



**HEKZAGONAL BOR NİTRÜR İLAVESİNİN GELENEKSEL CAM
İYONOMER SİMANIN BASMA DAYANIMI ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Rümeysa ESER

**UZMANLIK TEZİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

EKİM 2022

ETİK BEYAN

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

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Rümeysa ESER

25/10/2022

HEKZOGANAL BOR NİTRÜR İLAVESİNİN GELENEKSEL CAM İYONOMER SİMANIN BASMA DAYANIMI ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

(Uzmanlık Tezi)

Rümeysa ESER

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Ekim 2022

ÖZET

Bu tez çalışmasının amacı; ağırlıkça farklı oranlarda hekzagonal bor nitrür (hBN) ilavesinin geleneksel cam iyonomer simanın basma dayanımı üzerindeki etkisinin *in vitro* olarak değerlendirilmesidir. Geleneksel cam iyonomer simanı (Fuji IX GP) modifiye etmek için tozuna ağırlıkça %0,5, %1, %1,5 oranında hBN nanopartikülü ilave edildi. Basma dayanımı testi için kontrol grubu olarak hBN nanopartikülü eklenmemiş cam iyonomer siman kullanıldı. Her gruptan 24 örnek olmak üzere toplam 96 örnek hazırlandı. Bunlara ilave olarak SEM ve SEM-EDS analizlerinde kullanılmak üzere her grup için 2 örnek olacak şekilde toplam 8 örnek hazırlandı. Örneklerin hazırlanmasında 4 mm çapında 6 mm yüksekliğinde silindirik teflon kalıplar kullanıldı. Örnekler Fuji IX GP'nin üretici talimatlarına uygun toz/likit (3,6 g/1 g) oranında oda sıcaklığında (22°C) bir spatula yardımıyla elle karıştırılarak hazırlandı. 37 °C'de 24 saat distile suda bekletilen örneklerin basma dayanımları universal bir test cihazı (Schimadzu IG-IS, Kyoto, Japonya) kullanılarak 0,5 mm/dk hızda test edildi. Hazırlanan numunelerin düz yüzeylerinden SEM görüntüleri alındı ve SEM-EDS analizleri yapıldı. Çalışmanın sonuçlarına göre; hBN ilavesi cam iyonomer simanın basma dayanımı değerinde istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir artışa neden olmuştur ($p>0,05$).

Bilim Kodu : 1015
Anahtar Kelimeler : Geleneksel cam iyonomer siman, Hekzagonal bor nitrür, Basma dayanımı
Sayfa Adedi : 82
Danışman : Prof. Dr. Hacer DENİZ ARISU

EVALUATION OF THE EFFECT OF HEXAGONAL BORON NITRIDE ADDITIONAL
ON THE COMPRESSIVE STRENGTH OF CONVENTIONAL GLASS IONOMER
CEMENT

(Speciality Thesis)

Rümeysa ESER

GAZİ UNIVERSITY
FACULTY OF DENTISTRY

October 2022

ABSTRACT

The aim of this thesis study is to evaluate the effect of hexagonal boron nitride (hBN) addition at different weight ratios on the compressive strength of conventional glass ionomer cement *in vitro*. To modify conventional glass ionomer cement (Fuji IX GP), 0.5%, 1%, and 1.5% wt hBN nanoparticles were added to its powder. Glass ionomer cement without added hBN nanoparticles was used as the control group for the compressive strength test. A total of 96 samples were prepared, 24 samples from each group. In addition to these, a total of 8 samples, 2 samples for each group, were prepared for SEM and SEM-EDS analyses. Cylindrical Teflon molds with a diameter of 4 mm and a height of 6 mm were used in the preparation of the samples. Samples were prepared by hand mixing with a spatula at room temperature (22°C) at a powder/liquid (3.6 g/1 g) ratio in accordance with Fuji IX GP's manufacturer's instructions. The compressive strength of the samples, which were kept in distilled water at 37 °C for 24 hours, was tested using a universal test device (Schimadzu IG-IS, Kyoto, Japan) at a crosshead speed of 0.5 mm/min. SEM images were taken from the flat surfaces of the prepared samples and SEM-EDS analyzes were performed. According to the results of the study; the addition of hBN caused a statistically nonsignificant increase in the compressive strength of the glass ionomer cement ($p>0.05$).

Science Code : 1015

Key Words : Conventional glass ionomer cement, Hexagonal boron nitride,
Compressive strength

Page Number : 82

Supervisor : Prof. Dr. Hacer DENİZ ARISU

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimime başladığım ilk günden itibaren her konuda bana yol gösteren, bilgi ve tecrübelerinin yanında sevgisini, şefkatini, ilgisini benden hiçbir zaman esirgemeyen, desteğini her zaman yanımda hissettiğim, kendisinden çok şey öğrendiğim ve öğrencisi olmaktan onur duyduğum çok değerli danışman hocam Prof. Dr. Hacer DENİZ ARISU'ya,

Uzmanlık eğitimim sırasında bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki değerli hocalarım Prof. Dr. Oya BALA, Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI, Doç. Dr. Suat ÖZCAN, Dr. Öğr. Üyesi Cemile KEDİCİ ALP, Dr. Öğr. Üyesi Sinem AKGÜL, Dr. Öğr. Üyesi Hanife ALTINIŞIK'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca hep yanımda olan, güzel anılar biriktirdiğim dostlarım Uzm. Dt. Zeynep GÜL, Uzm. Dt. Zuhal ÇALIŞKAN, Dr. Öğr. Üyesi Cansu YIKICI, Dt. Seden TÜZEL, Dt. İlke TORBALI ÇOKKEÇECİ ve Dt. Merve AKSOY'a, birlikte çalışmaktan zevk duyduğum, tez çalışmam boyunca desteklerini esirgemeyen ve yanımda olan Dt. Sena BALABAN, Dt. Mert KARAKAŞ, Dt. Asude OĞUZ'a ve diğer tüm asistan arkadaşlarıma,

Hiçbir fedakarlıktan kaçınmadan hayatımın her anında yanımda olan, bugünlere gelmemde maddi manevi desteklerini esirgemeyen, aldığım tüm kararlarda her zaman yanımda olan, ailem oldukları için her zaman şükrettiğim babam Özgür BATTAL'a, annem İmren BATTAL'a, kardeşlerim Ebrar ve Serra BATTAL'a, hayatımın her anında yanımda olan, birlikte büyüdüğüm, birlikte yürüdüğüm, her konuda fikrine önem verdiğim, bana hem kardeş hem abla olan, uzmanlık eğitimim boyunca akademik anlamda bilgisini, vaktini ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen canım kardeşim Hümeysra BATTAL'a, tez yazım sürecimde beni her zaman motive eden desteklerini hep yanımda hissettiğim babam Mehmet ESER'e, annem Fatma ESER'e, sevgisiyle, sabrıyla, anlayışıyla benim her zaman yanımda olan, en büyük destekçim, her zaman iyi ki var dediğim canım eşim İbrahim Ethem ESER'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xi
RESİMLERİN LİSTESİ	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Cam İyonomer Simanların Tarihçesi	5
2.2. Cam İyonomer Simanların Sınıflandırılması	6
2.2.1. Geleneksel cam iyonomer simanlar	7
2.2.2. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar	11
2.2.3. Poliasit modifiye kompozit rezinler (kompomerler).....	13
2.3. Geleneksel Cam İyonomer Simanların Klinik Kullanımları.....	14
2.4. Geleneksel Cam İyonomer Simanların Özellikleri	14
2.4.1. Antibakteriyel etki ve florür salımı	14
2.4.2. Biyoaktivite	15
2.4.3. Su emilimi ve suda çözünme	16
2.4.4. Biyouyumluluk.....	17
2.4.5. Mekanik özellikleri	17
2.5. Cam İyonomer Simanlardaki Gelişmeler	18
2.5.1. Metal takviyeli cam iyonomer simanlar (sermet simanlar)	18

	Sayfa
2.5.2. Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar (YVCİS)	19
2.5.3. Giomerler	19
2.5.4. Nano-iyonomerler	20
2.5.5. Zirkonomerler	21
2.5.6. Cam karbomerler.....	22
2.6. Restoratif Materyallerin Mekanik Özellikleri ve Mekanik Test Yöntemleri	22
2.6.1. Basma dayanımı testi	23
2.7. Bor Minerali	24
2.7.1. Bor mineralinin kullanım alanları	26
2.7.2. Borun antibakteriyel etkileri	26
2.7.3. Borun tıptaki yeri ve önemi	27
2.7.4. Borun diş sağlığı üzerindeki etkileri	28
2.7.5. Bor nitrür.....	28
3. GEREÇ VE YÖNTEM	31
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller	31
3.2. Örnek Sayısının Belirlenmesi	32
3.3. Basma Dayanımı Testi	32
3.3.1. Örneklerin hazırlanması.....	32
3.3.2. Cam iyonomer simanın modifiye edilmesi ve örneklerin hazırlanması ...	33
3.3.3. Basma dayanımı değerlerinin ölçülmesi	34
3.4. SEM, SEM-EDS Değerlendirmeleri	36
3.5. İstatistiksel Değerlendirme.....	38
4. BULGULAR	39
4.1. Basma Dayanımı Bulguları	39
4.2. SEM Bulguları	41
4.3. EDS Bulguları	44

	Sayfa
5. TARTIŞMA	47
6. SONUÇLAR.....	63
KAYNAKLAR	65
ÖZGEÇMİŞ	81



ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. Cam iyonomer siman tozunu oluşturan bileşenler ve ağırlık olarak yüzdeleri	8
Çizelge 3.1. Kullanılan geleneksel cam iyonomer siman ve özellikleri	31
Çizelge 3.2. Kullanılan bor ve özellikleri	31
Çizelge 3.3. Kullanılan materyallerin ağırlıkça yüzde ve miktarları	33
Çizelge 4.1. Çalışmada test edilen gruplardan elde edilen basma dayanımı değerlerine ait ortalama ve standart sapma değerleri	39
Çizelge 4.2. Gruplara ait basma dayanımı değerlerinin Tukey HSD çoklu karşılaştırma test sonuçları	40
Çizelge 4.3. Pearson korelasyon analizi sonuçları	41
Çizelge 4.4. EDS verilerine göre elementlerin ağırlıkça yüzdelik ortalamaları	46

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 4.1. Gruplara ait basma dayanımı değerlerinin sütun grafiği ile gösterilmesi.....	40
Şekil 4.2. hBN ilavesiyle basma dayanımı üzerindeki artışın grafik ile gösterilmesi	41
Şekil 4.3. EDS verilerine göre elementlerin ağırlıkça yüzdelik ortalamaları	46



RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 2.1. Geleneksel cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonu.....	9
Resim 3.1. (a) Kullanılan geleneksel cam iyonomer siman, (b) Kullanılan hekzagonal bor nitrür (hBN)	31
Resim 3.2. Basma dayanımı testi için örneklerin hazırlandığı kalıbın görüntüleri	32
Resim 3.3. Çalışmada kullanılan hassas terazi	33
Resim 3.4. Siman örneklerin hazırlanması.....	34
Resim 3.5. Basma dayanımı testi için hazırlanan örneğin görüntüsü.....	34
Resim 3.6. Universal test cihazı	35
Resim 3.7. Universal test cihazına yerleştirilen örneğin görüntüsü	35
Resim 3.8. (a) Altın kaplama cihazı, (b) Altın kaplanan örnekler	37
Resim 3.9. SEM-EDS cihazı	37
Resim 4.1. Kontrol grubu örneklerinin düz yüzey SEM görüntüleri ((a)X500, (b)X2.500, (c)X5000, (d)X10.000)	42
Resim 4.2. %0,5 hBN ilaveli cam iyonomer siman örneklerinin düz yüzey SEM görüntüleri ((a)X500, (b)X2.500, (c)X5000, (d)X10.000).....	42
Resim 4.3. %1 hBN ilaveli cam iyonomer siman örneklerinin düz yüzey SEM görüntüleri ((a)X500, (b)X2.500, (c)X5000, (d)X10.000).....	43
Resim 4.4. %1,5 hBN ilaveli cam iyonomer siman örneklerinin (a)X500, (b)X2.500, (c)X5.000, (d)X10.000 düz yüzey SEM görüntüleri.....	43
Resim 4.5. Kontrol grubuna ait EDS görüntüsü ve elementlerin yüzdelik ortalamaları.....	44
Resim 4.6. %0,5 hBN ilaveli cam iyonomer siman örneklerinin EDS görüntüsü ve elementlerin yüzdelik ortalamaları.....	44
Resim 4.7. %1 hBN ilaveli cam iyonomer siman örneklerinin EDS görüntüsü ve elementlerin yüzdelik ortalamaları.....	45
Resim 4.8. %1,5 hBN ilaveli cam iyonomer siman örneklerinin EDS görüntüsü ve elementlerin yüzdelik ortalamaları.....	45

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler

Açıklamalar

-	Negatif
%	Yüzde
+	Pozitif
=	Eşittir
>	Büyüktür
°C	Santigrat derece
β	Beta
α	Alfa
π	Pi sayısı

Kısaltmalar

Açıklamalar

Al^{+3}	Alüminyum
Al_2O_3	Alüminyum oksit
$AlPO_4$	Alüminyum fosfat
ART	Atravmatik Restoratif Tedavi
ASPA	Alümina Silikat Poliakrilik Asit
Au	Altın
B	Bor
B_2O_3	Borik oksit
Ba	Baryum
Bis-GMA	Bisfenol A glisidilmetakrilat
BN	Bor nitrür
BNCT	Boron Neutron Capture Therapy
C	Karbon
Ca	Kalsiyum
Ca^{+2}	Kalsiyum

Kısaltmalar	Açıklamalar
CaF₂	Kalsiyum florür
EDS	Enerji Dağılımlı X-ışını Spektroskopisi
F	Flor
F-PRG	Full reaction type, f-prg fillers
g	Gram
g/cm³	Gram/santimetreküp
HA	Hidroksiapatit
hBN	Hekzagonal bor nitrür
HCl	Hidroklorik asit
HEMA	2-hidroksietilmetakrilat
ISO	International Organization for Standardization
KV	Kilovolt
MDCK	Madin Darby Canine Kidney
mg	Miligram
mg/kg	Miligram/kilogram
mg/kg	Miligram/kilogram
mg/ml	Miligram/mililitre
Mm	Milimetre
MPa	Megapaskal
N	Azot
N	Newton
Na	Sodyum
Na⁺¹	Sodyum
Na₃AlF₆	Sodyum hekzafloroalüminat
NkHA	Nanokristalin Hidroksiapatit
nm	Nanometre
O	Oksijen
P	Fosfor
p	İstatistiksel anlamlılık
PEGDMA	Polietilen glikol dimetakrilat
pH	Asit-baz değeri
PLC	Poliaktid polikaprolakton kopolimeri

Kısaltmalar**Açıklamalar****PRG**

Pre-reacted glass ionomer

rpm

Rotation per minute

SEM

Taramalı Elektron Mikroskobu

Si

Silisyum

SiO₂

Silisyum dioksit

SiO₄

Silisyum tetrahedron

S-PRG

Surface reaction type, s-prg fillers

SPSS

Statistical Package for Social Sciences

Sr⁺²

Stronsiyum

TEGDMA

Trietilen glikol dimetakrilat

UDMA

Üretan dimetakrilat

UV

Ultraviyole

YVCİS

Yüksek viskoziteli cam iyonomer siman

Zn

Çinko

1. GİRİŞ

Amalgam son 150 yıldır diş hekimliğinde en sık kullanılan restoratif materyaldir. Ancak, amalgam restorasyonlardan kaynaklanan cıvanın insan sağlığı ve çevre üzerindeki tehlikeleri, yeni restoratif materyallerin geliştirilmesini zorunlu kılmıştır [1]. Amalgama alternatif olarak konservatif ve doğal diş rengiyle uyumlu estetik materyallerin kullanımı yaygınlaşmıştır. Bunlar kompozit rezinler ve cam iyonomer simanlardır [2].

