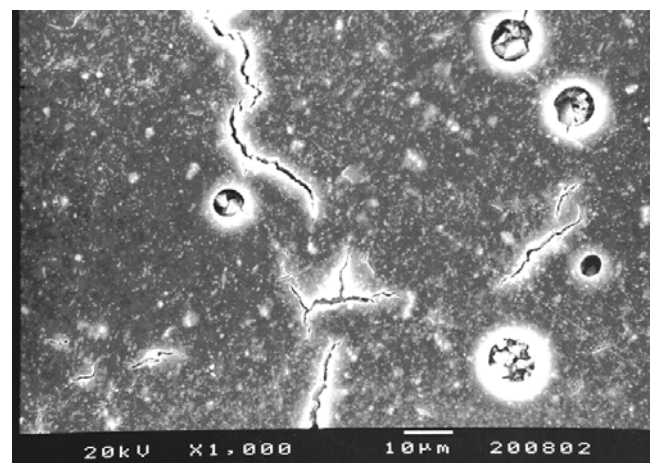
Resim 26 Fuji IX ısı X200



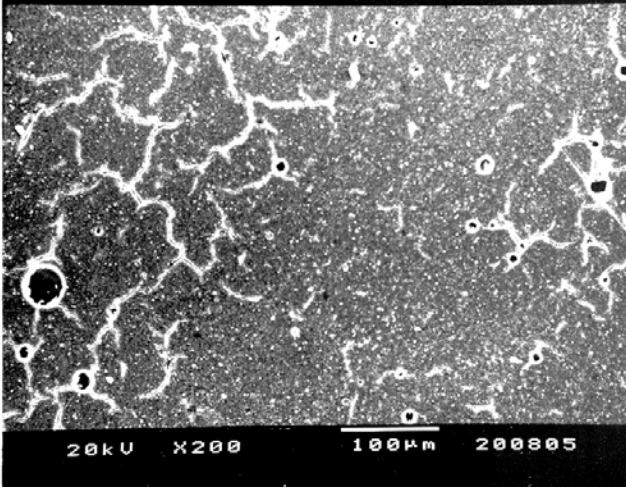
Resim 27 Fuji IX ısı X1000



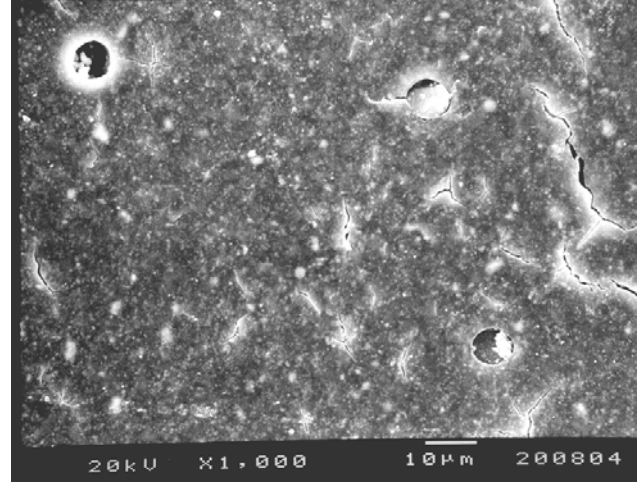
Resim 28 Amalgomer CR kontrol X200



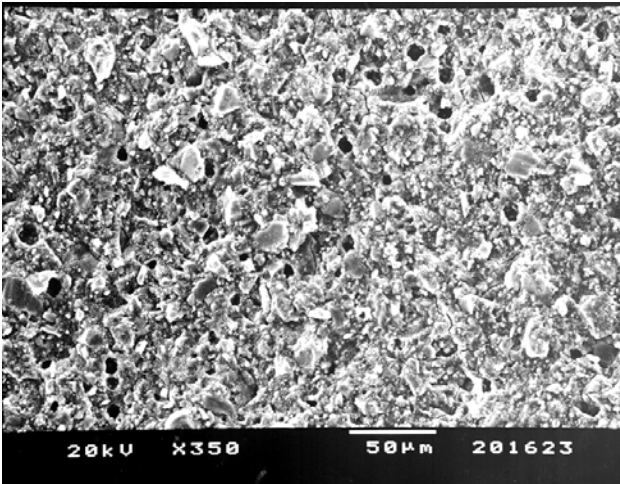
Resim 29 Amalgomer CR kontrol X1000



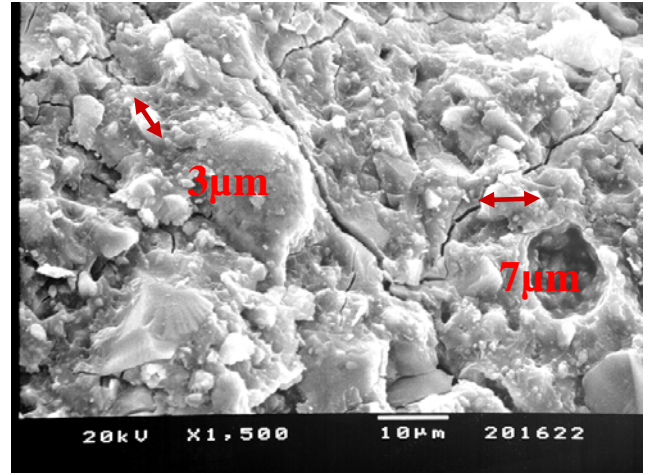
Resim 30 Amalgomer CR ısı X 200



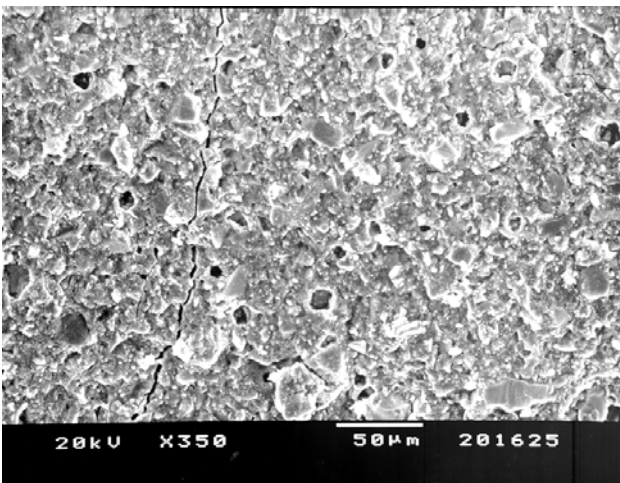
Resim 31 Amalgomer CR ısı X 1000



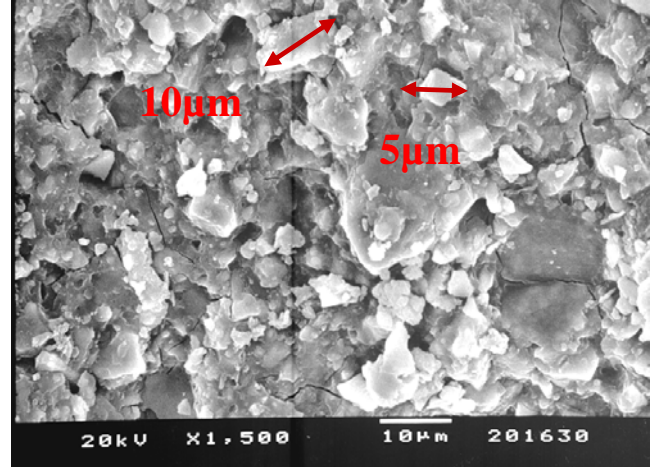
Resim 32 Fuji IX kontrol ara yüzey X350



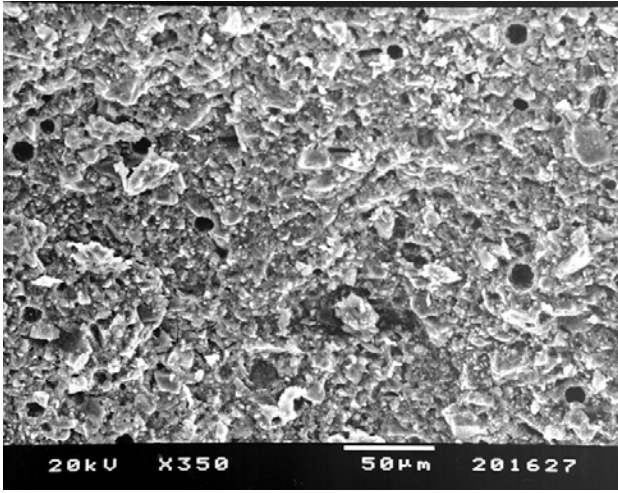
Resim 33 Fuji IX kontrol ara yüzey X1500



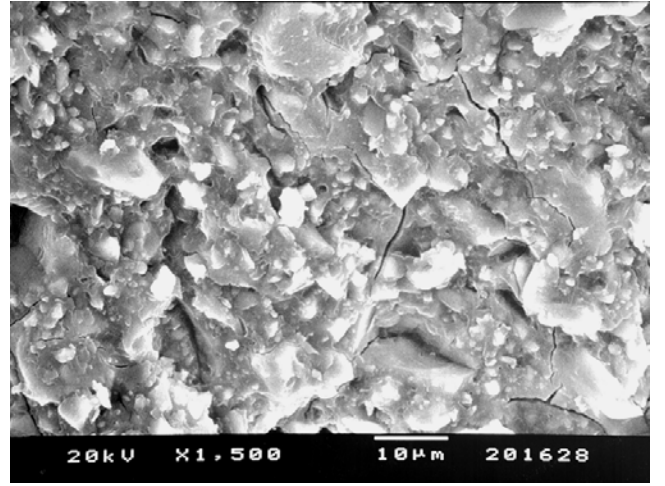
Resim 34 Fuji IX ısı üst ara yüzey X350



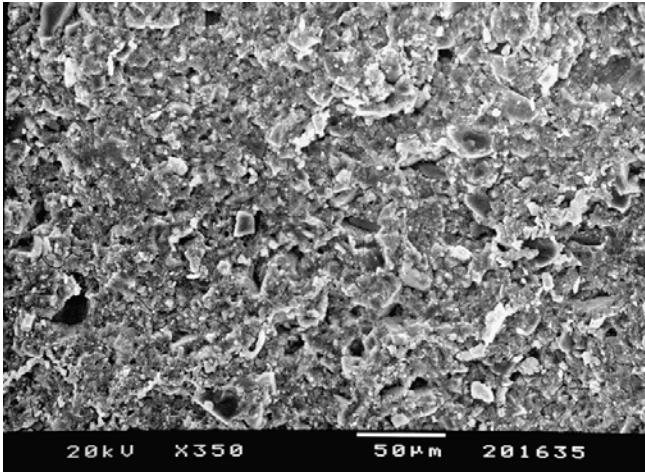
Resim 35 Fuji IX ısı üst ara yüzey X1500



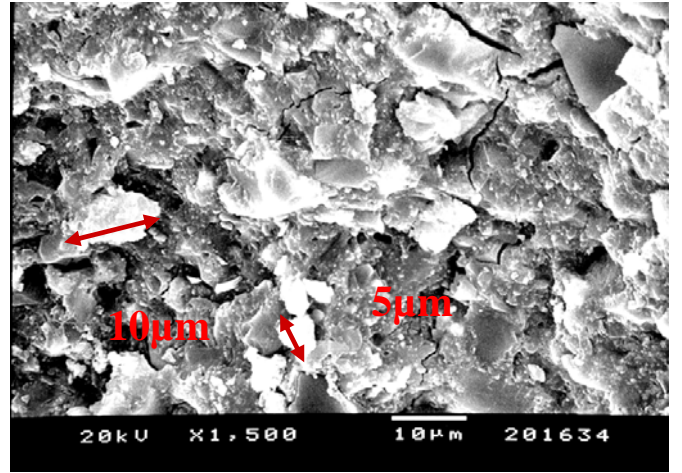
Resim 36 Fuji IX ısı alt ara yüzey X350



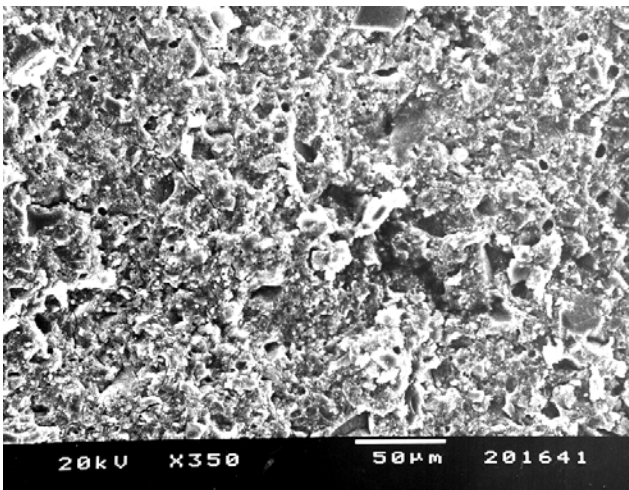
Resim 37 Fuji IX ısı alt ara yüzey X1500



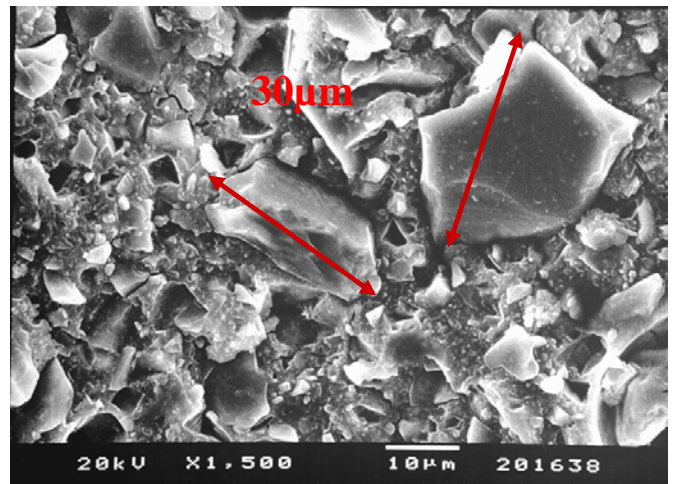
Resim 38 Amalgomer kontrol ara yüzey X350



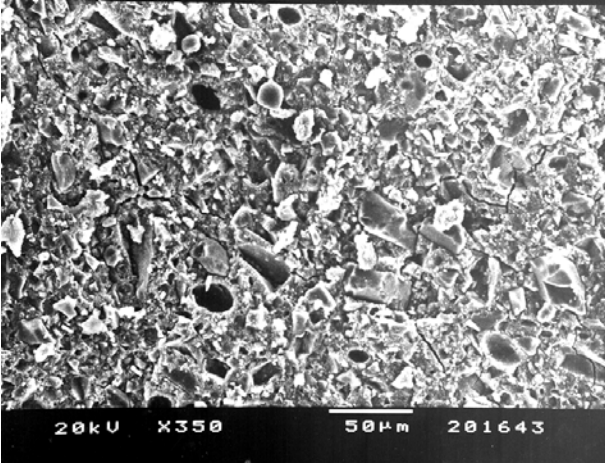
Resim 39 Amalgomer kontrol ara yüzey X1500



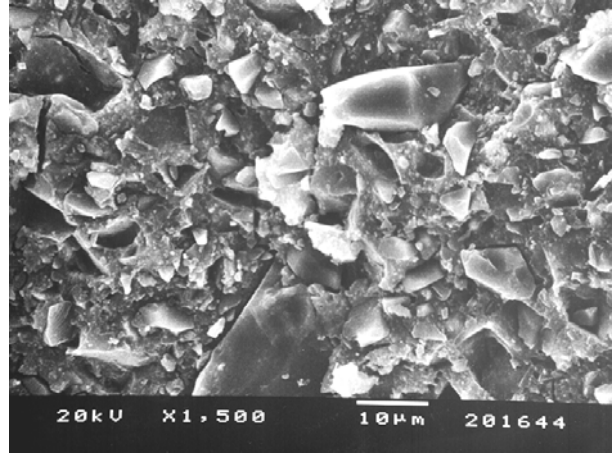
Resim 40 Amalgomer ısı üst ara yüzey X350



Resim 41 Amalgomer ısı üst ara yüzey X1500



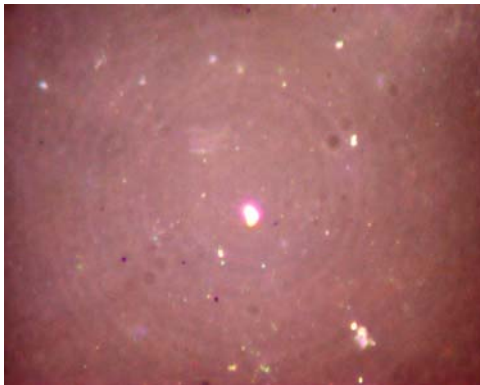
Resim 42 Amalgomer ısı alt ara yüzey X350



Resim 43 Amalgomer ısı alt ara yüzey X1500

3.2.2. Yansıtmalı Işık Mikroskobu İncelemesi

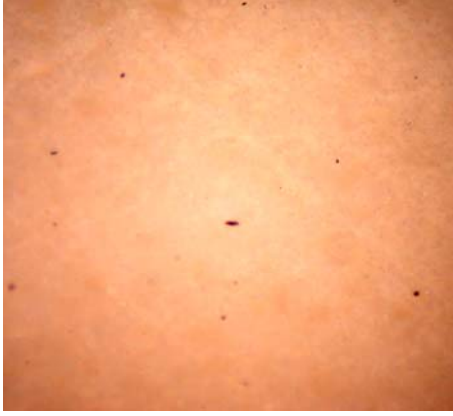
Yansıtmalı ışık mikroskobunda x50 büyütmede yapılan inceleme sonucunda, hem Fuji IX hem de Amalgomer CR için, kontrol grubu örneklerine göre ısı uygulanan örneklerde daha homojen bir görünüm elde edildi. Kontrol grubunda partiküllerin bir arada durduğu izlenirken, ısı gruplarında partiküllerin matris içinde daha homojen dağıldığı gözlemlendi (Resim 44,45,46,47). Ayrıca ısı uygulanan siman örneklerde kontrol grubuna göre daha büyük partiküller izlendi.



Resim 44 Fuji IX kontrol



Resim 45 Fuji IX ısı



Resim 46 Amalgomer CR kontrol

Resim 47 Amalgomer CR ısı

3.3. Radyopasite Değerlendirmesi

3.3.1. Fotoğrafik Densitometre ile Radyopasite Değerlendirmesi

Kontrol gruplarında, her iki materyalin radyopasitesi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($P < 0.05$). Kontrol grupları arasında Amalgomer CR'in radyopasitesinin Fuji IX'a göre daha yüksek bulundu (Tablo 14).

Isı uygulanması, her iki materyalin radyopasitesinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadı ($p > 0.05$).

Dolgu materyali	Densitometre Değerleri (ODU)	
	Kontrol Grubu	Çalışma grubu
Fuji IX	0,7±0,058	0,7±0,007
AmalgomerCR	0,8±0,017	0,8±0,020

Tablo 14: Fuji IX ve Amalgomer CR için radyopasite değerleri (ODU)

ISO standartlarına göre her iki cam iyonomer simanın radyopasitesinin milimetre alüminyuma eşdeğer değerleri Tablo 15’de verilmektedir.

Dolgu materyali	Kontrol Grubu (mmAl)	Çalışma grubu (mmAl)
Fuji IX	4	4
Amalgomer CR	4,5	4,5

Tablo 15: Fuji IX ve Amalgomer CR’in mmAl cinsinden radyopasite değerleri

3.4. Isı Yayılmınının Değerlendirilmesi

Çalışmada test materyallerine (Fuji IX ve Amalgomer CR) uygulanan ısının materyallerin farklı kalınlıklarından iletilmesi ve ağızda bulunabilecek diğer restoratif materyaller üzerine etkisi değerlendirildi.

3.4.1. Farklı Kalınlıklardaki Cam İyonomer Simanlardan İletilen Isı Miktarı

Restoratif dişhekimliğinde süt dişinde farklı kalınlıklarda konulabilecek dolguyu taklit etmek amacıyla test materyallerinden 2, 4 ve 6 mm kalınlıklarda hazırlanan örneklerin bir yüzünden 2 dakika boyunca uygulanan $80\pm 2^{\circ}\text{C}$ sıcaklığın materyalin diğer yüzeyine iletilen miktarları Tablo 16’de verilmektedir.

Dolgu materyali	2 mm	4 mm	6 mm
Fuji IX	33,3±2,6	32,5±2,0	31,5±1,0
Amalgomer CR	37,3±1,0	34,5±1,6	31,9±0,9

Tablo 16: Cam iyonomer simanlardan farklı kalınlıklarda iletilen sıcaklık miktarı

3.4.2.Farklı Materyallerden Sıcaklık Geçişinin Değerlendirilmesi

Pedodontide kullanılan restoratif materyaller uygulanan $80\pm 2^{\circ}\text{C}$ sıcaklığın 2 mm kalınlıktan diğer yüze iletilen miktarı 10 mm çap ve 2 mm kalınlıkta hazırlanan 5 farklı restoratif materyale ait örneklerde ve 2 mm kalınlıktaki süt dişi dentin disklerinde ölçülmüş, elde edilen değerler Tablo 17’de verilmektedir.

Dolgu Materyalleri	Marka	Sıcaklık (°C)
Kompomer	C.glass,Ivoclar,LIENCH.	38,3 ± 1,7
Kompozit	Filltek,3M ESPE,	38,4 ± 2,0
Amalgam	Cavex,HOLLANDA	69,2 ± 2,4
CİS	Fuji IX, GC,JAPONYA	40,6 ± 0,4
CİS	Amalgomer, AHL,İNG.	42,8 ± 0,5
Dentin diski	Süt dişi dentini	41,0 ± 2,6

Tablo 17: Pedodontide kullanılan restoratif materyaller ve iletilen sıcaklık miktarı

BÖLÜM IV

TARTIŞMA

Süt dentisyondaki restorasyon gereksinimleri ile daimi dentisyondaki restorasyon gereksinimleri oldukça farklıdır (116). Daimi dentisyon için ideal olan bir materyal, süt dentisyon için tercih edilmeyebilir. Süt dişleri insan hayatının maksimum 8-9 yıllık bir kısmında bulunmaktadır. Bu nedenle yapılan restorasyonların sınırlı bir süre fonksiyonda olması yeterli olacaktır. Süt dişleri boyut olarak daimi dişe göre daha küçük olduklarından açılan kavite ve dolayısıyla yapılan restorasyon daha küçük ve daha az madde kaybına neden olacak şekilde olmalıdır (116). Daha küçük restorasyon, daha kısa çalışma süresi, daha az lokal anestezi gereksinimi demektir. Özellikle diş dokusuna adezyonu olan materyaller bu gereksinimleri karşılama nedeniyle süt dişlerinde tercih edilmektedirler. Yine bu nedenlerle, cam iyonomer simanlar dişhekimliğinde, özellikle süt dişi çürüklerinin tedavilerinde tercih edilen materyaller olmuştur (116). Amalgamın civa toksisitesi, estetik olmaması ve fazla diş dokusu kaybına yol açması cam iyonomer simanlara ilgiyi arttırmıştır (13). Cam iyonomer simanların diş dokusuna adezyonu ve flor salınımı kullanımı sırasında avantaj oluştururken, mekanik özelliklerinin yetersiz olması ve bunun restorasyon başarısını olumsuz etkilemesi dezavantaj oluşturmaktadır (18,19,22,24, 52,72,73, 93,116,121).