Kompozit rezinler iyi estetik ve mekanik özelliklere sahip olduklarından son yıllarda sıklıkla tercih edilen restoratif materyaller arasındadır [3]. Ancak kompozit rezin materyaller uygulanmaları esnasında teknik hassasiyet gerektirmeleri, amalgam ve diğer restoratif materyallere göre daha uzun uygulama süresi gerektirmeleri, Bisfenol A içeriği nedeniyle düşük biyouyumluluk göstermeleri gibi dezavantajlara sahiptir [4]. Bunların yanında kompozit rezin restorasyonlarda polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak post-operatif hassasiyet, mikrosızıntı ve sekonder çürük oluşumu gibi birtakım sorunlarla karşılaşılabilir [5].

Sekonder çürükler restorasyon başarısızlıklarının en büyük nedenlerinden biridir. Restoratif materyallerin tekrarlayan çürükleri inhibe etme yeteneği önemli bir klinik özelliktir. Restoratif materyallerden florür salımı olası çürük önleyici etkisi nedeniyle önemlidir. Florür salımı yapan restoratif materyallerden biri olan cam iyonomer simanlar yaygın olarak kullanılmaktadır [1].

Cam iyonomer simanların; dentine ve mineye kimyasal olarak bağlanabilme özelliklerinin olması, pulpaya ve periodontal dokulara biyouyumluluğu, kariyostatik ve antibakteriyel etki yaratan florür salımı yapabilmeleri, düşük hacimsel büzülme katsayıları ve dişe benzer termal genleşme katsayıları gibi avantajları bulunmaktadır. Bunun yanında neme karşı olan duyarlılıkları, düşük mekanik kuvvet ve aşınma direncine sahip olmalarından dolayı diğer restoratif materyallere kıyasla daha az dayanıklıdır [6]. Cam iyonomer simanın zayıf mekanik özellikleri, arka bölgelerde yoğun strese maruz kalan alanlarda restoratif materyal olarak kullanımlarını sınırlandırmaktadır. Bu sebeple, arka bölgelerde cam iyonomer simanlar genellikle geçici dolgu materyali veya kaide olarak tercih edilmiştir [6, 7].

Cam iyonomer simanların fiziksel özelliklerini iyileştirmek, posterior daimî dolgu materyali olarak kullanılmalarını sağlamak ve performanslarını artırmak için çok sayıda çalışma yapılmıştır. Bu amaçla materyalin içeriğine cam fiber, zirkonya, biyoaktif cam partikülü, kazein fosfopeptid-amorf kalsiyum fosfat eklenmiştir [8].

Son yıllarda nanomateyaller kullanılarak yapılan çok sayıda çalışma, diş çürüğünün tedavisinde nanomateriyallerin kullanımının plak biyofilmlerinin azaltılması ve kontrolü, dental materyallerin antibakteriyel özelliklerinin iyileştirilmesi ve başlangıç diş çürüğü lezyonlarının remineralizasyonu için önleyici ve tedavi edici yeni stratejiler sağlayabileceğini göstermiştir [9]. Bununla ilgili cam iyonomerlerle yapılan çalışmalarda, geleneksel cam iyonomer simana antibakteriyel özellik gösteren nanopartiküllerden titanyumdioksit, magnezyumoksit, nanogümüş ilave edilmiş ve simanın antibakteriyel ve mekanik özellikleri üzerindeki etkisi incelenmiştir [8, 10, 11]. Moshaverinia ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, geleneksel cam iyonomer simana ilave edilen hidroksiapatit ve floroapatit nanobiyoseramiklerin, simanın mekanik özelliklerini ve dentine bağlanma dayanımını iyileştirdiği görülmüştür [12].

Materyalin mekanik güvenilirliği, çiğneme kuvvetlerine karşı koyabilme miktarını ölçen basma dayanımı testiyle belirlenebilir. Basma dayanımı, ağız ortamında karşılaşılan çiğneme kuvvetlerini taklit etmek için iyi bir gösterge olarak kabul edilir [13]. Basma dayanımı, daha yüksek çiğneme yükleri veya parafonksiyonel kuvvetlerle karşılaşan posterior restorasyonların dayanıklılığını belirlemek için önemli bir özelliktir. Yüksek basma dayanımına sahip bir restoratif materyal yüksek stres alan bölgelerde karşılaşılan okluzal kuvvetlere karşı koyabilir [14].

Bor nitrür (BN) bileşiği doğada bulunmaz; altıgen, kübik, vurtzit, eşkenar dörtgen, turbostratik gibi farklı kristal yapılarında sentezlenir. hBN grafitin yapısal bir analogudur ve "beyaz grafit" olarak adlandırılır. Benzersiz özellikleri sebebiyle bor nitrür nanomateriyallerinin (nanopartiküller, nanotüpler, vb.) farklı tıbbi uygulamalarda kullanımı son yıllarda hızla artmıştır. Bu tez çalışmasında antibakteriyel özelliği, biyoyumluluğu ve ağız bakım ürünlerinde kullanım güvenilirliği ispat edilmiş bir nanopartikül olan hekzagonal bor nitrür (hBN) ilavesinin cam iyonomer simanın basma dayanımı üzerindeki etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmaktadır. Mevcut bilgilerimize göre hekzagonal bor nitrürün cam iyonomer simanlara etkileri ile ilgili literatürde herhangi bir bilgiye rastlanmamıştır.

Antibakteriyel özelliğe sahip olduğu bilinen hekzagonal bor nitrür ilavesi ile geleneksel cam iyonomer simanın basma dayanımının artırılması ve posterior bölgede daimi dolgu materyali olarak kullanılması amaçlanmaktadır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Cam İyonomer Simanların Tarihçesi

19. yüzyılın ilk yarısında amalgam, altın ve porselen restoratif materyallerin gelişimi dental simanların da gelişimini teşvik etmiştir. 20. yüzyılın başlangıcında, üç farklı siman; çinko oksit öjenol (1875), çinko fosfat (1879) ve silikat siman (1908) inley, kron, post, köprü ve ortodontik bantların simantasyonu, kaide materyali ve dolgu materyali olarak kullanılmak üzere geliştirilmişlerdir [15].

1950'li yıllarda, Birleşik Krallık'ta bir diş hekimi araştırmacı grubuyla birlikte, materyalin sadece restoratif materyal olmaması gerektiğini düşünmüşler, mine ve dentinin yerini alan yeni bir restoratif materyal üretmek için çalışmalara başlamışlardır. Diş yapısıyla benzer termal, mekanik ve optik özelliklere sahip bir restoratif materyal üretmeyi amaçlamışlar ve mevcut olan silikat simanın özelliklerini geliştirmek için girişimlerde bulunmuşlardır [16, 17].

1960'lı yılların başında hidroksiapatit ve dentindeki kollajenler ile reaksiyona giren hidrofilik materyaller geliştirilmiştir. Hem mine hem dentinde hidroksiapatit bulunması nedeniyle şelat ve kalsiyumla kompleks oluşturan reaktanlar umut vadetmiştir. Bu da sitrik asit ve poliakrilik asit içeren ve suda çözünebilen polielektrolit sistemlere olan ilgiyi artırmıştır. 1963 yılında poliakrilik asitin diş dokularına bağlanma potansiyeli ilk kez araştırılmış ve bunun sonucunda kalsiyumla kompleks oluşturabildiği ve kollajenle hidrojen bağı oluşturabildiği görülmüştür. Poliakrilat simanlar, biyouyumlu ve yüksek basınç dayanımı gibi iyi fiziksel özelliklerine ek olarak mine ve dentindeki hidroksiapatite bağlanma potansiyelleriyle de önemli hale gelmişlerdir [15].

1968 yılında çinko polialkenoat siman Smith tarafından üretilmiştir. Smith çalışmalarında çinko oksit öjenol simana yoğunlaşarak, likit olarak öjenol yerine poliakrilik asit kullanmaya karar vermiş, elde edilen materyal diş dokularına bağlanabilmiş fakat fiziksel özellikleri idealin altında kalmıştır [16].

Wilson ve Kent, silikat camdaki alüminyum oksit/ silisyum dioksit (Al_2O_3/SiO_2) oranını değiştirerek daha iyi estetiğe sahip silikat simanları geliştirmişlerdir [18]. Yüksek florür

iyonu içeren cam partiküllerinin poliakrilik asitlerle reaksiyona girmesiyle ve tartarik asidin sertleşme özellikleri üzerindeki temel etkisi kullanılarak üretilen ilk cam iyonomer siman ((Alümina-Silikat-Poliakrilik-Asit (ASPA)) 1972'de Wilson ve Kent tarafından piyasaya sunulmuştur [15, 19]. Daha sonra çeşitli iyileştirmeler yapılarak ASPA-II, ASPA-III, ASPA-IV ve ASPA-V piyasaya sunulmuştur [20].

İlk üretilen cam iyonomer siman hassas uygulama tekniği gerektiren, yavaş sertleşen ve oldukça opak bir materyaldi [21]. Günümüzde cam iyonomer simanlardaki gelişmelerle bu dezavantajların önüne geçilebilmiştir.

1977 yılında metal ilaveli cam iyonomer simanlar piyasaya sunulmuştur. Geleneksel cam iyonomer siman materyalinin tozuna gümüş-amalgam alaşım tozu eklenmiş materyalin fiziksel gücünü ve radyopasitesini artırmıştır [22].

1992 yılında ışıkla sertleşebilen rezin ile modifiye edilmiş cam iyonomer simanlar geliştirilmiştir. Resin modifiye cam iyonomer simanlarda temel asit baz reaksiyonu genellikle ışıkla sertleşme işlemi ile başlatılan ikinci bir resin polimerizasyonu ile desteklenir [23, 24].

Son yıllarda daha hızlı sertleşen yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlardan sıklıkla bahsedilmektedir. Bunlar doksanlı yılların başında atravmatik restoratif tedavide (ART) kullanılmak üzere geliştirilmişlerdir [25].

2.2. Cam İyonomer Simanların Sınıflandırılması

Cam iyonomer simanlar için farklı sınıflandırmalar yapılmıştır. 1994 yılında McLean ve arkadaşları cam iyonomer simanları sertleşme reaksiyonlarına göre üç grup altında toplamıştır [26]:

1. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar
2. Resin Modifiye Cam İyonomer Simanlar
3. Poliasit Modifiye Kompozit Resinler

2.2.1. Geleneksel cam iyonomer simanlar

Geleneksel cam iyonomer simanlar, floroalüminosilikat cam denilen reaktif cam doldurucu ve karboksilik asit kopolimer matriksten oluşan su bazlı self adeziv restoratif materyallerdir [27]. Geleneksel cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonu, asitte çözünabilen cam tozları ile poliasitin sulu çözeltisinin bir araya gelmesi ile oluşan bir asit baz reaksiyonudur. Toz halindeki floroalüminosilikat cam, cam iyonomer simanların temel bileşenidir [28].

Toz içeriği

Cam tozu, 1100°C-1500°C sıcaklıkta erimiş Al_2O_3 , SiO_2 , metal oksit, metal florür ve metal fosfatın bileşiminden meydana gelmektedir [21]. Alüminyum oksit ve silisyum dioksit, camın iskeletini oluşturmaktadır. Yapı, üç boyutlu silikat yapısıyla tetrahedral bir yapıdır. Tetrahedral yapının merkezinde alüminyum iyonu (Al^{+3}), SiO_2 molekülü ile yer değiştirebilmektedir. Silikat cam partiküller, yapılarındaki silisyum tetrahedron (SiO_4) bileşiğinin nötr olması sebebiyle reaktif değildir ve tek başına asit-baz reaksiyonuna giremez. Bu reaksiyonun gerçekleşebilmesi için silikat partiküllere alüminyumun (Al^{+3}) yanında sodyum (Na^{+1}), kalsiyum (Ca^{+2}), stronsiyum (Sr^{+2}) gibi ekstra katyonlar eklenerek bazik özellik sağlanmaktadır [29].