2002 yılında Mjör ve arkadaşlarının (68) yaptığı klinik çalışmada süt dişlerinde kırılma nedeniyle restorasyon kaybı, amalgam için %24, konvansiyonel cam iyonomer siman için %29 bulunmuştur (68).

Welburry ve arkadaşlarının (115) amalgamla konvansiyonel cam iyonomer simanın retansiyonunu karşılaştırdığı 5 yıllık klinik çalışmada, süt dişlerinde, amalgam restorasyonların retansiyonu ortalama 41 ay iken, konvansiyonel cam iyonomer siman için bu süre ortalama 33 ay olarak bulunmuştur. Konvansiyonel cam iyonomer siman ile yapılan restorasyonlarda en büyük başarısızlık nedeni yetersiz mekanik dayanıklılık olarak belirtilmiştir (115).

Konvansiyonel cam iyonomer simanlardan yola çıkarak geliştirilen kondanse edilebilen cam iyonomer simanlar daha yüksek fiziksel özelliklere sahiptir. Ancak, sınıf II kavitelelerdeki başarı oranı istenilen düzeye ulaşamamıştır. Lo ve arkadaşları (59) yaptıkları çalışmada Chem Flex ve Fuji IX restorasyon materyallerini kullanmışlar ve 2 yıl sonra sınıf II kavitelelerdeki başarıyı sırasıyla, %40 ve %46 olarak göstermişlerdir (59). Taifour ve arkadaşlarının (108) klinik koşullarda, Fuji IX ve Ketac Molar kullandıkları çalışmada 3 yıl sonra sınıf II kavitelelerdeki başarı %49.3 ve %48.0 olarak bulunmuştur (108).

Basma dayanıklılığı materyalin okluzal kuvvetlere karşı dayanımını, eğilme dayanıklılığı ise kuvvet karşısındaki kırılma dayanıklılığını göstermektedir (67). Dolgu materyallerinin mekanik dayanıklılıklarının değerlendirilmesinde çeşitli testler uygulanmaktadır. Bu testler arasında basma dayanıklılığı (compressive strength), mikrosertlik, eğilme dayanıklılığı, gerilme dayanıklılığı sıklıkla kullanılmaktadır (67). Basma dayanıklılığı testi

materyalin, çiğneme kuvvetlerine karşı koyabilme miktarını ölçen bir testtir. Bir dış kuvvete karşı direnç gösteren bir kütlenin birim alanına uygulanan kuvvet olan gerilim, basma dayanıklılığı testinde kompleks bir model şeklinde gelişmektedir. Bu nedenle basma kuvveti yanında az da olsa kayma ve gerilme kuvveti de oluşmaktadır (67,129). Gerilme dayanıklılığında olduğu gibi atomların düzlemden ayrılması ya da makaslama–kayma geriliminde olduğu gibi atomların serbest hale gelmesi de basma dayanıklılığı testinde oluşabildiği için bu parametre tek başına yeterli bir anlam ifade etmemektedir (67). Sınırlı olmakla birlikte, basma dayanıklılığı materyalin mekanik bütünlüğünün bir ifadesi iken, gerilme dayanıklılığı testi, materyalin kırılma dayanıklılığının bir ölçüsü olabilmektedir. Fakat materyal kopma gerçekleşmeden önce de deforme olmaya başladığından bu test de tam olarak kırılma dayanıklılığın ölçütü değildir. Üç nokta eğme testi, cam iyonomer simanın dayanıklılığını ölçmek için kullanılan en uygun testtir (67, 90). Ayrıca klinikte ağız içinde dolgu materyali üzerine, karşıt çenedeki diş tüberkülü ile oluşan kuvvetleri en iyi şekilde eğilme dayanıklılığı testinde oluşan kuvvetler taklit etmektedir. Prosser ve arkadaşları eğilme dayanıklılığı testini, ölçümü daha pratik ve gerilme dayanıklılığının daha iyi tahmin edilebilmesi nedeniyle önermektedirler (90).

Amalgam için ortalama eğilme dayanıklılığı 140 MPa, basma dayanıklılığı 310 MPa olarak bildirilmiştir (65,129). Oysa konvansiyonel cam iyonomer siman için bu eğilme ve basma dayanıklılığı değerleri çok daha düşüktür. Bresciani ve arkadaşları (13), konvansiyonel cam iyonomer siman olan Bioglass R için 24 saat sonraki basma dayanıklılığını 83.39 MPa, Vitromolar' da 125.67 MPa, Fuji IX'da 147.93 MPa olarak bildirmişlerdir (13).

Willams ve Billington (18), konvansiyonel cam iyonomer simanların basma dayanıklılığını inceledikleri çalışmalarında, OpusFil W için 24 saat sonraki basma dayanıklılığı 225 MPa, ChemFil'de 214 MPa, KetacFil'de 171 MPa, ChelonFil'de 215 MPa, Fuji II'de 209 MPa ve RGI Core Buildup'da 265 MPa olarak bildirilmiştir (18).

McLean cam iyonomer simanların ortalama eğilme dayanıklılığının 20 MPa olduğunu ve sınıf II kaviteelerde yeterli dayanımı gösteremeyeceğini belirtmiştir (65). Konvansiyonel cam iyonomer simanlarla yapılan birçok çalışmada eğilme dayanıklılığı değerleri, çok daha düşük bulunmuştur. Fuji kapsül için 24 saat sonra bu değer 10,2MPa, ChemFil için 9 MPa, Fuji II için 4 MPa ve Ketac-Fil için 10 MPa olarak bildirilmiştir (60).

Bir materyalin mikrosertliği, gelen kuvvetlere karşı aşınma direncini ortaya koymaktadır. Konvansiyonel cam iyonomer simanların mikrosertlik değerleri, Fuji II için 57,8 VHN, Fuji IX Fast için 61,7 VHN, Ketac-Molar'ın 83 VHN olarak belirtilmiştir (106,126).

Konvansiyonel cam iyonomer simanların mekanik özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla, McLean ve arkadaşları simana amalgam katarak mekanik özellikleri arttırmayı başarmış, fakat estetiği sağlayamamışlardır (64).

Simmons (97), gümüş katarak konvansiyonel cam iyonomer simanın mekanik dayanıklılığını artırırken, McLean ve arkadaşları (64), sermet simanların kor yapımında kullanılabileceğini ve çok küçük sınıf II kaviteelerde ümit verici olduğunu belirtmişlerdir (97). Buna karşın Kilpatric ve arkadaşları (51), gümüş ilaveli cam iyonomer simanın aşınmaya meyil ve düşük retansiyon nedeniyle süt dişlerinde başarılı olmadığını savunmuştur (51, 97).

McLean ve Oswald gümüş ilaveli konvansiyonel cam iyonomer olan Ketac-Silver için basma dayanıklılığını 24 saat sonra 190 MPa, eğilme dayanıklılığını 32 MPa olarak bildirmişlerdir (64). Kerby ve Bleiholder her ikisi de gümüş ilaveli cam iyonomer siman olan Ketac-Silver ve Miracle-Mix için 24 saat sonraki basma dayanıklılığını sırasıyla 175,3 MPa ve 168,7 MPa olarak bildirmişlerdir (49).

Rezin ilave ederek konvansiyonel cam iyonomer simanların mekanik özellikleri arttırılmaya çalışıldığında, sızıntı problemi ortaya çıkmış, ayrıca flor salım özelliği azalmıştır (78).

Toz-likit oranının arttırılması ile sağlanan mekanik dayanıklılık kondanse olabilen cam iyonomer simanların kullanıma girmesini sağlamıştır. Rutar ve arkadaşları (93), konvansiyonel cam iyonomer simanların süt dişlerindeki klinik başarısıyla ilgili 3 yıl süren çalışmalarında, yüksek toz-likit oranının daha üstün performans sağladığını göstermişlerdir. Ketac Fil için basma dayanıklılığı 170 MPa ve Fuji II için 154 MPa olarak ölçülürken, yüksek toz-likit oranına sahip Ketac Molar için basma dayanıklılığı 230 MPa ve Fuji IX için 182 MPa bulunmuştur (93). Yap ve arkadaşları Fuji IX için 24 saat sonraki basma dayanıklılığını 151,6 MPa olarak bildirmişlerdir (126). Bizim çalışmamızda Rutar'ın (93) çalışmasındaki değerle paralel, Fuji IX için basma dayanıklılığı 173,6 MPa olarak ölçülmüştür.

Peez ve Frank (84), Ketac Molar Easymix için eğilme dayanıklılığını 24 saat sonra 51 MPa, Fuji IX için 42 MPa olarak bildirirken, çalışmamızda Fuji IX için bu değer 38,2MPa olarak bulunmuştur. Her iki çalışmada dayanıklılık değerleri arasında gözlenen farkın, materyalin homojen olmamasına ve bunun her karışımda toz/likit oranının el ile ayarlanmasına bağlanabileceği

düşünülmektedir. Standart bir karışım sağlanması amacıyla kapsül formları sağlanan konvansiyonel cam iyonomer simanlarda (36), bu kez de düşük viskozite, artmış sayı ve büyüklükte hava kabarcığı, pörözite, poliakrilik asidin azalan moleküler ağırlığı ve bu nedenlerle azalan basma dayanıklılığı değerleri ile karşılaşılmıştır (36, 80, 118).

Yap, Fuji IX için 24 saat sonraki mikrosertlik değerini 55,16 VHN (126), Suzuki 74,0 VHN olarak bildirmiştir (106). Çalışmamızda Yap'ın çalışmasıyla benzer mikrosertlik değeri, 54.4 VHN olarak tesbit edildi.

Şora, zirkonyum kattığı konvansiyonel cam iyonomer simanlarda basma dayanıklılığının değişmediğini, %5 zirkonyum miktarında eğilme dayanıklılığının azaldığını, %10'da ise eğilme dayanıklılığının arttığını bildirmiştir (103). Zirkonyum ilavesinin yüzey sertliğini etkilemediği ve katkı oranına bağlı olarak radyopasitede artış sağladığı bildirilmiştir. Çalışmamızda seramikle güçlendirilmiş konvansiyonel cam iyonomer siman olan Amalomer CR'in Fuji IX ile aynı basma ve eğilme dayanıklılığı ve daha yüksek yüzey sertliği ve radyopasite değerlerinde olduğu gösterilmiş olup, Şora'nın çalışması ile çalışmamızın sonuçları birbirini destekler niteliktedir.

Günümüzde konvansiyonel cam iyonomer simanların üstün özellikleri bozulmadan mekanik özelliklerinin artırılmasına yönelik çalışmalar devam etmektedir. Isı ya da ultrason uygulaması gibi mekanik özelliklerin arttırılmaya çalışıldığı ve Woolford'un (123), konvansiyonel cam iyonomer simanların yüzey sertliğini, Kleverlaan ve arkadaşlarının (53), basma dayanıklılığını değerlendirdiği çalışmalarda, mekanik özelliklerde saptanan başarının, simana uygulanan ısıya bağlı olabileceği ihtimali üzerinde

durması, konvansiyonel cam iyonmer simanlarla bu konu üzerinde yoğunlaşılmasına neden olmuştur. Üstelik ısı uygulaması simanın yapısını olumsuz yönde değiştirmemekte, flor salınımında istatistiksel olarak anlamlı bir düşmeye neden olmamaktadır (123). Kleverlaan cam iyonmer simanın bu şekilde sertleşmesine müdahale edilmesini 'hızlı ya da yönlendirilmiş sertleşme' olarak tanımlamıştır (53).