Cam iyonomer simanın toz içeriği silisyum dioksit-alüminyum oksit-kalsiyum florür-alüminyum fosfat-sodyum hekzafloroalüminat ($SiO_2-Al_2O_3-CaF_2-AlPO_4-Na_3AlF_6$) kompozisyonundan oluşmaktadır. Wilson ve McLean'a göre; Al_2O_3/SiO_2 oranı 1:2 veya daha fazla olmalı ve florür oranı %23'e kadar çıkabilmelidir. Daha sonra ticari olarak üretilen cam iyonomer simanların tozundaki sodyum oranı florür oranına göre daha fazlaydı. Daha yakın zamanda piyasaya sunulan cam iyonomer simanlarda ise Sr, baryum (Ba) ve çinko (Zn) içeren cam tozları kullanılmıştır [30].

Cam bileşiminde yapılan iki önemli modifikasyon oldukça önemlidir. Bunlardan ilki simanın sertleşme süresini kısaltmak ve nem hassasiyetini azaltmak için, kalsiyum (Ca) tozlarının hidroklorik asit (HCl) ile etkileşime sokularak partikül boyutlarının küçültülmesidir. İkinci önemli değişiklik ise, toz halindeki cam, gümüş, altın, platin veya palladyum gibi metallerle karıştırılarak yüksek aşınma direncine sahip cam iyonomer simanlar elde edilmesidir [30].

Çizelge 2.1. Cam iyonomer siman tozunu oluşturan bileşenler ve ağırlık olarak yüzdeleri [29]

SiO ₂	%24,9
Al ₂ O ₃	%14,2
AlF ₃	%4,6
CaF ₂	%12,8
NaAlF ₆	%19,2
AlPO ₄	%24,2

Likit içeriği

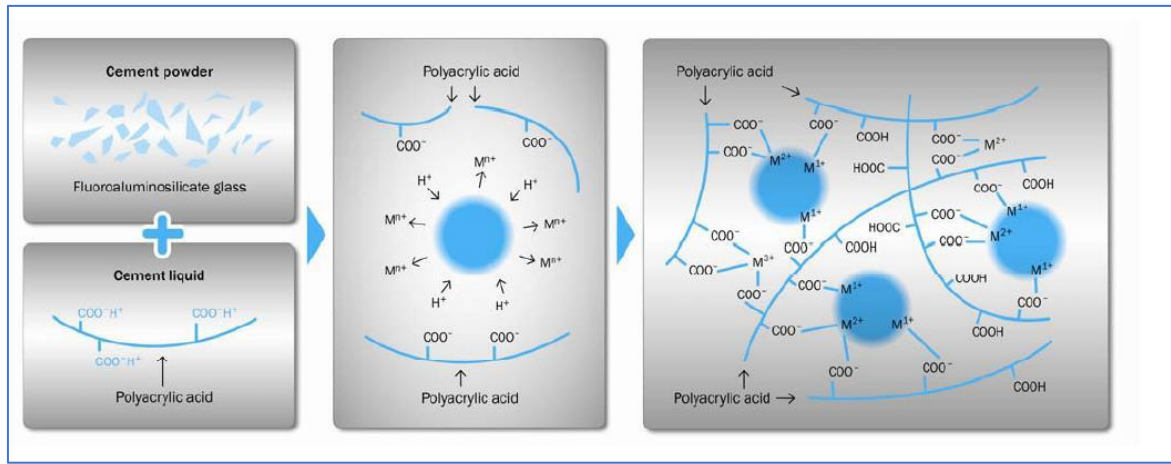
Cam iyonomer simanların sıvı bileşeni sulu poliakrilik asitten oluşmaktadır [30]. En eski geleneksel cam iyonomer simanın (ASPA-I) sıvı bileşeni, zayıf çalışma ve sertleşme özelliklerine sahip, polimer zincirleri arasında moleküller arası hidrojen bağlarının oluşması nedeniyle jelleşmeye duyarlı olan bir akrilik asit komopolimer çözeltisinden oluşuyordu. Akrilik asit komopolimerine tartarik asit ilave edilerek çalışma ve sertleşme özellikleri daha iyi olan ASPA-II üretilmiştir [20]. Cam iyonomer simana %5-10 oranında ilave edilen tartarik asit çalışma süresini uzatırken sonraki sertleşme süresini kısaltmıştır. Bunun yanında tartarik asit ilavesi jelleşmeyi artırdığından simanın kullanımında bazı zorluklara neden olmuştur [31]. Akrilik asit komopolimerine kütlece %5 oranında metanol ilavesi polimer zincirleri arasında moleküller arası hidrojen bağı oluşumunu azaltmış ve jelleşmeyi geciktirmiştir. Bu metanol ilaveli yeni geliştirilen siman piyasaya ASPA-III olarak sunulmuştur. Fakat metanol ilavesi soucunda simanın sertleşme süresi uzamış ve klinik kullanımında simanın renk değiştirdiği gözlemlenmiştir [20].

Jelleşme olmadan yüksek bir konsantrasyon elde edebilmek için düşük molekül ağırlığı gerekmektedir. Bu problem de akrilik asit-karboksilik asit (itakonik asit, maleik asit) kopolimeri kullanılarak aşılmıştır. Farklı birçok doymamış karboksilik asit türevleri, akrilik asitle kopolimer olarak kullanılmak üzere sunulmuş ve patentlenmiştir ancak pratik kullanımda sık tercih edilen kopolimer materyalleri, akrilik asit- maleik asit ve akrilik asit-3-bütan-1,2,3-trikarboksilik asittir [20, 30]. Polimer zincirine dikarboksilik veya trikarboksilik asitlerin eklenmesi sadece sıvının jelleşmesini engellemekle kalmaz, aynı zamanda zincir birimi başına artan karboksil grup sayısı ve daha yüksek asitlik nedeniyle daha fazla reaktivite sağlar. Artan zincir çapraz bağlanma, cam iyonomer simanın daha iyi

fiziksel özelliklere sahip olmasını sağlar. Bununla birlikte, uzun vadede, kırılabilirliğin artabileceğine dair bazı kanıtlar vardır [32].

Sertleşme mekanizması

Cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonu, toz ve likit bileşenlerinin karıştırılmasından sonra asitte çözünebilir cam tozları ile poliasitin sulu çözeltisinin bir araya gelmesi ile oluşan bir asit baz reaksiyonuyla gerçekleşir [28].



Resim 2.1. Geleneksel cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonu [15]

Cam iyonomer simanın sertleşme mekanizması dört faza ayrılmaktadır. Bunlar, toz ve likitin teması, cam partikülleri üzerine asit atağı, matriksin şelasyonu ve sertleşmesi şeklindedir [33].

İlk olarak cam partikülleri poliakrilik asit likidi içinde dağılırlar. Poliakrilik asitten salınan hidrojen iyonları cam yüzeyine bağlanırlar [34]. Daha sonra Na^+ , Ca^{+2} , Sr^{+2} ve Al^{+3} iyonları cam tozundan salınıp poliasit çözeltisine doğru hareket ederler. Katyonların poliasit zincirleri ile arasında tuz köprüleri oluşumuna katkı sağlar ve bunun sonucunda silika hidrojel tabakası oluşur. Kalsiyum poliakrilat oluşumu alüminyum poliakrilat oluşumuna göre daha hızlı bir reaksiyon kinetiği sergiler [15]. Reaksiyon devam ederken, matriks içindeki iyon konsantrasyonu artar. Poliakrilik asitin poliakrilatlara dönüşmesiyle ortamın pH'ı ve viskozitesi de artar [35].

Polikarboksilik asit cam iyonomer simanlarda sulu çözelti içinde genellikle % 45'lik konsantrasyonda kullanılmaktadır. Cam iyonomer simanın sertleşme reaksiyonunu kontrol etmek için cam tozuna belirli miktarlarda kuru polikarboksilik asit ilave edilmektedir [15].

Cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonu iki aşamada gerçekleşir. İlk aşama karıştırmadan sonra ilk 10 dk içinde gerçekleşen klinik sertleşmedir. Matriks içindeki kalsiyum ve alüminyum katyonlarının salınmasını içeren ikinci aşama, asit-baz reaksiyonunun yavaş ve uzun süreli bir devamıdır. İlk reaksiyon sırasında materyal neme duyarlıyken, ikinci aşamada ise materyal dehidratasyona karşı hassastır. İlk aşamada materyalin su ile teması materyalin yüzeyinde yumuşamaya neden olur. Bu da materyalin aşınma direncini düşürür ve restorasyonun klinik başarısını etkiler [13].

Mine ve dentine bağlanma mekanizması

Cam iyonomer simanların diş dokularına kimyasal olarak bağlanması, diş dokusundaki fosfat iyonlarının poliakrilik asitten gelen karboksilat gruplarıyla reaksiyona girmesi sonucu gerçekleşir [36]. Cam iyonomer simanın diş dokularına bağlanması birkaç aşamada gerçekleşmektedir. İlk olarak yeni karıştırılmış simanın kaviteye uygulanmasıyla diş yüzeyinin uygun bir şekilde ıslanması sağlanır. Bu hem simanın hem de diş yapısının hidrofilik doğasından kaynaklanmaktadır. Sonraki aşamada, cam iyonomer simanın içeriğindeki karboksil grupları ile dişin yapısındaki su arasında hidrojen bağlarının oluşması nedeniyle bağlanma hızla gerçekleşir [18]. Bu hidrojen bağlarının yerini diş yapısındaki katyonlar ve anyonik fonksiyonel gruplar arasında oluşan iyonik bağlar alır [37].

Cam iyonomer simanların mineye olan gerilme bağlanma dayanımı 2,6 ile 9,6 megapaskal (MPa) arasında iken dentine olan gerilme bağlanma dayanımı 1,1 ile 4,1 MPa arasındadır. Bağlanma kuvvetinin minede dentine göre daha yüksek olması bağlanmanın mineral fazda gerçekleştiğini göstermektedir [29].

Cam iyonomer simanın smear tabakası varlığında bile dentin ve mineye bağlanabilmesi önemli avantajlarından biridir. Bununla birlikte polikarboksilik asit, sitrik asit ve fosforik asit gibi yüzey düzenleyicilerinin (conditioner) smear tabakasını kaldırarak bağlanma kuvvetini iyileştirdiği görülmüştür. Cam iyonomer restorasyon öncesi diş yüzeyine uygulanan yüzey düzenleyicileri, uygulandıkları dentin yüzeyini demineralize ederek 1

mikrometre (μm) derinliğe kadar nüfuz ederek yüzeyi kimyasal bağlanma için hazır hale getirir [38, 39].

Kullanım alanları

Cam iyonomer simanlar diş hekimliğinde geniş kullanım alanına sahip materyallerdir. Klinikte kullanım alanlarına göre tip I, tip II, tip III ve tip IV olarak sınıflandırılırlar.

Tip I: Kron, köprü, inley, onley ve ortodontik bantların yapıştırılmasında kullanılırlar. Düşük toz: likit oranına (1,5:1 ile 3,8:1) sahiptirler. Hızlı sertleşme özelliklerinin yanında erken su kontaminasyonuna karşı dirençlidirler. Genellikle radyoopaktırlar.

Tip II: Restoratif amaçlı kullanılan simanlardır. İki alt bölüme ayrılırlar.

Tip II-1: Estetiğin önemli olduğu anterior bölgedeki restorasyonlarda kullanılmaktadırlar. Yüksek toz: likit oranına (3:1 ile 6,8:1) sahiptirler. İyi bir renk uyumu ve translüsensi gösterirler. Genellikle radyoopaktırlar.

Tip II-2: Posterior bölgede tercih edilen restoratif simanlardır. Yüksek toz: likit oranına (3:1 ile 4:1) sahiptirler. Sertleşme süreleri kısadır ve su kontaminasyonuna karşı dirençlidirler. Radyoopaktırlar.

Tip III: Kaide materyali ve fissür örtücü olarak kullanılırlar. Fissür örtücü olarak kullanılanlar, kavite duvarlarına adaptasyonlarının daha iyi olması için düşük toz: likit oranına (1,5:1) sahiptirler. Yüksek toz: likit oranına (3:1 ile 6,8:1) sahip olan türleri ise açık sandiviç tekniğinde kullanılırlar. Radyoopaktırlar [29].

Tip IV: Kanal dolgu patı olarak kullanılan cam iyonomer simanlardır [7].

2.2.2. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar

1980'lerin sonunda piyasaya sürülen rezin modifiye cam iyonomer simanlar; geleneksel cam iyonomer simanların neme karşı olan duyarlılıkları ve düşük mekanik özellikleri gibi sorunların üstesinden gelmek için geliştirilmişlerdir [40]. Geleneksel cam iyonomer simanların temel bileşenlerinden cam tozu, poliasit ve suyun yanında bir monomer bileşen

ve fotobaşlatıcı içerirler. Monomer, 2-hidroksietil metakrilat (HEMA), fotobaşlatıcı ise kamforokinondur [41].

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar dual sertleşme mekanizmasına sahiptir. Rezin modifiye cam iyonomerlerin sertleşme reaksiyonu, geleneksel cam iyonomerdeki asit baz reaksiyonuna ek olarak ışık ile polimerize olan bir mekanizmayı içerir. Başlangıç sertleşme reaksiyonu metakrilat monomerlerin ışıkla polimerizasyonu sonucu olurken, yavaş gelişen asit baz reaksiyonu ise simanın tümüyle sertleşmesine olanak sağlar [42]. Rezin modifiye cam iyonomer simanların tri cure dediğimiz üç aşamalı setleşme mekanizmasına sahip olanları da vardır. Bunlar ışıkla polimerizasyona ek olarak kimyasal bir indikatör içeriğinden dolayı kimyasal olarak polimerizasyonu devam eder [6, 43].