Woolford cam iyonmer simanların streslere karşı koyabileceği sertleşme noktasına 24 saat sonra ulaşabileceğini ve bu nedenle dayanıklılığı ölçen testlerin 24 saat sonra yapılmasının uygun olacağını belirtmiştir (123). Konvansiyonel cam iyonmer simanlarla ilgili ISO standartlarında da basma dayanıklılığı testinin 24 saat sonra yapılması gerektiği bildirilmektedir (45).

Williams ve Billington'ın (118) cam iyonmer simanların basma dayanıklılığının 24 saat ile 4 aylık zaman dilimi içindeki değişimlerini inceledikleri çalışmada, tüm konvansiyonel cam iyonmer simanlar için aynı olan belirli bir süre belirtilememiştir. Söz konusu çalışmada konvansiyonel cam iyonmer simanların ilk 24 saatlik sertleşme sürelerinin ardından, basma dayanıklılığında çok az bir artış izlenirken, süre arttıkça basma dayanıklılığında bir azalma tesbit edilmiştir (118). Bresciani ve arkadaşları, çalışmamızda da kullandığımız Fuji IX konvansiyonel cam iyonmer simanı da içeren çalışmalarında, basma dayanıklılığı açısından, 24 saat ile 7 gün arasında istatistiksel olarak bir fark olmadığını bildirmişlerdir (13). Moor ve arkadaşlarının yüzey sertliği değişimlerini 140 gün boyunca takip ettikleri çalışmada, ilk 24 saat süresince yüzey sertliğinin arttığı, daha sonra çok fazla bir değişme olmadığı tesbit edilmiştir (69). Bizim çalışmamızda da tüm

deneyle, 24 saatlik sertleşme süresinin beklenmesinin ardından gerçekleştirildi.

Isının restoratif materyallerin mekanik özellikleri üzerine etkisi 1981 yılında, Bausch ve arkadaşlarının, kompozitin mekanik özelliklerini arttırmak için ısı uyguladıkları çalışma ile araştırılmaya başlanmıştır (6). Özellikle 60-70°C aralığındaki sıcaklık uygulamalarında, kompozitin mekanik özelliklerinde farkedilir derecede artış olduğu, daha homojen, daha sert ve aynı zamanda kırılğan bir materyal elde edildiği bildirilmiştir. Bu etkinin muhtemelen başlangıçta daha fazla çapraz bağ oluşumuna bağlı olabileceği ileri sürülmüştür (6).

Bunun yanı sıra, Wendt kompozite 60°C ile 200°C (117) arasında uygulanan sıcaklığın, materyalin daha kırılğan olmasına neden olmadığını, çekme dayanıklılığının arttırdığını ve basma dayanıklılığını etkilemediğini bildirmiştir. Araştırmacı çekme dayanıklılığındaki artışı, rezin matriksin artan polimerizasyonuna bağlamıştır. Buna göre, ısı uygulaması reaksiyone girmemiş polimer gruplarının hareketine izin vererek, daha fazla uzun zincir ve çapraz bağ oluşumuna izin vermektedir (117).

Konvansiyonel cam iyonomer simanlarda mekanik özelliklerin artırılması amacıyla kompozitlere uygulandığı şekilde ısı uygulaması ilk kez Woolford (123) tarafından yapılmıştır. Woolford'a göre (123), ısı uygulaması ile reaksiyon hızlanmasının uzun süre etkili olabilmesi ve dolayısıyla yüzey sertliğinin artması için gerekli enerji en az 60 sn süresince simana verilmelidir. Isı kaynağı olarak kızılötesi ve halojen lamba kullanılan çalışmada, 60 sn sonra sıcaklık değeri olarak halojen lambada 60°C'ye, kızılötesi lambada 80°C'ye ulaşılmıştır. Kızılötesi ışınla 60 sn sonra 80°C'ye

ulaşan ısı kaynağındaki sıcaklık, halojen lambayla 60⁰C'ye ulaşan sıcaklığın oluşturduğu yüzey sertliği değerlerinden daha yüksek bulunmuştur. Dolayısıyla kızılötesi lamba ile daha büyük bir sıcaklık artışı ve bu nedenle daha fazla bir yüzey sertliği elde edildiği düşünülmüştür (123).

Kleverlaan ve arkadaşları (53) ise ısı uygulayarak konvansiyonel cam iyonomer simanın mekanik özelliklerini arttırmaya çalıştığı çalışmada, ısıtılmış metal levhalar ile 70⁰C'lik sıcaklığı, 5 dakika süresince uygulamanın, ultrasonik titreşime göre materyalin basma dayanıklılığını daha çok arttırdığını göstermiştir (53).

Tüm bu bilgilerin ışığı altında, konvansiyonel cam iyonomer simanların üstün özelliklerini bozmadan ve pulpaya zarar vermeyecek şekilde, ısı uygulaması ile simanın mekanik özelliklerinin artırılmaya çalışılması, çalışmamızın temelini oluşturmuştur. Bu amaçla, çalışmamızda *in vitro* koşullarda konvansiyonel cam iyonomer simana, 80⁰C sıcaklığın, 2 dakika uygulanmasının ardından, basma dayanıklılığı, eğilme dayanıklılığı ve mikrosertlik olmak üzere 3 mekanik test, taramalı elektron mikroskop ile yüzey değerlendirmesi, mikroskobik düzeyde simanın incelenmesi, radyopasite tesbiti ve ısı uygulaması sırasında materyalden iletilen sıcaklık değerlendirilmiştir.

Woolford'un (123) Chemfil II için elde ettiği ortalama yüzey sertlik değeri 24,1 VHN iken, fiber optik halojen ışık kaynağı ile 60 saniye süresince ısı uyguladığında, 24 saat sonra bu değer 48,9 VHN olarak ölçülmüştür. Yüzeyde oluşan 60⁰C'lik sıcaklığın yüzey sertliğinde istatistiksel olarak oldukça anlamlı bir gelişme sağlaması, ısı uygulaması ile konvansiyonel cam iyonomer simanların mekanik özelliklerinin artırılması yönündeki çalışmalar

için ümit verici olmuştur. Araştırmacı çalışmasında diğer gruba 80⁰C sıcaklık oluşturan kızılötesi ışınla ısı uyguladığında 24,1 VHN olan ortalama yüzey sertlik değerinin 50,0 VHN'ye yükseldiğini tesbit etmiştir (123). Artan sıcaklık değerinin konvansiyonel cam iyonomer simanın yüzey sertlik değerini arttırdığı, çalışmada açıkça gözlenmektedir. Biz de çalışmamızda 80⁰C sıcaklık oluşturan ısı kaynağı ile her ikisi de konvansiyonel cam iyonomer siman olan Fuji IX ve Amalomer CR'a ısı uygulayarak yüzey sertliklerini arttırmaya çalıştığımızda, kontrol grupları için elde ettiğimiz değerler sırasıyla 54,4±5,6 VHN ve 60,1±16,4 VHN, çalışma grupları için ise sırasıyla 84,8±7,5 VHN ve 65,4±8,5 VHN olarak bulundu. Çalışmada her iki materyal için de ısı uygulayarak yüzey sertlik değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış sağlandı.

Woolford'a (123) göre ısının sertleşme reaksiyonu üzerine etkisi muhtemelen polialkenoik asidin daha aktif hale gelmesi ile ilgilidir. Isı uygulaması sonucu sertleşme reaksiyonunun hızlanarak, yüzey sertliğinin artması beklenen bir durumdur. Fakat yüzey sertliğindeki bu artışın 24 saat sonra değil, sadece sertleşmenin erken safhalarında olması beklenmektedir. Ancak ısı uygulamasının ardından, 24 saat sonraki sertlik değeri daha yüksek bulunmuştur. Bu sonuç, sertleşme reaksiyonunu hızlandıran ısının, cam iyonomer simanın 24 saat sonraki mekanik dayanıklılığında da etkili olduğunu göstermektedir (123).

Woolford (123), ısının sertleşme reaksiyonu üzerine etkisini, daha aktif bir polialkenoik asit oluşumu ile açıklamıştır. Isı polialkenoikasidin cam iyonomer siman tozundaki camın yüzeyini daha kolay etkileyebilmesine ve camdan salınan ve filtre olan iyonların oranının artmasına neden olmaktadır.

Daha reaktif asit ve daha büyük oranda iyon salımı, camın çözünmeyen ürünlerinin şelasyonu ile daha hızlı siman formasyonu sağlamaktadır. Ayrıca ısı camdan salınan çeşitli iyonların diffüzyon oranını da arttırmaktadır. Tüm bu hızlanmış reaksiyonların total etkisi, ilk oluşan matriks komponentlerinden kalsiyum polialkenoat matrisin daha hızlı formasyonunu sağlayacaktır. Woolford çalışmasında, ısı uygulamasının sertleşme reaksiyonunu konvansiyonel cam iyonomer simanın yüzeyinde hızlandırdığını göstermiştir (123).

Algera ve arkadaşları (1) bizim çalışmamızda kullandığımız metal ısıtıcıyı kullanarak, ortodontik braketleri yapıştırmada kullanılan konvansiyonel ve rezin modifiye cam iyonomer simanlara $70\pm 2^{\circ}\text{C}$ sıcaklığı, 60 saniye süresince uygulayarak, sertleşme reaksiyonunun hızını ve simanın dişe yapışma dayanıklılığını ölçmüşlerdir. Çalışmada kullanılan Fuji Ortho LC, Fuji Plus ve Fuji IX Fast'in sertleşme sürelerinin kıaldığını ve braketlerin dişten ayrılması için daha yüksek çekme kuvvetine ihtiyaç olduğunu bildirmişlerdir (1).

ISO9917-1:2003(E)'e göre bir cam iyonomer simanın başarılı sayılabilmesi için beş örneğin dördünün minimum basma dayanıklılığının 24 saat sonra 100 MPa'ın üzerinde bir değerde olması gerekmektedir. Beş örnekten üç ya da daha fazlası minimum basma dayanıklılığının altında ise materyal testte başarısız olmuş demektir. Beş örnekten üçü minimum basma dayanıklılığının üzerinde ise test bir başka beş örnek ile tekrarlanmalı ve on örnekten sekizi 100 MPa'ın üzerinde bir değerde olmalıdır (45). Bizim çalışmamızda da ISO standartları temel alınarak basma dayanıklılığı testi yapılmıştır. Fuji IX için basma dayanıklılığı değeri $173,6\pm 24,2$ MPa,

Amalgomer CR için $171,2 \pm 20,6$ MPa olarak bulunmuştur. Bulgular çalışmada kullanılan her iki konvansiyonel cam iyonomer simanın da ISO standartlarına uygun olduğunu göstermektedir.

Kleverlaan ve arkadaşları Fuji IX Fast için basma dayanıklılığını 24 saat sonra $155,7 \pm 37,0$ MPa, ultrasonik titreşim verdiklerinde $188,8 \pm 14,2$ MPa, 70°C sıcaklık 5 dakika verildiğinde $193,3 \pm 26,8$ MPa olarak bildirmişlerdir (53). Her iki yöntemle de konvansiyonel cam iyonomer simanın basma dayanıklılığının arttığı açıktır. Bizim çalışmamızda Fuji IX için basma dayanıklılığı $80 \pm 2^{\circ}\text{C}$ sıcaklık uygulandığında $181,2 \pm 7,1$ MPa, Amalgomer CR için $198,2 \pm 56,6$ MPa olarak tesbit edildi.