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha uzun çalışma süresine, rezin bazlı materyallere yakın estetik özelliklere, daha iyi fiziksel özelliklere sahiptirler ve bitirme işlemleri daha kısa sürede gerçekleştirilebilmektedir. Bununla birlikte bağlanma, su emilimine direnç, florür salımı, çözünürlük ve biyouyumluluk bakımından geleneksel cam iyonomer simanlardan daha üstün oldukları kanıtlanamamıştır [23, 44].

Diş yapılarına retansiyon, sekonder çürük oluşumu ve postoperatif hassasiyet yönünden klinik olarak başarılıdır. Ancak bu durum marjinal uyumları, yüzey özellikleri ve renk stabiliteleri için geçerli değildir. Boyutsal değişiklikler ve restorasyonun kavite duvarlarına adaptasyon eksikliği nedeniyle marjinal sızıntı meydana gelebilir. Rezin modifiye cam iyonomer simanlarda polimerizasyon büzülmesi daha fazla görülebileceğinden dolayı marjinal sızıntı oluşma riski daha yüksektir [40].

Rezin modifiye cam iyonomer simanların içeriğinde bulunan HEMA monomeri pulpa hücreleri için sitotoksiktir. Bu da materyalin biyouyumluluğunu tehlikeye sokmaktadır [29].

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar, süt dişlerinin restorasyonunda, Sınıf I, Sınıf II, Sınıf III, Sınıf IV ve Sınıf V restorasyonlarda, kaide ve astar materyali olarak kullanılmaktadır. Bunun yanında ortodontik apareylerin yapıştırılmasında ve fissür örtücü olarak da kullanımları mevcuttur [45, 46].

2.2.3. Poliasit modifiye kompozit rezinler (kompomerler)

“Kompomer” kelimesi kompozit ve cam iyonmer kelimelerinin birleştirilmesinden gelmektedir. Materyalin kendisi bir poliakrilik/polikarboksilik asitle modifiye edilmiş kompozittir. Kompomerler, kompozit ve cam iyonmer bileşenlerinden oluşur. Cam iyonmerlerin kolay kullanım ve florür salma özellikleri ile kompozitlerin estetik özellikleri bu materyalde birleştirilmeye çalışılmıştır [47].

Kompomerler, çeşitli monomerler (Üretan dimetakrilat (UDMA)) ve geleneksel cam iyonmerlerde bulunanların aksine polimerize edilebilir çift bağlara sahip olan dikarboksilik asitler içerir [47]. Bunlara ek olarak yapısında florür salımından sorumlu stronsiyum-alüminyum fluorosilikat cam tozları, reaksiyon başlatıcılar, stabilizörler ve pigmentler bulunur [48].

Kompomerlerin içeriğindeki rezinin fotopolimerizasyonu ile monomerler arasında çapraz bağların meydana gelmesi sonucu ilk sertleşme reaksiyonu gerçekleşir. Daha sonra polimerize olan asit monomeri ağız ortamındaki su ile temas eder, florür içeren cam ile reaksiyona geçerek kimyasal (asit-baz reaksiyonu) sertleşmeyi gerçekleştirir [49]. Kompomerler, geleneksel cam iyonmerler ve rezin modifiye cam iyonmerlerin aksine, sertleşme sürecinde oldukça az asit-baz reaksiyonu gösterir. Klinik çalışma sırasında restorasyonun su alımının bir sonucu olarak minimal bir asit-baz reaksiyonu görülebilir [26].

Kompomerlerin aşınma dayanımının yanı sıra özellikle gerilme ve eğilme dayanımı cam iyonmer ve rezin modifiye cam iyonmerlerden üstündür. Bununla birlikte kompozit rezinlerin materyal özelliklerini tamamıyla taşımaz. Diş yapılarına kimyasal olarak bağlanabilen cam iyonmer simanların aksine, kompomer uygulamadan önce ideal adezyon elde etmek için mine ve dentin yüzeyine bağlayıcı ajan uygulamak gerekir [50]

Rezin kompozitlerde olduğu gibi kompomerlerin diş yapısına bağlanması esas olarak mikromekanik retansiyon ile meydana gelir. Estetik ve bitirme/polisaj işlemleri ile ilgili olarak kompomerler cam iyonmerler ve rezin modifiye cam iyonmerlerden üstündür. Ancak kompomerlerin florür salımları geleneksel cam iyonmer ve rezin modifiye cam iyonmere göre düşüktür [51].

Kompomerler; süt dişlerinin restorasyonunda, pit çürüklerinde, arayüz ya da kök çürüklerinde, çürüksüz/çürüklü servikal lezyonlarda, okluzal kavitelerde ve küçük Sınıf II restorasyonlarda kullanılmaktadırlar [48].

2.3. Geleneksel Cam İyonomer Simanların Klinik Kullanımları

Cam iyonomer simanlar kimyasal, mekanik ve biyolojik özelliklerinden dolayı özellikle minimal invaziv tedavilerde ve bunun yanında birçok alanda kullanılmaktadırlar.

Geleneksel cam iyonomer simanlar;

- Daimi dişlerin stres içermeyen bölgelerinin restorasyonunda,
- Süt dişlerinin daimi restorasyonlarında,
- Geçici restoratif materyal olarak,
- Kron, ortodontik bant ve yer tutucuların yapıştırılmasında,
- Kaide materyali olarak,
- Pit ve fissür örtücü olarak,
- Kök yüzeyi çürüklerinin restorasyonunda,
- Açık ve kapalı sandviç tekniğinde,
- ART tekniğinde,
- Endodontik kök perforasyonlarının tamirinde,
- Eksternal kök rezorbsiyonlarının tedavisinde,
- Yüksek çürük riskli bireylerde çürüğü kontrol altına almak için geçici restorasyon amacı ile,
- Kron kenarına komşu subgingival çürüklerin tamirinde,
- Kron ve onley preparasyonlarında andırkat alanlarının doldurulmasında kullanılmaktadır [27, 40, 52, 53].

2.4. Geleneksel Cam İyonomer Simanların Özellikleri

2.4.1. Antibakteriyel etki ve florür salımı

Sekonder çürük oluşumu restorasyonlardaki başlıca başarısızlık nedenlerinden biridir [54]. Delbem ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, cam iyonomer simanların florür salımı

yapabilme özelliklerinden dolayı sekonder çürük oluşumunu önemli ölçüde azalttığını bildirmişlerdir [55]. Ayrıca cam iyonomer simanların antibakteriyel ve karyostatik özellik göstermeleri saldıkları florür miktarıyla ilişkilendirilmektedir [56].

Florür iyonunun antikaryojenik özellik göstermesi farklı mekanizmalara bağlıdır. Florür dişteki demineralizasyonu azaltırken, remineralizasyonu artırmaktadır. Florür iyonları, pelikül ve plak oluşumunu engellerken mikrobiyal büyümenin inhibisyonunda da rol oynar [57].

İlk 24 saat içerisindeki yüksek florür salımı, sertleşme reaksiyonu sırasında cam partiküllerinin polialkenoik asit ile tepkimeye girmesi sonucunda meydana gelen bir patlama etkisidir. Başlangıçta görülen yüksek florür salımı 24-72 saat sonra hızlıca azalır, 10-20 gün içinde sabit bir düzeye yaklaşır ve simanların içeriğindeki florür iyonu birkaç ay içinde oldukça hızlı bir şekilde tüketilir [40, 57].

İn- vitro çalışmalar cam iyonomer simanların, florürlü solüsyonlardan, diş macunlarından ve ağız gargaralarından florür alımı nedeniyle sabit bir düşük florür seviyesi sağlayarak, reşarj olabilen rezervuarlar olarak kullanabileceklerini göstermiştir. Bu da restorasyonun ömrü boyunca çürüğe karşı direncini artırır [58].

Porenczuk ve arkadaşları florür salan materyallerle ilgili yaptıkları bir çalışmada, bir geleneksel cam iyonomer siman, biyoaktif cam içerikli rezin modifiye cam iyonomer siman ve bir de nanohibrit kompozit rezinin florür salma miktarlarını araştırmışlardır. En yüksek florür salımı yapan materyalin geleneksel cam iyonomer siman olduğunu tespit etmişlerdir [59].

2.4.2. Biyoaktivite

Cam iyonomer simanlar, ortama biyolojik olarak faydalı oldukları seviyelerde aktif iyonlar (florür, sodyum, fosfat, silikat) salabilen biyoaktif materyallerdir. Asidik koşullarda, normal koşullara göre bu iyonların salımı artar [29].

Salınan iyonların, farklı biyolojik etkileri vardır. Fosfat tükürükte bulunur ve tükürükle dişin mineral fazı arasında denge sağlar. Silikat kristal yapısını bozmadan hidroksiapatitin yapısına katılabilir [60]. Kalsiyum, birçok biyolojik kullanımı olan temel bir mineral

elementtir. Ağız içerisinde, hafif asidik koşullar altında dişin remineralizasyonunu destekler [29].

Cam iyonomer simanlar ortamdaki iyonları kendi bünyelerine de alabilmektedirler. Siman, tükürük içerisindeki kalsiyum ve fosfat iyonlarını alarak, çok daha sert bir yüzey oluşturur [61]. Bununla ilgili olarak; cam iyonomer simanlar, fissür örtücü olarak kullanıldıklarında, fissürde artmış kalsiyum ve fosfat içeriğine sahip ve orjinal diş yapısına göre daha dirençli bir doku oluşturmaktadır. Bu artmış direncin yanı sıra simanın görünümündeki değişiklik de materyalin mineye benzerlik gösterdiği iddalarını ortaya atmıştır [62].

2.4.3. Su emilimi ve suda çözünme

Su emilimi ve suda çözünürlük; tamamen kontrol altına alınamayan ve restoratif materyallerin klinik başarılarının azalmasında büyük öneme sahip olan faktörlerdir. Su emilimi, materyallerde boyutsal değişikliklere yol açan, renklenmelere ve marjinal konturlarda kırılmalara sebep olan bir etkidir. Suda çözünürlük ise, restorasyonların biyolojik yapılarla olan uyumlarını olumsuz yönde etkileyen ve bozulma oranlarını arttıran bir olgudur. Sonuçta bu faktörlerin; yüzey özelliklerinin, kenar bütünlüğünün ve estetik görünümün kaybına ve dolayısıyla restorasyonlardaki bozulmaların artmasına sebep oldukları bilinmektedir [63, 64].

Tüm restoratif materyallerin fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklerini etkileyen su emilimi ve suda çözünürlük olguları, özellikle cam iyonomer esaslı materyallerde önemli bir sorun olarak karşımıza çıkmaktadır [64].

Su emilimi; asit-baz reaksiyonlarının meydana geldiği cam iyonomer simanlarda öncelikle matriks içine olmakta ve matriks içindeki su konsantrasyonuna bağlı olarak, kontrollü bir süreçte difüzyon katsayısı azalmaktadır. Dolayısıyla su emilimi, siman matriksinin hidrolizine bağlı olarak zaman içinde siman içinde bozulmalara yol açarak restorasyonların klinik ömrünü azaltmaktadır [65].

Küçükkeşmen ve arkadaşlarının, iki geleneksel cam iyonomer siman ve bir rezin modifiye cam iyonomer simanın su emilimi ve suda çözünürlüklerini inceledikleri çalışmada,

geleneksel cam iyonomer simanların rezin modifiye cam iyonomer simana göre daha fazla su emilimi ve suda çözünürlük değerleri gösterdiği bildirilmiştir [65].

2.4.4. Biyouyumluluk

Cam iyonomer simanların hem diş hem de kemik yapıya karşı son derece biyouyumlu olduğuna dair çok sayıda kanıt rapor edilmiştir [66]. Dişteki kalsiyuma bağlanma eğiliminde olan, yüksek moleküler ağırlıklı makromoleküllere sahip poliakrilik asitin düşük asidite göstermesi cam iyonomer simanları biyouyumlu materyaller sınıfına dahil etmiştir. Periodontal dokulara karşı irritan özellik göstermeyen cam iyonomer simanlar, kompozit rezinlere kıyasla subgingival biyofilmi azaltma yeteneğine sahiptirler [67]. Simandan salınan kalsiyum, fosfat, sodyum ve florür iyonlarının vücut dokuları için faydalı olması materyalin biyouyumluluğunu desteklemektedir. Sertleşmenin ilk aşamalarında ortaya çıkan ısı ve düşük pH kaynaklı pulpada hasar oluşturabileceği literatürde bildirilmiştir fakat sertleşme sırasında ortaya çıkan ısının tolere edilebilir olması pH'nın sertleşme tamamlandıkça hızla artması pulpa dokusundaki hasarı minimuma indirmektedir [66]. Ayrıca yapılan çalışmalar, dentinin cam iyonomer simanlardan yayılan hidrojen iyonlarını tamponladığını ve postoperatif hassasiyetin cam iyonomer simanlarla ilişkili olmadığını ortaya koymuştur [68].

Cam iyonomer simanlardan salınan alüminyumun sistemik etkileri incelenmiş ve iyonun büyük ölçüde vücuttan atıldığı ve önemli bir sağlık problemine neden olma ihtimalinin düşük olduğu sonucuna varılmıştır [69].

2.4.5. Mekanik özellikleri

Geleneksel cam iyonomer simanın içeriğinde bulunan silika ve alümina, materyalin dayanıklılığından sorumludur. Buna ek olarak simandaki alkenoik asitin türü de materyalin mekanik özelliklerini etkilemektedir. Yüksek molekül ağırlıklı asitler simanın viskozitesini artırarak materyalin dayanıklılığına olumlu yönde katkı sağlamaktadır [70].

Diş dokuları ile restoratif materyalin termal genleşme katsayıları arasındaki fark fazla ise restorasyonun marjinal sızdırmazlığı tehlikeye girebilir. Bu da restorasyonun başarısı için önemli bir faktördür. Cam iyonomer simanlar kompozit rezin ve amalgama göre diş dokusuna daha yakın termal genleşme katsayısına sahiptir [15].

Geleneksel cam iyonomer simanlar, erken dönemde suya maruz kalmalarının sonucunda düşük basma ve eğilme dayanımı, yüksek çözünürlük ve buna bağlı olarak düşük klinik performans göstermektedirler [21, 71]. Su emilimlerinin kompozit rezin materyallere göre yüksek olması sebebiyle yüksek hacimsel genleşme gösterirler. Su emilimi nedeniyle cam iyonomer simanın mikro yapısı etkilenir, bu da kırılma dayanımında azalmaya neden olur [15].

Geleneksel cam iyonomer simanların yüksek çözünürlük, düşük aşınma direnci, düşük gerilme ve kırılma dayanımları gibi zayıf mekanik özelliklerinden dolayı posterior bölgede kullanımları sınırlanmıştır. Bundan dolayı birçok araştırmacı simanın içeriğindeki toz ve likitin yapısında değişiklikler yaparak materyalin mekanik özelliklerini iyileştirmeye çalışmıştır [72].

2.5. Cam İyonomer Simanlardaki Gelişmeler

2.5.1. Metal takviyeli cam iyonomer simanlar (sermet simanlar)

Metal ile güçlendirilmiş cam iyonomer simanlar ilk kez 1977’de piyasaya sunulmuştur. Bunlar geleneksel cam iyonomer simanların mekanik ve fiziksel güçlerini artırmak amacıyla cam ile beraber altın, gümüş, titanyum gibi metallerin eritilmesiyle elde edilmiştir. Bu yeni materyal “sermet siman” adını almıştır [73].

Sermet simanlar, geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha yüksek aşınma direnci gösterirken, basma ve eğilme dayanımları da daha yüksektir. Geleneksel cam iyonomer simanlara eklenen bu metalik faz, simanın fiziksel kuvvetlerini artırmanın yanında radyoposite de sağlamıştır. Bu simanların sertleşme süreleri kısa, diş dokularına bağlantıları zayıftır. Ayrıca yapısındaki cam tozlarının bir kısmı metal ile kaplı olduğundan florür salımları geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha düşüktür [73, 74].

Metal içerikleri nedeniyle saydamlığını kaybetmiş sermet simanların, estetiğin önemli olmadığı bölgelerde kullanımları önerilmiştir. Metal takviyeli cam iyonomer simanlar klinikte süt dişlerinde ve daimî restorasyon materyali olarak tünel kavitelerinde, Sınıf I ve Sınıf II kavite restorasyonlarında kullanılmaktadırlar [25, 74, 75].

2.5.2. Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar (YVCİS)

Geleneksel cam iyonomer simanlardan daha iyi mekanik özelliklere sahip yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar (YVCİS) ART'de restorasyon materyali olarak kullanılmak üzere geliştirilmişlerdir [76]. Geleneksel cam iyonomer simanlara göre erken dönemde suya maruz kalma hassasiyetleri daha az, sertlik ve aşınma dirençleri daha fazladır. Bunun yanında daha yüksek eğilme ve basma dayanımı değerlerine sahiptir. Bu avantajlı özellikleri YVCİS'in, stresin fazla olduğu posterior bölgelerde kullanılabilmelerini sağlamıştır [77].

Geleneksel cam iyonomer simanlarda toz:likit oranı 3:1 veya 4:1 iken YVCİS'da ise bu oran 6:1 veya 7:1'dir [78, 79]. Geleneksel cam iyonomer simanlara benzer şekilde sertleşme reaksiyonu gösterirken daha küçük boyutta floralüminasilikat doldurucular içermeleri sertleşme sürelerini kısaltmıştır. Artan mekanik özelliklerinin yanında kısa sertleşme süresi de materyale önemli bir avantaj sağlamıştır. Ayrıca florür iyonu salımları da geleneksel cam iyonomer simanlarla aynı orandadır [52, 80, 81].

YVCİS'lar; süt dişlerinin restorasyonunda, yüksek çürük riski olan bireylerde daimi ve geçici dolgu materyali olarak, kaide materyali ve stresin az olduğu bölgelerde daimi restorasyon materyali olarak, uzun süreli geçici restorasyon materyali olarak kullanılmaktadır [82].

2.5.3. Giomerler

Giomerler, kompozit rezinlerin iyi mekanik direnç ve estetik özelliklerini, cam iyonomer simanların ise çürüğe karşı koruma özelliklerini alarak yeni bir materyal sınıfı olarak tanıtılmıştır [83]. Giomerler dehidrate ve silanize olmuş, önceden reaksiyona girmiş cam doldurucular (PRG), Bisfenol A glisidilmetakrilat (Bis-GMA) matriksi ve monomerler içerir. PRG partikülleri, floroalüminasilikat cam partikülleri ile polialkenoik asit arasında sulu ortamda meydana gelen asit-baz reaksiyonu sonucu oluşurlar [83, 84]. PRG partiküllerinin doldurucunun sadece yüzeyinin aktifleştirildiği (S-PRG) ve doldurucunun tamamının aktifleştirildiği (F-PRG) iki farklı formu vardır. Giomerlerin bileşimlerinde fonksiyonel asit grubu olmadığından diş yapılarına bağlanmak için bağlayıcı ajana ihtiyaç duymaktadırlar. Sertleşme reaksiyonu ışık ile aktive edilir. İçeriğinde kompozit rezinlerdekine benzer fotobaşlatıcılar bulunmaktadır [81].

Giomerlerin bileşimine dahil edilen biyoaktif cam, biyolojik sıvılarla temas ettiğinde çözünür ve fosfat, florür, kalsiyum gibi terapötik iyon salımına izin vererek apatit oluşturma kapasitesini etkiler [85]. Florür salımı ve reşarj özelliklerinin geleneksel cam iyonomer siman ve rezin modifiye cam iyonomer simanlardan düşük, kompomerlerden yüksek olduğu bildirilmiştir [86].

Giomerler, bitirme işlemi sonrası düzgün bir yüzey elde edilerek iyi bir estetik sonuç sağlamalarının yanında iyi bir mekanik dirence de sahiptirler. Klinik çalışmalar morfoloji, marjinal uyum ve post-operatif duyarlılığın rezin kompozitler ve giomerler için benzer olduğunu göstermiştir [83].

Giomerler, özellikle yüksek çürük indeksi olan hastalarda tüm restorasyonların (Sınıf I, II, III, IV, V) yapımında, andırkatların giderilmesinde, servikal erozyon ve kök çürüklerinin restorasyonunda, pit ve fissür örtücü olarak, kaide veya astar materyali olarak kullanılmaktadırlar. Bunların yanında giomerlerin, dentinin açığa çıktığı aşırı hassasiyetin olduğu alanlarda vernik olarak, restorasyonların simantasyonunda ve ortodontik braketlerin yapıştırılmasında da simantasyon materyali olarak kullanımları önerilmektedir [83, 87].

2.5.4. Nano-iyonomerler

Cam iyonomer simanların toz-likit formülasyonlarının mekanik, biyolojik ve fiziksel özelliklerini geliştirmek amacıyla, cam toz bileşenine çeşitli nano boyutlarda partiküller eklenmiştir [88]. Nano boyutlu partiküllerin bir araya getirilmesiyle, polimerik dental materyallerin mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi amaçlanmıştır [89, 90]. Geleneksel cam iyonomer simanların yapısına nano boyutlu cam partikülleri ilave edilmesiyle materyalin sertleşme süresinin azaldığı, basma dayanımı ve elastik modülünün arttığı sonucuna varılmıştır [91]. Nano dolduruculu bir rezin modifiye cam iyonomer siman olan bu nano-iyonomerler, rezin modifiye cam iyonomer simanların avantajlı özelliklerinin yanında daha iyi mekanik özellikler, biyomekanik bozulmaya karşı yüksek direnç ve düşük polimerizasyon büzülmesi göstermiştir [92]. Düşük polimerizasyon büzülmesi göstermelerinden dolayı kaviteye daha iyi adaptasyon sağlamışlar ve uzun dönemde daha başarılı klinik performans göstermişlerdir [93, 94].

Nanoiyonomerlerin yapısındaki itakonik ile akrilik asit kopolimerleri, floroalüminosilikat cam partikülleri ve su ile asit-baz reaksiyonu göstermektedirler Nano-iyonomer yapısında ayrıca, Bis-GMA, Trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), Polietilen glikol dimetakrilat (PEGDMA) ve HEMA gibi çeşitli rezin monomerler yer alır. Nano-iyonomerler, ağırlıkça %69 oranında nano doldurucu içerir. Bu da nano-iyonomerleri diğer cam iyonomer simanlardan ayıran önemli bir özelliktir [7].

Nano-iyonomerlerin sertleşme reaksiyonları rezin modifiye cam iyonomer simanlar ile benzer olup, birincil sertleşme reaksiyonları ışık aktivasyonu ile gerçekleşmektedir. Diş dokularına kimyasal olarak bağlanırlar [95]. Cam iyonomer simanlar gibi florür iyonu salabilme ve reşarj olabilme özelliğine sahiptirler [88].

2.5.5. Zirkonomerler

Zirkonomer, amalgamın dezavantajlarının üstesinden gelmek için diş renginde ve amalgamla eşdeğer güçte bir materyal olarak piyasaya sunulmuştur [96]. Tozu zirkonyum oksit ve cam tozları, likiti ise tartarik asit (%1-10), poliakrilik asit (%20-50) ve deiyonize sudan oluşmaktadır. Zirkonomer içeriğinde, %96,5-98,5 arasında en çok bulunan bileşen zirkonyum oksittir. Bu simanlar asit-baz reaksiyonuyla sertleşirler [52].

Zirkonya tozları farklı partikül boyutlarına ya da itriyum oksit alümina gibi farklı katkı maddelerine sahiptir. Bu katkı maddeleri yüksek konsantrasyonlarda veya tüm materyalin içinde homojen olarak dağılmış şekilde bulunmaktadır [97]. Partikül boyutunun eşitliliği, elde edilen poröziteyi ve bunun yanı sıra materyalin translüsentliğini etkilemektedir. Zirkonomerin cam bileşeni optimum partikül büyüklüğü ve özelliklerini sağlamak için kontrollü mikronizasyona tabi tutulur [98]. Zirkonyanın transformasyon sertleşmesi olarak da adlandırılan özel bir özelliği zirkonyaya yüksek güç, tokluk, yüksek sertlik ve korozyona karşı yüksek direnç sağlar. Partikül boyutunun bu transformasyon sertleşmesi üzerinde önemli bir etkisi vardır. Bundan dolayı zirkonya partikülleri cam bileşene homojen bir şekilde dahil edildiğinde materyalin dayanıklılığını artırır ve okluzal kuvvetlere karşı yüksek tolerans göstermesini sağlar [98]. Bu nedenle, bu biyomateriyal yüksek dayanıklılık ve florür salımı özellikleriyle diş hekimliğinde popüler olarak kullanılan amalgam ve geleneksel cam iyonomer simanın yararlı özelliklerini birleştirmeyi amaçlamaktadır [52].

Kolay karıştırma ve yeterli çalışma süresine sahip olması materyalin kullanım sıklığını artırmaktadır. Bunun yanında dayanıklı, uzun ömürlü ve yüksek düzeyde florür salan bir materyal olması nedeniyle, posterior bölgede, özellikle yüksek çürük insidansına sahip bireylerde ideal bir restoratif materyal alternatifidir [99].

2.5.6. Cam karbomerler

Cam karbomerler, yeni geliştirilen modifiye cam iyonomer simanlardır. Cam iyonomer simanlardan farklı olarak dişin remineralizasyonunu destekleyen hidroksiapatit ve florapatit partikülleri içermektedir. Reaktif cam tozu dialkil siloksanlar ile modifiye edilmiştir. Likiti ise aköz poliakrilik asittir [100]. İçeriğine ilave edilen hidroksiapatit ve florapatit partikülleri materyalin çözünürlüğünü azaltmış basma dayanımını artırmış ancak simanın kırılgan bir yapıya sahip olmasına neden olmuştur. Bu kırılgan yapıyı ortadan kaldırmak için toz kısma silikon yağı eklenmiştir [29, 101].

Sertleşme reaksiyonu sırasında cam partiküller ile poliakrilik asit ve florapatit ile poliakrilik asit arasında olmak üzere iki paralel asit-baz reaksiyonu gerçekleşir. Sertleşme fotopolimerizasyonla gerçekleşirse de üretici firmalar ışık kaynağının kullanılmasını önermişlerdir. Bunun sebebi ışık kaynağından belli miktarda verilen ısıнын sertleşmeyi hızlandırmasıdır [100, 102].

Cam karbomerler, uzun çalışma süresine sahip aşınma dirençleri yüksek, iyi translüsentliğe sahip, florür salımı yapabilen materyallerdir. İçeriğindeki kalsiyum florapatit nanokristalleri, remineralizasyon için temel yapıyı sağlar ve florapatit oluşumunu başlatır. [103].

2.6. Restoratif Materyallerin Mekanik Özellikleri ve Mekanik Test Yöntemleri

Restoratif materyallerin mekanik özellikleri, materyalin uygulanan kuvvete karşı gösterdiği yanıt olarak tanımlanmaktadır. Materyallere uygulanan kuvvet gerilme, basma veya eğilme gibi materyal yüzeyine uygulanan ana kuvvete göre adlandırılmaktadır [104].

Restoratif materyallerin mekanik özellikleri, materyallerin uzun vadeli klinik başarılarını belirler [105]. Restoratif materyallerin *in vitro* koşullardaki performanslarıyla ve klinik performanslarını ilişkilendirebilmek için klinik faktörleri öngörebilen birçok mekanik test yöntemi önerilmiştir [106]. Gerçekleştirilen biyomekanik test ve analizlerle ısırma kuvveti,

dayanıklılık, sekonder çürük oluşturma ihtimali gibi birçok değişken, *in vitro* çalışmalarla belirlenerek materyalin *in vivo* kullanılabilirliğini değerlendirmede yardımcı olmaktadır. Bu testler arasında mikrosertlik, basma, eğilme, gerilme, kırılma ve makaslama dayanımı testleri sıklıkla kullanılmaktadır [107].