Kleverlaan ve arkadaşlarının (53) çalışmasında ısı ve ultrasonik titreşimle sağlanan daha yüksek basma dayanıklılığı, bizim çalışmamızda da saptanmış olmasına rağmen, kontrol grubuna oranla istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilemedi. Bunu iki nedene bağlamaktayız. Birincisi araştırmacının da yayınında bahsettiği şekilde cam iyonomer siman örneklerin başlangıç sertleşmesinden 9 dakika sonra yağ içinde bekletilmesidir. Kleverlaan ve arkadaşları (53), örnekleri yağlamanın su alışverişini dolayısıyla cam iyonomer simanların dehidratasyonunu engellediğini ve tüm deney sonuçlarının bu durumdan etkilendiğini bildirmiştir. Araştırmacı çalışmasının ağız ortamı koşullarına uymadığını, fakat ağız içinde vernikle örtülen cam iyonomer simanın da su ile çok fazla temas etmediğini, ancak dentin sıvısından etkilenebileceğini belirtmiştir. Kleverlaan'ın (53) çalışmasında ağız içinde simanın su ile temasının distile su içinde bekletmekten daha az olacağından yola çıkarak yağ kullanımını savunmuştur. Bizim çalışmamızda tüm örnekler ISO standartlarında

belirtildiği gibi başlangıç sertleşmesinden itibaren vernik ile örtülerek, 37°C olan ağız ortamı sıcaklığında, etüv içinde, distile suda 24 saat bekletilmişlerdir. Konuyla ilgili yapılan çalışmaların büyük çoğunluğunda, bizim de çalışmamızda olduğu gibi ISO standartları (45) esas alındığından, üretilen tüm cam iyonomer simanların imalatçıların ISO standartlarını kullanması ve diğer çalışmalarla karşılaştırma yapabilme kolaylığı açısından örneklerin distile suda bekletilmesinin daha doğru olduğu düşünülmektedir. İkinci neden ise, Kleverlaan ve arkadaşlarının (53) konvansiyonel cam iyonomer simanın her iki yüzeyine ve daha uzun süre ısı uygulamasıdır. Bu şekilde uygulanan ısı miktarı iki katına çıktığı için kontrol grubu ile ısı grubu arasında fark çıkması ihtimali bizim çalışmamıza göre daha yüksektir. Klinikte simanın dentine bakan yüzeyine ısı uygulaması yapılması mümkün olmadığından, çalışmamızda sadece tek yüzeye ısı uygulaması yapılmıştır.

Kleverlaan ve arkadaşları (53) ultrasonik cihazdan materyale gelen ilave kinetik enerjinin sıcaklığı arttırarak, reaksiyonu hızlandırabileceğini ifade etmiştir (53). Bunu, ultrasonik enerjinin bir arada durmaya çalışan partiküller üzerinde bir dağıtıcı etki yaparak, reaksiyona giren yüzeyi arttırıp, sertleşme süresini kısaltarak ve mekanik hareket ile partiküllerin birbirine yakın dizilmesini sağlayarak, boşluklarda azalma sağlaması ve bu durumun simanın dayanıklılığını arttırması şeklinde olabileceğini bildirmiştir.

Kleverlaan ve arkadaşları (53), artan sıcaklığın, likidin buharlaşması nedeniyle toz/likit oranını arttırabileceğini ve böylelikle cam iyonomer simanın mekanik dayanıklılığının arttırabileceğini ifade etmiştir (53). Bizim çalışmamızda da yüksek toz/likit oranına sahip Fuji IX kullanılarak, uygulanan ısı ile mekanik dayanıklılığının arttırılması planlandı. Yüksek

toz/likit oranına sahip Fuji IX, sıcaklık artışından etkilenip, basma dayanıklılığında bir artış göstermekle birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadı. Dikkati çeken bir diğer nokta ise ısı uygulandığında kondanse edilebilir bir cam iyonmer siman olmayan Amalgomer CR'ın Fuji IX'dan daha fazla basma dayanıklılığı göstermesidir. Bunun içeriğindeki seramiğin dayanıklılığı ile de ilişkilendirmek mümkündür.

Kleverlaan ve arkadaşları (53), çalışmasında ısı uygulaması ile konvansiyonel cam iyonmer simanların basma dayanıklılığında artış sağlarken, eğilme dayanıklılığında hem ısı hem de ultrason uygulaması neticesi, kontrol grubuyla aynı sonuçları elde ettiğini bildirmiştir (53). Bu sonuçları, örneklerin sertleşme süresi boyunca su içinde saklanmasına bağlamıştır. Çalışmamızda Fuji IX ve Amalgomer CR için bulduğumuz eğilme dayanıklılığı değerleri sırasıyla $38,2 \pm 17,1$ MPa ve $37,3 \pm 18,3$ MPa, ısı uygulandığında elde edilen değerler sırasıyla $34,0 \pm 16,9$ MPa ve $50,2 \pm 9,6$ MPa'dır. Çalışmamızda her iki materyalin kontrol gruplarında eğilme dayanıklılığının birbirine çok yakın değerde olduğu saptandı. Isı uygulandığında ise Fuji IX'un eğilme dayanıklılığı değişmezken, Amalgomer CR'ın eğilme dayanıklılığının arttığı kaydedilmiştir. Eğilme dayanıklılığı testi Mitra'nın (67) da ifade ettiği gibi, materyalin kırılma dayanıklılığının bir ölçüsü olarak değerlendirildiğinde, her iki konvansiyonel cam iyonmer siman aynı kırılma dayanıklılığına sahip iken, ısı uygulaması kondanse edilebilen yüksek toz-likit oranına sahip Fuji IX'un kırılma dayanıklılığını etkilemezken, seramikle güçlendirilmiş Amalgomer CR'ın kırılma dayanıklılığını azaltmaktadır. Yüksek toz-likit oranına sahip Fuji IX'un sıcaklığın etkisiyle, likit miktarının daha da azalarak, reaksiyona girmesi gereken likit miktarına göre yetersiz kalması Fuji IX'u etkilemezken,

Amalgomer CR'in likit miktarının Fuji IX'a göre daha fazla olup, sıcaklıkla azalan likit miktarı kırılgenlığı azaltmaktadır.

Kleverlaan ve arkadaşları (53) çalışmasında, Fuji IX cam iyonmer simana 70°C'lik sıcaklığı 5 dakika, ultrasonik titreşimi 45 saniye boyunca uygulaması sırasında, oluşan sıcaklık değışimlerini, örneklerin 4 mm altından ölçmüştür. Buna göre 5 dakika süresince, 70°C'lik sıcaklık uygulamasında Fuji IX'un 45,3±1,8°C, ultrason uygulamasında ise sıcaklığın 34.6±0,4°C olduğu saptanmıştır (53). Bizim çalışmamızda yüzeyden uygulanan 80±2°C'lik sıcaklığın 2 dakika boyunca farklı kalınlıklardan iletimi, 2 mm, 4 mm ve 6 mm kalınlıkta hazırlanan örneklerle değerlendirildiğinde, Fuji IX için sıcaklık değerleri sırasıyla 33,3±2,6°C, 32,5±2,0°C, 31,5±1,0°C olarak bulunmuştur. Kleverlaan ve arkadaşlarının (53) bize göre daha düşük sıcaklık uygulamasına rağmen daha yüksek değerler elde etmesinin nedeni, uygulama süresinin bizim çalışmamıza göre 3 dakika daha uzun olması olduğu düşünülmektedir.

Zach ve Cohen pulpa için zararlı olan sıcaklık artışının 5.5°C olduğunu bildirmiştir (128). Tarım ve arkadaşları (109), 37°C banyo tankında halojen lambaların 2mm dentin diskinden ilettikleri sıcaklık artışlarını, Optilux 501 standart için 13.40±0,55°C, Optilux 401 için 14,60±1,34°C olduğunu göstermiştir (109). Bizim çalışmamızda oda sıcaklığında (23±1°C), 80±2°C'lik sıcaklığın, 2 dakika boyunca, 2 mm kalınlıktaki süt dişi dentinine uygulanması sonucu, alt yüzeyde ölçülen sıcaklık miktarı ortalama 41±2,6°C, sıcaklık artışı oda sıcaklığına göre 18°C olmuş, aynı etkinin vücut ısısında 4°C şeklinde olması beklenmektedir. Dentinin üzerine cam iyonmer siman yerleştirilmesi durumunda, iletilen sıcaklık miktarı çok daha az olacağından

pulpa için zararlı olmayacağı düşünülmektedir. Dentin üzerine yerleştirilecek cam iyonomer simanla birlikte, simanın 2 mm kalınlığında dahi uygulanan ısının, pulpa için zararlı olması söz konusu değildir.

Ayrıca cam iyonomer siman kalınlığı arttıkça geçen sıcaklık miktarı azalmaktadır. Çalışmamızda klinik uygulama sırasında çevre dokuların sıcaklık uygulamasından etkilenmesi durumunda bu etkinin pulpa açısından zararlı olup olmayacağı değerlendirilmeye çalışılmıştır. Buna göre 2 mm kalınlıktaki farklı restoratif materyallerden geçen sıcaklığın amalgam için tehlikeli boyutlarda olduğu gözlenmiştir.

Algera ve arkadaşları (1) ise, $70\pm 2^{\circ}\text{C}$ 'lik sıcaklığın braket yapıştırılırken cam iyonomer siman üzerine 60 saniye süresince uygulanmasının pulpa odasında sadece $2,5\pm 2^{\circ}\text{C}$ 'lik bir sıcaklık artışına neden olduğunu bildirmiştir. Ayrıca ultrason uygulamasının da ısı artışına neden olduğu bildirilmiş, yapılan ölçümler sonucu pulpa odasında $1\pm 0^{\circ}\text{C}$ 'lik bir sıcaklık artışına neden olduğu ifade edilmiştir (1). Kleverlaan ve arkadaşları (53), ise 60 saniyelik ultrason uygulamasının 13°C 'lik bir sıcaklık artışına neden olduğunu savunmuştur (53). Algera'nın (1) ölçümleri ile Kleverlaan'ın (53) ölçümleri arasındaki farkın, Algera'nın sıcaklık ölçümünün, pulpa odasından diş minesine kadar tüm diş dokusunu, cam iyonomer simanı ve braketi içeren 3 ayrı katman üzerinden ölçüm yapması olduğunu düşünmekteyiz. Fakat her iki araştırmacı da ultrasonun ısı kaynağı olabilecek bir cihaz olduğunu düşünmektedir.

Kleverlaan ve arkadaşları (53), konvansiyonel sertleşme ile ultrason uygulaması sonrası sertleşme reaksiyonu arasında, SEM incelemesi sonucu ne boşluk miktarı ne de partiküllerin dizilişinde bir fark oluşmadığını ifade

etmiştir. Sıcaklık, konvansiyonel cam iyonomer simanın sertleşmesinde ve reaksiyon süresinde etkilidir ve bu da ilave termal enerji ile mekanik özellikler arası bir ilişkidir, çünkü basma dayanıklılığı ile aynı yönlüdür (53). Algera ve arkadaşları (1), ısı oluşumu yanında ultrasonun oluşan kinetik enerji nedeniyle cam partiküllerinin bir arada durmasını önleyerek, reaksiyonun hızlanmasını sağladığını, reaksiyona giren komponentlerin diffüzyonunu güçlendirdiğini ve karışımın vibrasyonunun poröziteyi azalttığını, fakat bu durumun SEM değerlendirmesi ile gösterilemediğini belirtmişlerdir. Bu yüzden ultrasonik uyarımla yapışma dayanıklılığının artırılmasında ısının, majör etken olduğunu ifade etmişlerdir (1).