2.6.1. Basma dayanımı testi

Basma dayanımı, sıkıştırılmış test numunesinin kırılma noktasındaki basınç dayanımı olarak tanımlanır. Kuvvet, yalnızca atomik çekim veya itmenin bir ölçümü olarak değil, aynı zamanda sıkıştırılmış yapının atomlar arası kuvvetlerinin toplu bir ölçümü olarak da ifade edilir [108].

Materyalin mekanik güvenilirliği, çiğneme kuvvetlerine karşı koyabilme miktarını ölçen basma dayanımı testiyle belirlenebilir. Basma dayanımı, ağız ortamında karşılaşılan çiğneme kuvvetlerini taklit etmek için iyi bir gösterge olarak kabul edilmektedir [13]. Çiğneme sırasında iletilen kuvvetlerin dişin veya restorasyonun kırılmasına sebep olabileceği bilinmektedir. Çiğneme kuvvetlerinin çoğu sıkıştırıcı nitelikte olduğundan, basma dayanımı, çiğneme sürecinde özellikle önemli bir role sahiptir [109]. Posterior bölgede çiğneme kuvvetlerine karşı koyacak minimum değer 125 MPa iken süt dişlerinde bu değer 100 MPa olmaktadır [110]. Bundan dolayı posterior bölgede kullanılacak restoratif materyalin iyi bir basma dayanımı göstermesi gerekir [111].

Basma dayanımı testinde örnekler vertikal yönde kuvvet uygulanır. Materyalin, çiğneme fonksiyonu esnasındaki oklüzal kuvvetler gibi, vertikal streslere direncini ölçer. Basma dayanımı, daha yüksek çiğneme yükleri veya parafonksiyonel kuvvetlerle karşılaşan posterior restorasyonların dayanıklılığını belirlemek için önemli bir özelliktir. Yüksek basma dayanımına sahip bir restoratif materyal yüksek stres alan bölgelerde karşılaşılan oklüzal kuvvetlere karşı dayanabilecektir [14].

Basma dayanımı testi, kırılma ve gerilme kuvveti zayıf materyaller için uygulamaya ve değerlendirmeye uygundur [112]. Diş hekimliğinde bu test simanların, kompozit rezinlerin, amalgamların ve porselenlerin dayanıklılığını ölçmek amacıyla kullanılmaktadır [113].

Bir yapı basma kuvvetine maruz kaldığında oluşan kırılmaların streslere bağlı geliştiği belirtilmiştir. Örneğin her iki ucundan uygulanan basma kuvvetlerinin, her iki uçtaki koni biçimindeki alan boyunca makaslama kuvvetlerine; yapının merkezinde ise uçtaki koni şekillerinin etkileşimi sonucunda oluşan gerilme kuvvetlerine dönüşebileceği bildirilmiştir [114]. Bu nedenle tekrarlanabilir test sonuçlarının elde edilebilmesi için test numuneleri için standart boyut veya boyutların benimsenmesi gerekmektedir. Test numunesinin çok kısa olması durumunda silindirin uçlarında üst üste binen koni oluşumları sonucu oluşan kuvvet dağılımının karışık bir hal alabileceği belirtilmiştir. Numunenin çok uzun olduğu durumlarda da eğilme meydana gelebilir. Bu nedenle silindir şeklindeki numunenin uzunluğu çapının 1,5-2 katı olmalıdır [115].

Materyalin basma dayanımı hesaplanırken uygulanan kuvvet, kuvvete dik yönde gelen kesit alanına bölünür [8].

$$C_s = 4P_f / \pi d^2$$

C_s = Basma dayanımı (megapaskal)

P_f = Maksimum uygulanan kuvvet (newton)

d = Örneğin ortalama çapı (milimetre).

2.7. Bor Minerali

Bor (B) atom numarası 5, atom ağırlığı 10.81 g, yoğunluğu 2.84 g/cm³, ergime noktası 2300 °C olan, metalle ametal arası yarı iletken özelliklere sahip periyodik sistemin üçüncü grubunun başında bulunan bir elementtir. Kütle numaraları 10 ve 11 olan iki kararlı izotopu vardır [116].

Tabiatta yaklaşık 250 çeşit bor minerali vardır. Bor doğada serbest olarak bulunmaz, diğer elementlerin oksitleriyle birlikte borik oksit (B₂O₃) halinde bulunur. Oksijenle bağ yapmaya yatkın olması sebebiyle pek çok değişik bor-oksijen bileşiği bulunmaktadır. Metal-bor oksijen bileşiklerine genel olarak borat denilir. Bor mineralleri genellikle magnezyum, sodyum, kalsiyum gibi metallerle bileşik halinde bulunurlar [117]. Bunlar arasında kolemanit, uleksit, tinkal gibi kalsiyum veya sodyum boratlar en önemlileridir [118].

Bor; yeryüzünde toprak, kayalar ve suda yaygın olarak bulunan bir elementtir. Borun element olarak kullanılışı daha az yaygın olup, yenidir. Oysa borun en çok kullanılan türü olan boraks ($\text{Na}_2\text{B}_4\text{O}_7 \cdot 10\text{H}_2\text{O}$) binlerce yıldan beri bilinmektedir ve en bol bulunan bor bileşikleri borik oksit ve borakstır [119].

Suda hemen eriyen boratlar kokusuz, beyaz kristal, granüler ve toz halindedirler. Bor oksit sık sık rastlanan bor bileşiklerinden olup, özellikle okyanuslardan buharlaşarak havaya karışan borik asit, yağmur ve karla toprağa inip yeraltı ve yerüstü sularıyla geniş alanlara yayılmaktadır. Doğal sular yoluyla da insanlara geçmektedir [118].

Bor minerali canlılara pek çok yoldan geçmektedir. Hava ve sudaki bor mineralleriyle temas sonucu, bor minerali bakımından zengin yiyecek ve içeceklerin tüketimi sonucu, sabun, deterjan gibi temizleyici ve beyazlatıcılarla güzellik malzemesi ve benzeri maddeleri yapan yerlerde çalışarak veya bu tür ürünleri kullanarak alınır. Bor insan vücuduna ağız yoluyla, solunum yoluyla, deri yolu ile de girebilir. Ancak, borun besin zinciri yoluyla biyolojik birikimi söz konusu değildir [117]. Borun %85-90'ı, vücuda alındıktan kısa süre sonra değişmeden idrarla atılır, ancak %10-15'lik kısmı boratlar halinde bağırsaklardan emilir ve beyin-omurilik sıvısı, kemik, beyin, karaciğer ve yağ dokularında birikir [118, 120].

Dünya Sağlık Örgütü erişkin için günlük alınabilecek bor miktarını kilogram başına 0,4 mg olarak bildirirken, Avrupa Birliği ise bu miktarı kilogram başına 10 mg olarak kabul etmektedir. Doğal yolla insan ve hayvan vücuduna alınan bor, akut zehirlenmeye neden olabilecek miktarlarda değildir [121].

İnsanlar için borik asidin en düşük letal dozu ağız yolu ile alındığında 640 mg/kg, deri yoluyla alındığında 8600 mg/kg, enjeksiyonla alındığında 29 mg/kg'dır. İnsanlarda bir günde toplamda 500 mg bordan daha fazla miktarda alındığında görülen toksisite belirtileri bulantı, kusma, baş ağrısı, karın ağrısı, ishal, kas krampları, şok, halsizlik, sindirim ve merkezi sinir sistemi düzensizlikleri, salgı bezleri çalışmasının bozulması ve cilt lezyonlarıdır. Bor gıda ve içme suyu ile alındığında, belirtilen bu dozu aşmanın mümkün olamayacağı ifade edilmektedir [122].

Bor, bitkilerin büyüme ve gelişmesinde gerekli mikro besleyici bir elementtir. Doğrudan proton verici rolü üstlenerek, hücre zarı yapısı ve fonksiyonlarına etki ederek canlı sistemlere

katkıda bulunduğu da tespit edilmiştir. Bor dokularda sentezlenememekte ve alınan miktar azaldığında gelişimsel bozukluklar gözlenmektedir [123]. Bu sebeple borun kemik ve mineral metabolizması için esansiyel bir element olduğu düşüncesi akıllara gelmektedir [124, 125]. Son çalışmalar borun, üreme sistemi hastalıkları, kanser ve periodontal hastalıkların korunma ve tedavisinde rol aldığını göstermektedir [126].

2.7.1. Bor mineralinin kullanım alanları

Bor bileşikleri son yıllarda birçok alanda kullanılmaya başlamıştır. Dünya bor rezervlerinin % 73,5'ine sahip olmamız ve bor bileşiklerinin kullanım alanlarının çok çeşitli olması ülkemizin stratejik önemini arttırmaktadır [122]. Bor bileşikleri; sağlık sektöründe, inşaat malzemelerinde, tarım alanında, ahşap koruma alanında, cam ve seramik endüstrisinde, temizleme ve beyazlatma sanayi, tekstil, metalürji, nükleer sanayi gibi çeşitli alanlarda kullanılmaktadır [117].

2.7.2. Borun antibakteriyel etkileri

Bor içerikli ilk doğal biyomolekül, *Streptomyces antibioticus*'un bir suşundan elde edilen 'boromisin' adı verilen bir antibiyotiktir. Boromisinin, gram (+), belirli bazı mantarlar ve protozoalara karşı etkili olduğu ancak gram (-) bakterilere karşı etkisiz olduğu belirtilmiştir [127]. Eritromisin, gentamisin ve streptomisin gibi antibiyotiklerin bakterilere karşı oluşturdukları etki ile borik asit esterlerinin oluşturduğu etkinin karşılaştırılabilir seviyede olduğu rapor edilmiştir [128].

% 0,4-5 (4 000-50 000) konsantrasyondaki borik asidin antifungal etki gösterdiği, *Candida albicans* izolatlarının % 50'den fazlasını iki gün içinde öldürdüğü bildirilmiştir [121]. Larsen ve arkadaşları, oral yoldan kullanılan orgonabor komplekslerinin, ilaca direnç geliştiren *Candida albicans* ve *Candida glabrata* üzerinde etkili olduğunu tespit etmişlerdir [129].

Yeni antibakteriyel bileşikler olarak kabul edilen, borik asit kinolin esterlerinden AN0128; atopik dermatitis tedavisinde kullanılmaktadır [130].

2.7.3. Borun tıptaki yeri ve önemi

Bor bileşiklerinin osteoporoz ve romatoid artrit tedavilerinde, Bor Nötron Yakalama Tedavisi (Boron Neutron Capture Therapy, BNCT) ile beyin tümörlerinin iyileştirilmesinde, yanık tedavilerinde, yara iyileşmesinde, antiseptik olarak lens solüsyonlarında, merhemlerde, gargaralarda ve göz damlalarında kullanıldığı görülmektedir [122].

Borun kanser tedavisinde kullanımına ait çalışmalar her geçen gün artmaktadır. Borun en önemli etkilerinden biri, beyin tümörü, akciğer, meme ve prostat kanserine ait riskleri azaltmasıdır [120, 131, 132].

Bor kemik sağlığı açısından önemli bir elementtir [133]. Yapılan çalışmalarda borun postmenapozal dönemdeki osteoporozu önleyebileceği belirtilmiştir [134].

Bor erkek ve kadın üreme sisteminde de etkili bir mineraldir. Yapılan çalışmalarda, borun seks steroid hormon mekanizmasının hidroksilasyon basamağı üzerinde etkili olduğu, kadın ve erkeklerde hormon düzeylerini artırdığı bildirilmiştir [122, 135].

Borun yara iyileşmesine olumlu etkileri görülmektedir. Yapılan bir çalışmada sodyum pentaborat penhidratı içeren bir jelin sıçanlarda ikinci derece yanık yaralarının iyileşmesini

sağladığı ve bakteri, maya ve mantarlara karşı antibakteriyel bir etki gösterdiği sonucuna varılmıştır [136].

Yapılmış çalışmalar borun insanlarda beyin fonksiyonlarında ve zihinsel performansta etkili olabileceğini göstermektedir. Bor yetersizliği; beynin elektriksel aktivitesini azaltır, kısa süreli hafıza kayıpları, dikkat eksikliği ve algı problemlerine neden olmaktadır. Bu sorunlar, borun sinir uyarı iletimine etkisi olduğunu düşündürmektedir [122, 137].

Li ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, yüksek miktarda bor alan erkeklerde prostat kanseri daha az gözlenmiş ve bunun da borun steroid hormonuna yaptığı etki ile alakalı olduğu düşünülmüştür [138]

Beyin tümörü olan hastalarda ameliyatın riskli olduğu durumlarda BNCT hastalar için önemli hale gelmiştir [121].

2.7.4. Borun diş sağlığı üzerindeki etkileri

Borun, antibakteriyel özelliği, kemik ve immün cevap üzerine bilinen etkileri nedeniyle periodontoloji alanında çalışmalar mevcuttur [139].

Luan ve arkadaşları yaptıkları bir *in vitro* çalışmada borik asit içerikli AN0128'in, periodontal hastalıkla ilişkili olan *Prevotella intermedia*, *Porphyromonas gingivalis*, *Eubacteria nodatum* ve *Treponema denticola* gibi bakteriler üzerinde antibakteriyel etkisi olduğunu belirtmiş, bu bileşiklerle tedavi edilen sıçanlarda, edilmeyenlere göre daha az kemik kaybı ve inflamasyona rastlanmıştır [140]. Yine yayınlanan başka bir çalışmaya göre borik asitin sistemik kullanımının periodontitisli sıçanlarda alveolar kemik kaybını azaltabileceği rapor edilmiştir [141].

Borik asit bileşiklerinin periodontal doku yıkımında anahtar enzim olan proteinazı inhibe ettiği bildirilmiştir [127]. Kronik periodontitisli hastalarda yapılan çalışmalarda, periodontal tedaviye ek olarak subgingival %75'lik borik asit uygulanmış ve diş eti oluşu sıvısındaki metalloproteinaz-8 miktarlarının anlamlı şekilde azaldığı gözlenmiştir [139, 142].