Çalışmamızda konvansiyonel cam iyonomer simanların ara yüzeylerinin SEM incelemesinde, ısı uygulandığında her iki materyalin de partikül boyutları ve partikül sayısının arttığı izlenimi olmakla birlikte, partikül boyutlarının büyük görülmesinin, azalan likit miktarı nedeniyle cam partiküllerin asitten daha az etkilenecek, fazla bir çözünmeye maruz kalmamasına, partikül sayısındaki artışın da azalan matris miktarı nedeniyle birim alana düşen partikül miktarının artmasına bağlı olduğu düşünülmektedir. Isı uygulandığında her iki materyal de, azalan matris miktarı ile birlikte daha yoğun bir materyal görünümü izlenmiştir. Ayrıca ısı uygulanan grupta daha az boşluk gözlenmektedir. Gu ve arkadaşları (39) da konvansiyonel cam iyonomer siman olarak Fuji IX kullandıkları çalışmada, bizim çalışmamıza paralel olarak, sıcaklık miktarı arttıkça simanın partikül boyutlarının arttığını bildirmiştir. Gu'ya göre (39) artan sıcaklık ile partiküller bir araya gelip, birleşerek büyümekte ve partikül boyutlarında artış sağlanmaktadır (39). Xie ve arkadaşları (125), artan partikül boyutları ile

basma dayanıklılığının ve mikrosertliğin azalacağını bildirmişlerdir (125). Bizim çalışmamızda da artan sıcaklıkla birlikte basma dayanıklılığında istatistiksel olarak anlamlı bir artış sağlanamamasını partikül boyutlarındaki artışa bağlamaktayız. Bununla birlikte mikrosertlik testinde her iki materyalde, eğilme dayanımında Amalgomer CR'da artış sağlanmasının da, azalan matris miktarına bağlı olarak birim alana düşen partikül sayısındaki artışla ilgili olduğunu düşünmekteyiz. Sıcaklık artışı partikül boyutlarında artış sağlamakla birlikte partiküllerin miktarında da artış ve matris miktarında da azalma sağlamış, bu da materyalin mekanik dayanıklılığında artma sağlamıştır.

Radyopasite teşhis açısından büyük önem taşıdığından dental materyallerin radyopak olması istenmektedir. Restoratif dişhekimliğinde, radyopak dolgu materyalleri, restorasyon ile diş dokusu arasındaki çürüğün fark edilmesine, taşkın dolgu ve majör boşlukların teşhis edilmesine olanak sağlamaktadır (11). Skartveit ve arkadaşları, dolguya bitişik çürük ve boşlukların teşhis edilebilmesi için materyalin elde edilebilecek en yüksek radyopasite sahip olması gerektiğini ifade etmiştir (98). ISO standartlarına göre konvansiyonel cam iyonomer simanın radyopasitesinin en az aynı kalınlıktaki alüminyumla eşdeğer olması istenmektedir (45). Delgado ve arkadaşları Fuji IX 'un mine ve dentin arasında orta derecede bir radyopasite gösterdiğini bildirmiştir (27). Prevost ve arkadaşları (88) da çalışmaya dahil ettikleri tüm kaide, dentin örtüleme ve protez için kor yapımında kullanılmak üzere üretilen cam iyonomer simanların dentine göre daha fazla radyopak, fakat restorasyon ve yapıştırma amacıyla kullanılan cam iyonomer simanların dentine göre daha az radyopak olduğunu belirtmişlerdir (88).

Bizim çalışmamızda, her iki cam iyonomer simanın radyopasitesi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu. Amalgomer CR'in radyopasitesi Fuji IX'a göre daha yüksektir. Isı uygulanması, her iki materyalin de radyopasitesinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadı ($p>0.05$) ve 1mm kalınlıkta hazırlanan Fuji IX'un radyopasitesinin 4 mmAl'a, Amalgomerin ise 4,5 mmAl'a eşdeğer olduğu tesbit edildi.

Woolford'un cam iyonomer simanların mikrosertliğini arttırmaya çalıştığı çalışmasında kullandığı kızılötesi ışık (123), daha önceleri Bausch'ın (6) kompozitlere ısı uygulayarak mikrosertliğini ve çekme dayanıklılığını arttırmaya çalıştığı çalışmada, kızılötesi koagulatör olarak karşımıza çıkmaktadır. Lumatec IRK 151 (Litema, Münih/Almanya) marka cihazı ısı kaynağı olarak kullanmış ve 23°C, 37°C ve 60°C sıcaklıklar, çeşitli sürelerde kompozitlere uygulanmıştır (6). Klinik kullanıma uygun, çevre dokulara zarar vermeden ağız içinde tutulabilen ve piyasada kolay bulunan bir cihaz olması nedeniyle kızılötesi koagulatörün cam iyonomer simanlara ısı uygulanmasında kullanılabilineceği düşünülmektedir.

Ramsköld ve arkadaşları (92) diş kök yüzeyine Nd:YAG lazer uyguladıklarında sıcaklığın 33,5°C'den 43,2°C'ye yükseldiğini bildirmişlerdir (92). *In vitro* koşullarda, frezle kavite açılımı sırasında 1,72°C olan sıcaklık artışı, Er,Cr:YSGG lazer ile kavite açılımı sırasında 2,2°C bulunmuştur (43). Pulpatomi amacıyla kullanılan CO₂ lazerlerde ise sıcaklık artışı 0,5°C ile 19°C arasında değişmektedir. Yine kök kanallarında bakteri eliminasyonu amacıyla kullanılan diyod lazerler 1 saniyede 6°C sıcaklık artışına neden olmaktadır (70). Elde edilen bu sıcaklık değerleri cam iyonomer simanın mekanik dayanıklılığının artırılmasında da ısı kaynağı olarak lazer

kullanımını akla getirmektedir. Bu konuda henüz yapılmış olan bir çalışma bulunmamakla birlikte, yapılacak çalışmalar için yol gösterici olabileceği düşünülmektedir.

Sonuç olarak ısı uygulaması konvansiyonel cam iyonomer simanların yüzey sertliğini arttırmakta, basma dayanıklılığını ve radyopasitesini etkilememekte, kondanse olabilen tipleri için kırılgenliğini değiştirmemekte, seramikle güçlendirilmiş tiplerinde kırılgenliğini azaltmaktadır. Yapılan yüzey incelemesi sonucu bu etkinin azalan matris miktarı ile birlikte artan partikül sayısına ve büyüklüğüne bağlı olabileceği düşünülmektedir.

Bu bulgular, mekanik özelliklerin iyileştirilmesinde materyalin içeriğindeki seramik ya da cam partikülleri gibi yapı taşlarının yanı sıra ısı gibi uyarınların etkili olduğunu göstermektedir. Ayrıca bu uyarınların cam iyonomer simanların flor salınımı ve diş dokusu ile benzer olan genleşme katsayıları gibi olumlu özelliklerine etkisi değerlendirilmelidir. Doğru uyarının saptanması ve uygun bir uygulama yönteminin belirlenmesi amacıyla *in vitro* araştırmalara ve elde edilen etkinliğin klinik başarısının saptanması için *in vivo* çalışmalar yapmaya gerek vardır.

BÖLÜM V

SONUÇLAR

1. Her iki dolgu materyali arasında basma dayanıklılığı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı.

2. Fuji IX'a ısı uygulandığında eğilme dayanıklılığı istatistiksel olarak farklı bulunmadı. Amalgomer CR'a ısı uygulandığında eğilme dayanıklılığı istatistiksel olarak anlamlı şekilde arttı.

3. Amalgomer CR'ın mikrosertliği Fuji IX'dan daha yüksek bulundu. Isı uygulaması ile her iki materyalin mikrosertliği istatistiksel olarak anlamlı şekilde arttı.

4. SEM incelemesinde Fuji IX'un Amalgomer CR'a göre daha fazla matris ve daha küçük partikül boyutlarına sahip olduğu, Amalgomer CR'da Fuji IX'a göre daha yoğun ve daha çok partikül bulunduğu tesbit edildi.

5. Fuji IX'a göre Amalgomer CR'ın radyopasitesi daha yüksek bulundu. Isı uygulanması, her iki materyalin radyopasitesinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadı.

BÖLÜM VI

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, ısı uygulaması ile konvansiyonel cam iyonomer simanın (Fuji IX GC, Japonya ve Amalgomer CR AHL, İngiltere) mekanik özelliklerinin artırılmasıdır. Isının cam iyonomer simanın sertleşmesi esnasındaki etkisi basma dayanıklılığı, eğilme dayanıklılığı, yüzey sertliği testleri ile saptandı, yüzey özellikleri SEM ve yansıtımlı ışık mikroskobu ile değerlendirildi, ısı uygulaması nedeniyle konvansiyonel cam iyonomer simanda oluşan sıcaklık artışı tesbiti ve radyopasite değerlendirmesi de çalışmaya dahil edildi.

Çalışmada kondanse edilebilen konvansiyonel cam iyonomer siman Fuji IX (GC, Japonya) ve seramikle güçlendirilmiş konvansiyonel cam iyonomer siman Amalgomer CR (AHL, İngiltere), ısı kaynağı olarak elektrikle çalışan, metal uç kısmı ile ısı veren havya (Lötstation MLS-48, Verzeuge, Almanya) kullanıldı. Cam iyonomer simanların başlangıç sertleşme süresinin bitiminin ardından 2 dakika süre ile $80\pm 2^{\circ}\text{C}$ sıcaklık uygulandı. Mekanik dayanıklılık testleri konvansiyonel cam iyonomer simanın sertleşme süresinin bitiminden 24 saat sonra yapıldı.

Her iki dolgu materyali arasında basma dayanıklılığı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı. Isı uygulaması ile basma dayanıklılığı istatistiksel olarak anlamlı bir artış göstermedi.

Çalışmada her iki materyalin eğilme dayanıklılığı birbirine benzer bulundu. Fuji IX'a ısı uygulandığında eğilme dayanıklılığı istatistiksel olarak farklı bulunmadı. Amalgomer CR'a ısı uygulandığında eğilme dayanıklılığı

istatistiksel olarak anlamlı şekilde arttı. Isı uygulaması sonrası Amalgomer CR, Fuji IX'a göre daha fazla eğilme dayanıklılığı gösterdi.

Her iki materyalin mikrosertliği arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu. Amalgomer CR'in mikrosertliği Fuji IX'dan daha yüksektir. Isı uygulaması ile her iki materyalin mikrosertliği istatistiksel olarak anlamlı şekilde arttı.

SEM incelemesinde Amalgomer CR kontrolde, Fuji IX kontrole göre daha az çatlak gözlemlendi. Konvansiyonel cam iyonomer simanın ara yüzeylerinin SEM incelemesinde Fuji IX'un Amalgomer CR'a göre daha fazla matris ve daha küçük partikül boyutlarına sahip olduğu, Amalgomer CR'da Fuji IX'a göre daha yoğun ve daha çok partikül bulunduğu tesbit edildi. Isı uygulandığında her iki materyal de, azalan matris ve artan partikül miktarı ile birlikte daha yoğun bir materyal görünümü aldı.

Her iki materyal radyopasite açısından değerlendirildiklerinde, Fuji IX'a göre Amalgomer CR'ın radyopasitesi daha yüksek bulundu. Isı uygulanması, her iki materyalin radyopasitesinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadı.

Sonuç olarak, ısı uygulamasının konvansiyonel cam iyonomer simanın mekanik özelliklerini olumlu yönde etkilediği saptanmıştır.

EFFECT OF HEAT ON THE MECHANICAL PROPERTIES OF CONVENTIONAL GLASS IONOMER CEMENTS

The objective of this study was to assess the effect of heat activation on the mechanical properties of glass ionomer cements. The effect of heat on glass ionomer cements during their setting was evaluated by measuring compressive strength, flexural strength, micro hardness, surface roughness with SEM and binocular microscope, and thermal changes. Radiopacity of these materials were evaluated with this study as well.

Heat was applied with soldering iron for 2 minutes at $80\pm 2^{\circ}\text{C}$. All of the mechanical tests were carried out 24 hours after the setting of glass ionomer cements. A condensable glass ionomer cement Fuji IX and a ceramic-reinforced glass ionomer cement Amalgomer CR were used as test materials.

No significant differences in compressive strength were reported between Fuji IX and Amalgomer CR. Moreover, no significant differences in compressive strength were found between control and heated groups, as well.

There was no statistically significant differences in flexural strength for Fuji IX in both groups. On the contrary, when the heat was applied to the Amalgomer, its mean flexural strength reached to a value that was higher than that of Amalgomer control and this time, significant differences were noted.

On the other hand, significant differences in micro hardness were found between the control and the heated groups and between Fuji IX and Amalgomer CR. It was also understood that the heat application increased the micro hardness values of both glass ionomer cements. Without heat application, the micro hardness of Amalgomer CR exceeded the micro hardness of Fuji IX.

In the SEM evaluation, a well-dispersed particle distribution was observed. Fuji IX control has more cracks on the surface than Amalgomer CR control. The evaluation of interface of conventional glass ionomer cements an increase in number of the particles and particle sizes and a decrease in matrix, after heat application. Amalgomer CR showed a more dense structure and there were more particles with larger sizes.

No significant differences in radiopacity were found between the control and the heat groups for both materials. However, the radiopasite of Amalgomer CR control was higher than Fuji IX control.

In conclusion, it is established that heat developed the mechanical properties of conventional glass ionomer cements.

BÖLÜM VII

KAYNAKLAR

1. Algeza TJ, Kleverlaan CJ, Gee AJ, Andersen BP, Feilzer AJ. The influence of accelerating the setting rate by ultrasound or heat on the bond strength of glass ionomers used as orthodontic bracket cements. *European J. Orthodon.*2005;27:472-476.
2. Atar N, Önen A. Fluoride release and uptake characteristics of aesthetic restorative materials. *J Oral Reh* 2002;29:791-798.
3. Attin F, Buchalla W, Kielbassa AM. Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dent Mat.*1995;11:5-6,359-362.
4. Banerjee A, Kidd EA, Watson TF. Scanning electron microscopic observations of human dentine after mechanical caries excavation. *J Dent* 2000;28:3,179-186.
5. Banerjee A, Kidd EA, Watson TF. In vitro evaluation of five alternative methods of carious dentine excavation. *Car Res* 2000;34:144-150.
6. Bausch JR, Delange C, Davidson CL. The influence of temperature on some physical properties of dental composites. *J Oral Reh.* 1981;8:,309-317.
7. Bayırlı GS, Şirin Ş. Konservatif diş tedavisi. *Dünya Tıp Kitabevi* 1982
8. Beeley, J.A., Yip H.K., Stevenson, A.G., (2000). Chemomechanical Caries Removal:A Review of the Techniques and Latest Developments. *Br. Dent. J;*188:8,427-430
9. Berg JH. Glass ionomer cements. *Pediatric Dent* 2002;24:5,430.

10. Boeckh C, Schumacher E, Podbielski A, Haller b. Antibacterial activity of restorative dental biomaterials in vitro. *Car Res* 2002;36:101-107.
11. Brauer GM. The desirability of using radiopaque plastics in dentistry: a status report. *JADA*;1981:102,347-349.
12. Bream MJA, Lambrecht P, Gladys S, Vanherle G. In vitro fatigue behavior of restorative composites and glass ionomers. *Den Mat* 1995;11:2,137-141.
13. Bresciani E, Barata TJE, Fagundes TJ, Adachi A, Terin MM, Navarro MFL. Compressive and diametral tensile strength of glass ionomer cements. *J Appl. Oral Sci.* 2004;12:4,1-11.
14. Buerkle V, Kuehnish J, Guelmann M, Hickel R. Restoration materials for primary molars-results from a European survey. *J Dent* 2004: 1-7
15. Cho E, Hugh Kopel H, White SN. Moisture susceptibility of resin-modified glass-ionomer materials. *Quintessence Int* 1995;26:351-358.
16. Christensen GJ. Glass ionomer as aluting material. *JADA* 1990;120:59.
17. Christensen GJ. Glass ionomer-resin: a maturing concept. *JADA* 1993;124:248-249.
18. Croll TP. Glass ionomers for infants, children, and adolescents. *JADA* 1990;120:Jan,65-68.
19. Croll TP. Glass ionomers and esthetic dentistry: what the new properties mean to dentistry. *JADA* 1992;123:May 51-54
20. Croll TP, Killian CM. Glass-ionomer-resin restoration of primary molars with adjacent Class II carious lesions. *Quintessence Int* 1993;24:10.
21. Croll TP, Heplin ML. Class II vitremer restoration of primary molars. *J Dent Child* 1995;Jan-Feb:17-21.

22. Croll TP, Nicholson JW. Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatric Dent* 2002;24:5,423-429.
23. Çengel YA, Boles MA. Thermodynamics, an engineering approach. International Edition 1989.
24. Darling M, Hill R. Novel polyalkonate (glass-ionomer) dental cements based on zinc silicate glasses. *Biomaterials* 1994;15:4,299.
25. Davidson CL, Mjör IA. Advances in glass ionomer cements. Quintessence publishing Co, Inc. 1999
26. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar. Güneş Kitabevi Ltd.Şti. Ankara 2000.
27. Delgado L, Lagravere MO, Pecho O, Quenta E, Chavez A, Sanchez SA. 0939 Radiopacity of glass-ionomer cements compared with dentin and enamel. 32nd Annual Meeting and Exhibition of the IADR (March 12-15,2003)
28. Dionysopoulos P, Kotsanos N, Pataridou A. Fluoride release and uptake by four new fluoride releasing restorative materials. *J oral Reh* 2003;30:866-872.
29. Dupuis V, Moya F, Payan J, Bartala M. Depth microhardness of glass ionomer cements. *Biomaterials* 1996;17:71-74.
30. El-Badrawy WA, McComb D. Effect of home-use fluoride gels on resin-modified glass-ionomer cements. *Operative Dent* 1998;23:2-9.
31. Ertuğrul F, Candan Ü, Totu İ. Kompozit materyallerin polimerizasyonunda geleneksel ve light emitting diode (LED) ışık kaynaklarının kullanımı. *Dişhekimi Dergisi* 2004 Ekim;7:9-14.

32. Ertuğrul F, Eltem R, Eronat C. A comparative study of plaque mutans streptococci levels in children receiving glass ionomer cement and amalgam restorations. *J Dent Child (Chic)*. 2003 Jan-Apr;70(1):10-4
33. Frencken JE, Holmgren CJ. How effective is ART in the management of dental caries? *Community Dent Oral Epidemiol* 1999 Dec; 27(6):423-30.
34. Forrester DJ, *Pediatric Dental Medicine*. Philadelphia 1981
35. Gee AJ, Duinen RNB, Werner A, Davidson CL. Early and long-term wear of conventional and resin-modified glass ionomers. *J Dent Res* 1996;75:8,1613-1619.
36. Gee D, Pearson GJ. Effect of mixing speed on mechanical properties of encapsulated glass-ionomer cements. *Br Dent J* 1993;74:65.
37. Glasspoole EA, Erickson RL, Davidson CL. Effect of surface treatments on the bond strength of glass ionomers to enamel. *Dent Mat*. 2002;18:454-462.
38. Griffin SG, Hill RG. Influence of glass composition on the properties of glass polyalkenoate cements. Part IV: influence of fluorine content. *Biomaterials* 2000;21:693-698.
39. Gu YW, Fu YQ. Heat treatment and thermally induced crystallization of glass for glass ionomer cement. *Thermochimica Acta* 2004;423:107-112.
40. Hatton PV, Brook IM. Characterisation of the ultrastructure of glass-ionomer (poly-alkenoate) cement. *Br Dent J* 1992;173:275-277.

41. Hickel R, Voss A. A comparison of glass cermet and amalgam restorations in primary molars. *J Dent Children* 1990;May-June:184-188.
42. Hill RG, Wilson AD. A rheological study of the role of additives on the setting of glass-ionomer cements. *J Dent Res* 1988;67:12,1446-1450.
43. Hossain m, Nakamura Y, Yamada Y, Murakami Y, Matsumoto K. Compositional and structural changes of human dentin following caries removal by Er,Cr:YSGG laser irradiation in primary teeth. *J Clin Ped Dent* 2002;26:377-381.
44. Hunt PR. Microconservative restorations for approximal carious lesions. *JADA* 1990;120:Jan,37-40
45. International Standard (ISO) 9917-1:2003 (E) Water based cements.
46. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diode (LEDs). *Dent Mat* 2000;16:41-47.
47. Kanchanasita W, Pearson GJ, Anstice HM. Temperature rise in ion-leachable cements during setting reaction. *Biomaterials* 1995;16:1261-1265.
48. Kanchanasita W, Anstice HM, Pearson GJ. Long term surface micro-hardness of resin-modified glass ionomers. *J Dent* 1998;26:707-712.
49. Kerby RE, Bleiholder RF. Physical properties of stainless-steel and silver-reinforced glass-ionomer cements. *J Dent Res* 1991;70:10,1358-1361.
50. Khouw-Liu VHW, Anstice HM, Pearson GJ. An in vitro investigation of a poly (vinyl phosphonic acid) based cement with four conventional

- glass-ionomer cements. Part2:Maturation in relation to surface hardness. J Dentistry 1999;27:359-365.
51. Kilpatrick NM, Murray JJ, McCabe JF. The use of a reinforced glass-ionomer cermet for the restoration of primary molars:a clinical trial. Br Dent J 1995;179:175-179.
52. Kilpatrick NM. Glass ionomer cements:Their application in Children,Part I. Dental Update 1996:July- August, 236-238
53. Kleverlaan CJ, Duinen RNB, Feilzer AJ. Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. Dent Mat. 2004;20:45-50.
54. Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. J Oral Reh 2001;28:586-591.
55. Koch G, Modear T, Paulsen S, Rasmussen P. Pedodontics a clinical approach. Munksgaard 1991
56. Kotsanos N. An intraora study of caries induced on enamel in contact with fluoride-releasing restorative materials. Car Res 2001;35:200-204.
57. Lacefield WR, Reindl MJ, Retief DH. Tensile bond strength of a glass-ionomer cement. J Prosthetic Dent 1985;53:Feb,194-198.
58. Li J, Liu Y, Söremark R, Sundström F. Flexure strength of resin-modified glass ionomer cements and their bond strength to dental composites. Acta Odont Scan 1996;54:55-58.