2.7.5. Bor nitrür

BN bileşiği; üstün kimyasal, elektriksel ve ısı özelliklere sahip bir bileşik olup doğada bulunmaz ve altıgen, kübik, vurtzit, eşkenar dörtgen, turbostratik gibi farklı kristal yapılarda sentezlenir. Bor nitrürün kristalin yapısı karbona benzemektedir [143, 144].

Bor nitrürün tabakalar arası bağları zayıf olduğundan, düzensiz tabakalaşma çok kolay olur. Birbirine paralel veya dik yönde gelişi güzel dizilmiş olan bu tabakalar arasında boşluklar oluşur. Oluşan boşluklar ise, kullanım sırasında malzemenin ısı şok direncini artırır. Gözenekli yapısı, düşük elastisite modülü, yüksek ısı iletkenliği ve ısı genleşme özellikleri nedeniyle, sıcak preslenmiş bor nitrürün ısı şok dayanımı çok iyidir. Bor nitrür, yüksek sıcaklıklarda yarı iletken özellik gösterir. Bor nitrür, taşıdığı yüksek ısı şok direnci, ısı iletkenlik, elektriksel yalıtkanlık, kimyasal kararlılık ve yağlayıcılık gibi üstün özelliklere sahip sentetik bir malzemedir. Bu özellikleri sayesinde bor nitrür, yüksek sıcaklık uygulamalarında, elektrik-elektronik endüstrisinde, seramik kompozit malzemelerin yapımında ve kimya endüstrisinde toz, sprey veya macun şeklinde kullanılmaktadır [143, 145].

Hekzagonal bor nitrür

hBN grafitin yapısal bir analogudur ve "beyaz grafit" olarak adlandırılır. hBN nanomateryaller kayganlaştırıcı özellikleri, yüksek kimyasal stabilite, oksidasyon direnci, yüksek termal iletkenlik ve mükemmel elektrik yalıtımı gösterir [144]. Hekzagonal bor nitrür beyaz renkli, yapısal yönden grafit benzeyen, zehirsiz ve kaygan bir malzemedir. Seramik malzemeler içinde en düşük yoğunluklu olanıdır (2,27 g/cm³).

hBN inert bir malzemedir, kimyasal tepkimeye girmez ve toksik değildir. Çok yüksek sıcaklıklara dayanıklıdır. Hekzagonal bor nitrür 1000 °C'ye kadar normal atmosferde, 1400 °C'ye kadar vakum ortamında, 2000 °C'ye kadar argon atmosferinde, 2400 °C'ye kadar ise azot atmosferinde kullanılabilen bir malzemedir. Isıl şoklara karşı kararlı oluşunun yanısıra mükemmel elektrik yalıtkanlığı, bakır kadar iyi ısı iletkenliği ve UV ışınları yansıtma özelliği bulunmaktadır [146].

Son yıllarda hBN, düşük yoğunluğu, yüksek ısı iletkenliği, kimyasal kararlılığı biyoyoumlu oluşu ve toksik olmaması gibi özellikleri nedeni ile tıp, ilaç ve kozmetik sektöründe de tercih edilen bir malzemedir [147]. Atila ve arkadaşları Hidroksiapatit (HA)/hBN kompozitlerini rat femurlarına implantasyonu sonrasında serumdaki bor konsantrasyonlarını inceledikleri çalışmalarında HA/hBN kompozitlerin implant malzemesi olarak umut vadettiğini belirtmiştir [148].

Kıvanç ve arkadaşlarının yapmış olduğu bir çalışmada, hBN nanopartikülleri, önceden oluşturulmuş biyofilm üzerinde yüksek bir antibiyofilm aktivitesi göstererek, *S. mutans* 3.3, *S. mutans* ATTC 25175 ve *Candida* sp.M25'in biyofilm büyümesini inhibe ettiği görülmüştür. Bu sonuçlar, hBN nanopartiküllerinin oral biyofilmleri kontrol etmek için bir seçenek olabileceğini göstermektedir. Yine aynı çalışmada hBN nanopartiküllerinin insan deri fibroblastı (CCD-1094Sk, ATCC® CRL 2120™) ve Madin Darby Canine Kidney (MDCK) hücreleri üzerindeki sitotoksik etkileri incelenmiş, partiküllerin bu hücreler üzerinde sitotoksik etkisinin olmadığı görülmüştür. Çalışma sonucunda araştırmacılar, hBN nanopartiküllerinin uygun konsantrasyonda (0,1 mg / mL) kullanıldığında potansiyel güvenli bir ağız bakım ürünü olarak düşünülebileceği sonucunu ortaya koymuştur [144].

Kartal ve arkadaşları, vinil ester matrisli kompozitlere hBN partikülleri ilave ettikleri çalışmada elde edilen yeni kompozit materyalin sertlik, eğilme dayanımı ve aşınma dayanımı özelliklerini incelemişler, hBN ilavesinin materyalin sertlik ve aşınma direncini artırdığını, eğilme dayanımını azalttığını bildirmişlerdir [149].

Çalışmanın amacı, antibakteriyel özelliğe sahip, biyouyumlu olduğu bilinen, hBN nanopartikülünün geleneksel cam iyonomer simanın mekanik özellikleri üzerindeki etkisini değerlendirmektir. Bu çalışma ile antibakteriyel etkinliği artırılmış, mekanik özellikleri geliştirilmiş cam iyonomer restoratif materyal geliştirilmesi hedeflenmektedir. Sonuç olarak, bu tip bir materyalin kullanımıyla restorasyonların klinik ömrünün artırılması ve restorasyonların yenilenme maliyetlerinin azaltılması amaçlanmaktadır. Bu çalışmada geleneksel cam iyonomer simanın tozuna farklı oranlarda hBN nanopartikülü eklenerek materyalin basma dayanımı üzerindeki etkisi *in vitro* olarak değerlendirilecektir. Çalışmanın sıfır hipotezi hBN ilavesinin cam iyonomer simanın basma dayanım değerlerini değiştirmeyeceği yönündedir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Farklı oranlarda hBN ilavesinin geleneksel cam iyonomer simanın basma dayanımı üzerindeki etkisinin değerlendirildiği bu *in vitro* tez çalışmasının basma dayanımı ölçümleri Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı bünyesinde bulunan araştırma laboratuvarında gerçekleştirildi. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ve Enerji Dağılımlı X-ışını Spektroskopisi (EDS) analizleri ise Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Merkez Araştırma Laboratuvarı'nda yapıldı.

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Çalışmada kullanılan materyaller Resim 3.1'de özellikleri ise Çizelge 3.1 ve Çizelge 3.2'de gösterilmiştir.



Resim 3.1. (a) Kullanılan geleneksel cam iyonomer siman, (b) Kullanılan hekzagonal bor nitrür (hBN)

Çizelge 3.1. Kullanılan geleneksel cam iyonomer siman ve özellikleri

Materyal	Materyal Tipi	Üretici Firma	İçerik	Lot no
Fuji IX GP	Geleneksel cam iyonomer siman	GC International, Tokyo, Japonya	Toz: Alümina-silikat cam Likit: Poliakrilik asit, polibazik karbosilik asit, su	2102051

Çizelge 3.2. Kullanılan bor ve özellikleri

Materyal	Partikül Boyutu	Üretici Firma
Hekzagonal Bor Nitrür (hBN)	120 nanometre	BORTEK Bor Teknolojileri ve Mekatronik San. Tic. A.Ş.

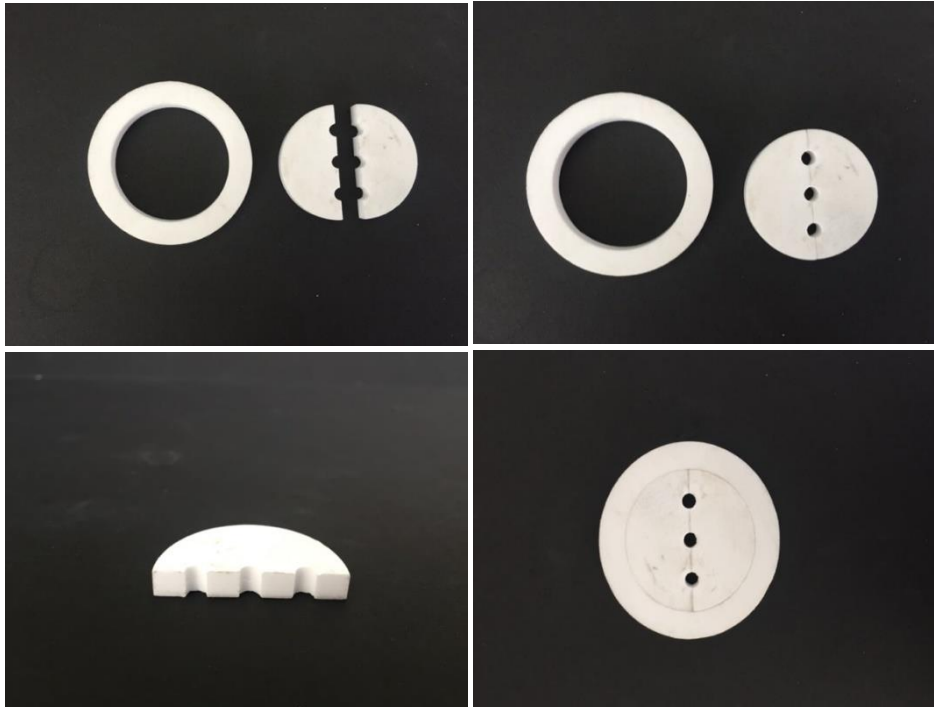
3.2. Örnek Sayısının Belirlenmesi

Geleneksel cam iyonomer simanı modifiye etmek için tozuna ağırlıkça %0,5, %1, %1,5 oranında olacak şekilde hBN nanopartikülü ilave edildi. Basma dayanımı testi için kontrol grubu olarak hBN nanopartikülü eklenmemiş cam iyonomer siman kullanıldı. Örnek sayılarının hesaplanmasında G*Power (G*Power Ver. 3.0, Almanya) paket programı kullanıldı [150, 151]. Güç analizinde Tip I hata (α) 0,05 (%95 güven aralığı), testin gücü ($1-\beta$) 0,8 (Tip II hata (β) =0,20) ve testin etki büyüklüğü benzer bir çalışmadan yola çıkarak 0,40 olarak alındı ve örneklem büyüklüğü 4 grup için toplam 76 numune olarak hesaplandı [8]. 1/4 oranında kayıp olabileceği düşünülerek her grup için 24 numune hazırlandı. Bunlara ilave olarak SEM ve SEM-EDS analizlerinde kullanılmak üzere her grup için 2 numune olacak şekilde toplam 8 numune hazırlandı.

3.3. Basma Dayanımı Testi

3.3.1. Örneklerin hazırlanması

Numunelerin hazırlanmasında 4 mm çapında 6 mm yüksekliğinde teflon silindirik kalıplar kullanıldı (Resim 3.2.).



Resim 3.2. Basma dayanımı testi için örneklerin hazırlandığı kalıbın görüntüleri

3.3.2. Cam iyonomer simanın modifiye edilmesi ve örneklerin hazırlanması

Geleneksel cam iyonomer simanı modifiye etmek için tozuna ağırlıkça %0,5, %1, %1,5 oranında olacak şekilde hBN nanopartikülü hassas terazi ile tartılarak (Precisa XB 220A, Precisa Instruments Ltd., Dietikon, İsviçre, 0,0001g hassasiyetinde) ilave edildi (Resim 3.3.). Cam iyonomer siman tozu ve ilave edilen hBN nanopartikülü simanın manipölasyonundan önce bir gode içerisinde 10 dakika boyunca karıştırıldı. Grupların cam iyonomer siman tozu ve ilave edilen hBN nanopartikül ağırlıkları Çizelge 3.3.'de gösterilmektedir

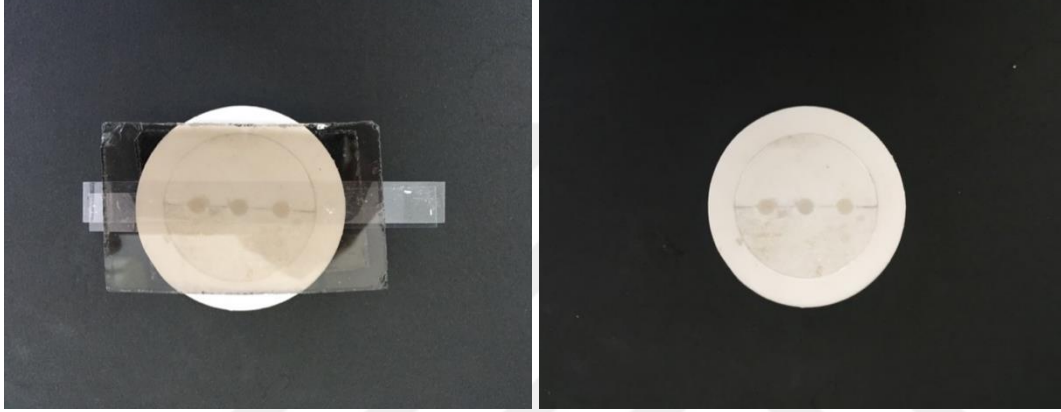
Çizelge 3.3. Kullanılan materyallerin ağırlıkça yüzde ve miktarları

Grup	CIS tozu	hBN
Grup 1 (Kontrol grubu)	6 gram	-
Grup 2 (%0,5'lik hBN ilaveli CIS)	5,97 gram	0,03 gram
Grup 3 (%1'lik hBN ilaveli CIS)	5,94 gram	0,06 gram
Grup 4 (%1,5'lik hBN ilaveli CIS)	5,91 gram	0,09 gram