59. Lo ECM, Luo Y, Fan MW, Wei SHY. Clinical investigation of two glass-ionomer restoratives used with the atraumatic restorative treatment approach in China: Two years results. *Car Res* 2001;35:458-463.
60. Lorente MAC, Dupuis V, Payan J, Moya F, Meyer JM. Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cements. *Dent Mat* 1999;15:71-78.
61. Malmstrom HS, McCormack SM, Fried D, Featherstone JD. Effect of CO₂ laser on pulpal temperature and surface morphology: an in vitro study. *J Dent*. 2001 Nov;29(8):521-9.
62. Matsuya S, Maeda T, Ohta M. IR and NMR analyses of hardening and maturation of glass-ionomer cement. *J Dent Res* 1996;75:12,1920-1927.
63. McLean JW, Wilson AD. The clinical development of the glass-ionomer cements. I. Formulations and properties. *Aust dent J* 1977;22:1,31-36.
64. McLean JW. Glass-cermet cements. *Quintessence Int* 1985;5:333.
65. McLean JW. Cermet cements. *JADA*;1990:120,43-47.
66. Mills RW. Blue light emitting diodes-another method of light curing? *Br Dent J* 1995;178:169-172.
67. Mitra SB, Brant LK. Long-term mechanical properties of glass ionomers. *Dent Mat*. 1994;10:78-82.
68. Mjör IA, Dahl JE, Moorhead JE. Placement and replacement of restorations in primary teeth. *Acta Odontol Scand* 2002;60:25-28.
69. Moor RJG, Verbeeck RMH. Changes in surface hardness of conventional restorative glass ionomer cements. *Biomaterials* 1998;19:2269-2275.

70. Moritz A, Gutknecht N, Goharkhay K, Schoop U, Wernisch J, Sperr W. In vitro irradiation of infected root canals with a diode laser: results of microbiologic, infrared spectrometric, and stain penetration examinations. *Quintessence Int.* 1997 Mar;28(3):205-9.
71. Mount GJ. Clinical placement of modern glass-ionomer cements. *Quintessence Int* 1993;24:99-107.
72. Mounth GJ. An atlas of glass-ionomer cements. A Clinicians's Guide. 1990
73. Mount GJ. Restoration of eroded areas. *JADA* 1990;120:31.
74. Nakajima H, Watkins JH, Arita K, Hanaoka K, Okabe T. Mechanical properties of glass ionomers under static and dynamic loading. *Dent Mat.* 1996;12:30-37.
75. Newbrun E. *Cariology*. 1983 Waverly Pres Inc. Baltimore, USA.
76. Ngo H, Earl, M.Sc, G.J.Mounth. Glass-ionomer cements: A 12-month evaluation. *J Prosthetic Dent* 1986;55:2,203-205.
77. Nicholson JW, McLean JW. A preliminary report on the effect of storage in water on the properties of commercial light-cured glass-ionomer cements. *Br Dent J* 1992;173:98.
78. Nicholson JM, Croll TP. Glass-ionomer cements in restorative dentistry. *Quintessence Int* 1997;28:11,705-714.
79. Nicholson JW. Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomaterials* 1998;19:485-494.
80. Nomoto R, McCabe JF. Effect of mixing methods on the compressive strength of glass ionomer cements. *J. Dentistry* 2001;29:205-210

81. Nomoto R, Komoriyama M, McCabe JF, Hirano S. Effect of mixing method on the porosity of encapsulated glass ionomer cement. *Dent Mat* 2004;20:972-978.
82. Önal B. Restoratif Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ege Üniv. Dişhekimliği Fak. Yayınları Bornova, İzmir 2001.
83. Papagiannoulis L, Kakaboura A, Eliades G. In vivo vs in vitro anticariogenic behavior of glass-ionomer and resin composite restorative materials. *Dent Mat* 2002;18:8,561-569.
84. Peetz R, Frank S. The physical-mechanical performance of the new Ketac Molar Easymix compared to commercially available glass ionomer restoratives. *J Dent*. 2006;April, Online.
85. Perez CR, Hirata R, Sergio PP. Evaluation of antimicrobial activity of fluoride-releasing dental materials using a new in vitro method. *Quintessence Int* 2003;34:473-4777.
86. Phillips RW. The glass ionomer cement. *JADA* 1990;120:Jan,19.
87. Pires JAF, Cvitko E, Denehy GE, Swift EJ. Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. *Quintessence Int* 1993;24:517-521.
88. Prevost AP, Forest D, Tanguay R, Grandmont P. Radiopacity of glass ionomer dental materials. *Oral Surg Oral Med Pathol* 1990;70:231-5.
89. Prosser HJ, Jerome SM, Wilson AD. The effect of additives on the setting properties of a glass-ionomer cement. *J Dent Res* 1982;61:10,1195-1198.
90. Prosser HJ, Powis DR, Wilson AD. Glass-ionomer cements of improved flexural strength. *J Dent Res* 1986;65:2, 146-148.

91. Qvist V, Laurberg L, Paulsen A, Teglers PT. Longevity and cariostatic effects of everyday conventional glass-ionomer and amalgam restorations in primary teeth: three-year results. *J Dent Res* 1997;76:7,1387-1396.
92. Ramskold LO, Fong CD, Stromberg T. Thermal effects and antibacterial properties of energy levels required to sterilize stained root canals with an Nd:YAG laser. *J Endod*. 1997 Feb;23(2):96-100.
93. Rutar J, McAllan L, Tyas MJ. Three-year clinical performances of glass-ionomer cement in primary molars. *Int J Paediatric Dent* 2002;12:146-147.
94. Shortall AC, Harrington E. Guidelines for the selection, use, and maintenance of visible light activation units. *Br Dent J* 1996;180:10,383-387.
95. Shortall AC, Harrington E. Temperature rise during polymerization of light-activated resin composites. *J Oral Rehabil*. 1998 Dec;25(12):908-13.
96. Sidhu SK, Carrick TE, McCabe JF. Temperature mediated coefficient of dimensional change of dental tooth-colored restorative materials. *Dent Mat* 2004;20:435-440.
97. Simmons JJ. Silver alloy powder and glass ionomer cement. *JADA* 1990;120:49.
98. Skartveit L, Halse A. Radiopacity of glass ionomer materials. *J Oral Reh*;1996;23,1-4. Sidhu SK, Shah PMM, Chong BS, Ford TRP. Radiopacity of resin-modified glass-ionomer restorative cements. *Quintessence Int*. 1996;27:639-643.

99. Smith DC. Composition and characteristic of glass ionomer cements. JADA 1990;120:january,20-22.
100. Smith DC. Development of glass-ionomer cement systems. Biomaterials 1998;19:467-478.
101. Snawder KD, Gonzales WE. Handbook of clinical pedodontics. The C.V.Mosby Company St Louis, Toronto, London 1980
102. Stanley HR. Pulpal responses to ionomer cements-biological charecteristics. JADA 1990;120:Jan,25-39
103. Sora S. Zirkonya katkılı cam iyonomer simanın mekanik ve fiziksel özelliklerinin karşılaştırılmalı olarak araştırılması. Pedodonti programı doktora tezi 2000.
104. Sunico MC,Shinkai K,Katoh Y. Two Year Clinical Performance of Occlusal and Cervical Giomer Restoration. Operatif Dent 2005;30:3,282-9.
105. Suzuki M, Jordan RE. Glass ionomer-composite sandwich technique. JADA 1990;120:55.
106. Suzuki Y, Tosaki S, Hirota K. Physical properties of glass ionomer for restorative filling. J Dent Res. 1995;74:561. (IADR Abs)
107. Swift EJ. An update on glass ionomer cements. Quintessence Int 1988;19:2,125.
108. Taifour D, Frencken JE, Beiruti N, van 't Hof MA, Truin GJ Effectiveness of glass-ionomer (ART) and amalgam restorations in the deciduous dentition: results after 3 years. *Caries Res* 2002 Nov-Dec; 36(6):437-44.

109. Tarım B. Farklı ışık kaynakları ile kompozit polimerizasyonu sırasındaki dentindeki ısı artışı. *Dışhekimliğinde Klinik Dergisi* 2001;23:109-114.
110. Tarle Z, Meniga A, Knezevic a, Sutalo J, Ristic M. Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc, and an experimental blue LED curing unit. *J Oral Reh* 2002;29:662-667.
111. Towler MR, Bushby AJ, Billington RW, Hill RG. A preliminary comparison of chemically cured and ultrasonically cured glass ionomer cements, using nano-indentation techniques. *Biomaterials* 2001;22:1401-1406.
112. Towler MR, Crowley CM, Hill RG. Investigation into the ultrasonic setting of glass ionomer cements. Part I Postulated modalities. *J Matreials Sciences Letters* 2003;22:539-541.
113. Voorde AJ, Gerdts GJ, Murchison DF. Clinical uses of glass ionomer cement:a literature review. *Quintessence Int*1988;19:53-61
114. Wasson EA, Nicholson JW. New aspects of the setting of glass-ionomer cements. *J Dent Res* 1993;72:2,481-483.
115. Welbury RR, Walls AWG, Murray JJ,McCabe JF. The 5 year results of a clinical trial comparing a glass polalkeonate (ionomer) cement restoration with an amalgam restoration. *Br Dent J* 1991;170:177-181.
116. Welbury RR, Shaw AJ, Murray JJ, Gordon PH, McCabe JF. Clinical evaluation of paired compomer and glass ionomer restorations in primary molar:final results after 42 months. *Br Dent J* 2000;22:189-193.

117. Wendt SL. The effect of heat used as a secondary cure upon the physical properties of three composite resins. I. Diametral tensile strength, compressive strength, and marginal stability. *Quintessence Int* 1987;18:4,265-271.
118. Willams JA, Billington RW. Changes in compressive strength of glass ionomer restorative materials with respect to time periods of 24h to 4 months. *J oral Rehabilitation* 1991;18:163-168.
119. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. *Br Dent J* 1972;132:133.
120. Wilson AD, Kent BE. The properties of a glass ionomer cement. *Br Dent J* 1973;135:322.
121. Wilson NHF. Direct adhesive materials: current perceptions and evidence-future solutions. *J Dent* 2001;29:307-316.
122. Woolford MJ, Chadwick RG. Surface pH of resin-modified glass polyalkenoate (ionomer) cements. *J Dent*. 1992;20:359-364.
123. Woolford MJ. Effect of radiant heat on the surface hardness of glass polyalkenoate (ionomer) cement. *J Dent*. 1994 Dec;22(6):360-3.
124. Woolford MJ, Grieve AR. Release of fluoride from glass polyalkenoate (ionomer) cement subjected to radiant heat. *J Dent*. 1995;23:4,233-237.
125. Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mat* 2000;16:129-138.

126. Yap AUJ, Cheang PHN, Chay PL. Mechanical properties of two restorative reinforced glass-ionomer cements. J Oral Reh. 2002;29:682-688.
127. Yap AUJ, Pek YS, Cheang P. Physico-mechanical properties of a fast-set highly viscous GIC restorative. J Oral Reh 2003;30:1-8.
128. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. American Association of Endodontist;19:4,515-529.
129. Zaimođlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Dişhekimliğinde maddeler bilgisi. Ankara üniversitesi Dişhekimliği fakóltesi yayınları. Sayı 17. Ankara 1993.

ÖZGEÇMİŞ

1974 yılında Hatay'da doğdum. 1997 yılında Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'nden mezun olduktan sonra aynı yıl Sağlık Bakanlığına girdim. Gaziantep'e dişhekimi olarak atandım. 2000 yılında İzmir Eğitim Diş Hastanesi'ne tayin oldum. 2002 yılında Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı'na doktora öğrencisi olarak girdim. 4 yıldır Pedodonti Anabilim Dalında ve 6 yıldır İzmir Eğitim Diş Hastanesi'nde çalışmaktayım. Evliyim ve bir çocuğum var.