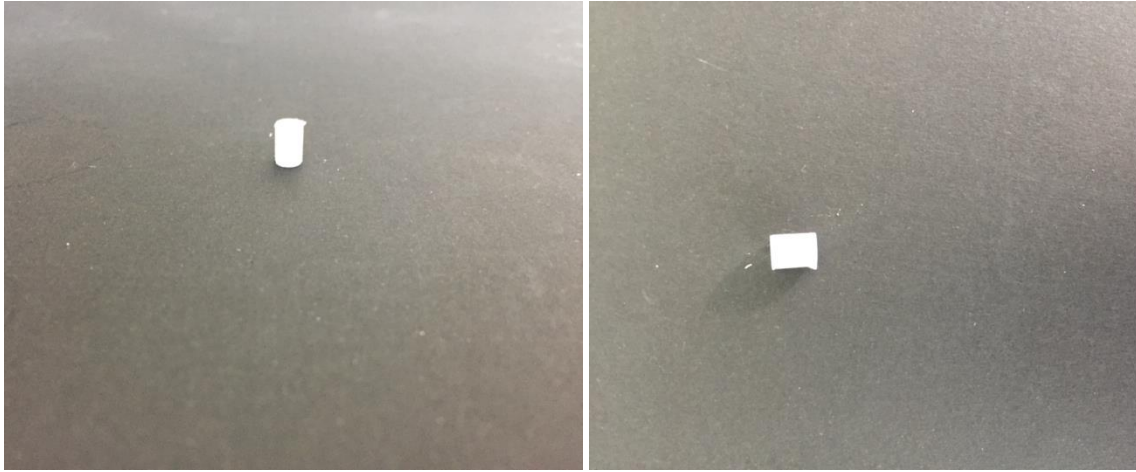


Resim 3.3. Çalışmada kullanılan hassas terazi

Örnekler Fuji IX GP'nin üretici talimatlarına uygun toz/likit (3,6 g/1 g) oranında oda sıcaklığında (22°C) bir spatula yardımıyla elle karıştırılarak hazırlandı. Karıştırılan siman örnekleri teflon kalıp içerisine yerleştirilip, şeffaf selüloid bant ve siman camı ile kapatılarak sabit basınç uygulandı. Kalıptan taşan fazlalıklar bir spatula ile uzaklaştırıldıktan sonra örnekler sertleşmeye bırakıldı ve 10 dk sonra kalıptan çıkartıldı (Resim 3.4., Resim 3.5.). Kalıptan çıkarılan örnekler distile su içerisinde yerleştirildi ve 37°C 'de etüvde 24 saat bekletildi



Resim 3.4. Siman örneklerin hazırlanması



Resim 3.5. Basma dayanımı testi için hazırlanan örneğin görüntüsü

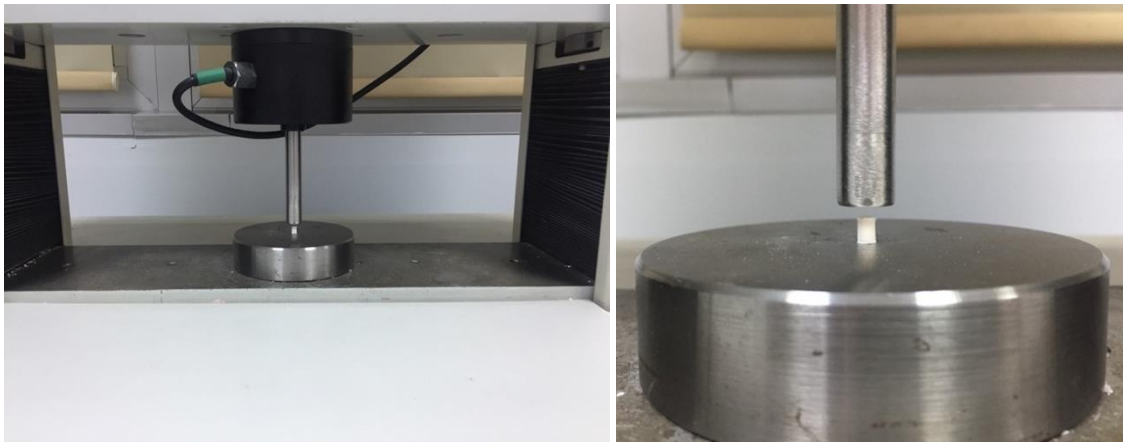
3.3.3. Basma dayanımı değerlerinin ölçülmesi

24 saatin sonunda örneklerin basma dayanımı testi universal test cihazı (Schimadzu IG-IS, Kyoto, Japonya) kullanılarak gerçekleştirildi (Resim 3.6.). Örnek, universal test cihazının

silindir şeklindeki çelik ucunun tam ortasına temas edecek şekilde alt tablada işaretlenmiş merkez bölgesine gelecek şekilde dikey olarak konumlandırıldı (Resim 3.7.).



Resim 3.6. Universal test cihazı



Resim 3.7. Universal test cihazına yerleştirilen örneğin görüntüsü

Siman örneklerin uzun ekseni boyunca 0,5 mm/dk hızda kuvvet uygulandı. Örnekte kırılmanın meydana geldiği kuvvet Newton (N) olarak kaydedildi. Elde edilen Newton değerleri örneklerin yüzey alanı hesaplanarak aşağıdaki formüle göre Megapaskal (MPa) değerlerine dönüştürüldü [8]. Elde edilen veriler istatistiksel analiz için kaydedildi.

$$C_s = 4P_f / \pi d^2$$

C_s = Basma dayanımı (MPa)

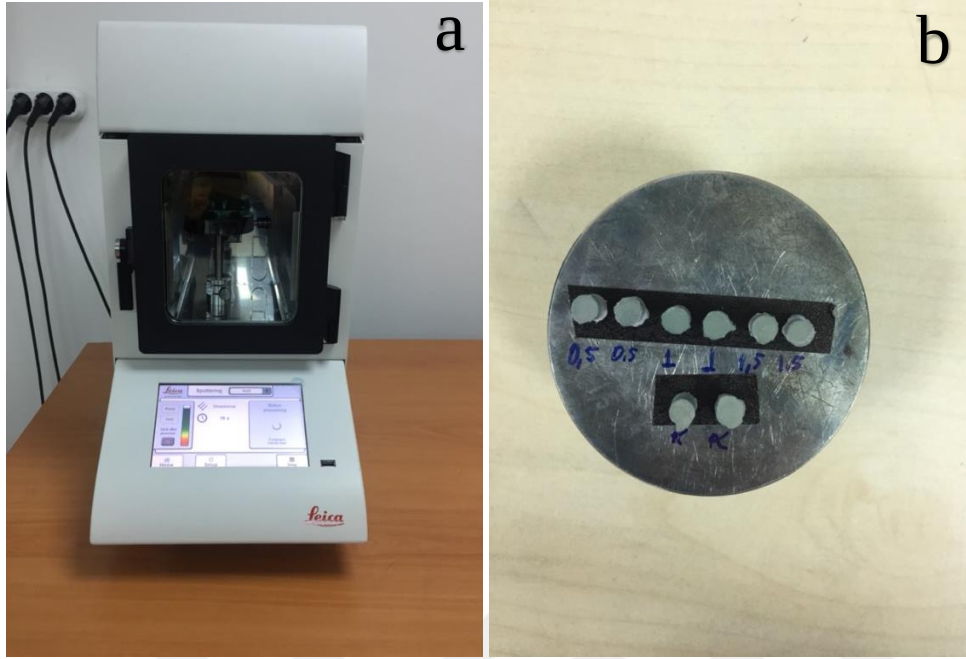
P_f = Maksimum uygulanan kuvvet (N)

d = Örneğin ortalama çapı (milimetre(mm)).

3.4. SEM, SEM-EDS Değerlendirmeleri

Çalışmada SEM ve SEM-EDS analizleri için her gruptan 4 mm çapında 6 mm yüksekliğinde silindir şeklinde 2 şer örnek hazırlandı. Siman örneklerinin yüzeyinde değişikliklerin incelenmesi için çeşitli büyütmelemede SEM görüntüleri alındı. Farklı oranlarda hBN ilaveli cam iyonomer siman örneklerinin yüzeyinde hBN miktarlarının belirlemek amacıyla SEM-EDS analizi yapıldı. Siman örnekleri bir vakum kaplama cihazı (LEICA ACE 200, Leica Microsystems, Wetzlar, Almanya) kullanılarak 25 saniye süreyle 8 nanometre kalınlığında altın ile kaplandı (Resim 3.8.). SEM-EDS cihazı (HITACHI SU5000 FE-SEM, Hitachi, Tokyo, Japonya) kullanılarak 7,5-8 mm çalışma mesafesinde 10 kilovolt (kV) hızlanma voltajında yüzeyler incelendi (Resim 3.9.). Her gruptan iki numuneden X500, X2500, X5000 ve X10.000 büyütmede SEM görüntüleri elde edildi.

Kontrol grubundan 3, deney gruplarından 10'ar EDS analiz grafiği elde edildi. Bu grafikler kullanılarak numune yüzeyindeki elementlerin ağırlıkça yüzdelerinin ortalamaları hesaplandı.



Resim 3.8. (a) Altın kaplama cihazı, (b) Altın kaplanan örnekler



Resim 3.9. SEM-EDS cihazı

3.5. İstatistiksel Değerlendirme

Bu çalışmada istatistiksel analizler IBM SPSS 21.0 (SPSS SPSS Inc; Chicago, IL, ABD) paket programı ile gerçekleştirildi. Kolmagorov Simirnov, Shapiro Wilk's ve Levene testi ile değişkenlerin dağılımına bakıldı. Verilerin normal ve homojen dağılım göstermesi sebebiyle verilerin istatistiksel değerlendirilmesinde tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve deney gruplarının çoklu karşılaştırmalarında Tukey HSD testi kullanılmıştır. İstatistiksel analiz %95 güven aralığı dikkate alınarak yapıldı ($\alpha= 0,05$). hBN ilavesinin basma dayanımı üzerindeki etkisinin incelenmesi için Pearson korelasyon analizi kullanıldı.



4. BULGULAR

4.1. Basma Dayanımı Bulguları

Kolmagorov Simirnov ve Shapiro Wilk's testi sonuçları, histogramların ve Q-Q plotların görsel incelemesi sonucunda basma dayanımı testi sonucunda elde edilen verilerin normal dağılım gösterdiği belirlenmiştir ($p>0,05$). Ayrıca basma dayanımı testi sonucunda elde edilen verilerin eğrilik ve çarpıklık Z değerleri $-1,96$ to $+1,96$ aralığındadır.

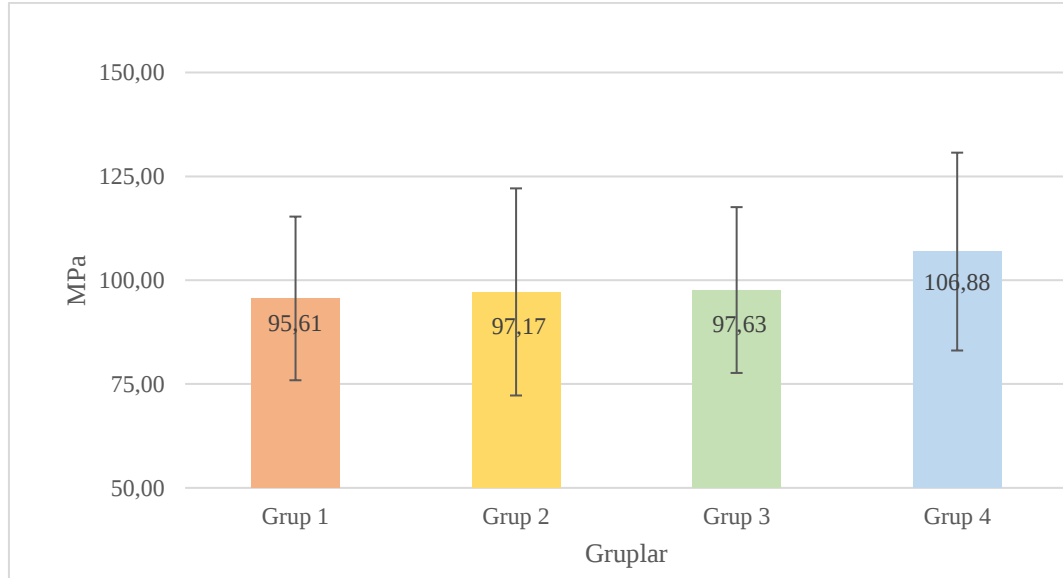
Levene testi sonuçları varyansların homojen dağıldığını göstermektedir ($p>0,05$). Verilerin normal ve homojen dağılıma sahip olması nedeniyle, basma dayanımı testinden elde edilen verilerin istatistiksel değerlendirilmesinde tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve deney gruplarının çoklu karşılaştırmalarında Tukey HSD testi kullanılmıştır.

Elde edilen verilerin istatistiksel incelemelerine göre grupların ortalama ve standart sapma değerleri Çizelge 4.1'de, Şekil 4.1'de ve Şekil 4.2'de verilmiştir.

Çizelge 4.1. Çalışmada test edilen gruplardan elde edilen basma dayanımı değerlerine ait ortalama ve standart sapma değerleri

	n	Ortalama (MPa) $\pm$ SS	En küçük	En büyük
Grup 1	24	95,61 $\pm$ 19,70 ^a	64,61	135,29
Grup 2	24	97,17 $\pm$ 24,93 ^a	46,69	143,65
Grup 3	24	97,63 $\pm$ 19,96 ^a	63,37	135,81
Grup 4	24	106,88 $\pm$ 23,82 ^a	62,89	152,82

a: basma dayanımı değerleri arasında anlamlı bir farklılık olmadığını göstermektedir ($p>0,05$).



Şekil 4.1. Gruplara ait basma dayanımı değerlerinin sütun grafiği ile gösterilmesi

Tek yönlü varyans analizi sonuçlarına göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p = 0.289$).

Buna göre en yüksek basma dayanımı değeri %1,5 hekzagonal bor ilavesi yapılan Grup 4'te, en düşük basma dayanımı değeri ise hekzagonal bor ilavesi yapılmamış olan kontrol grubunda (Grup 1) gözlenmiştir.

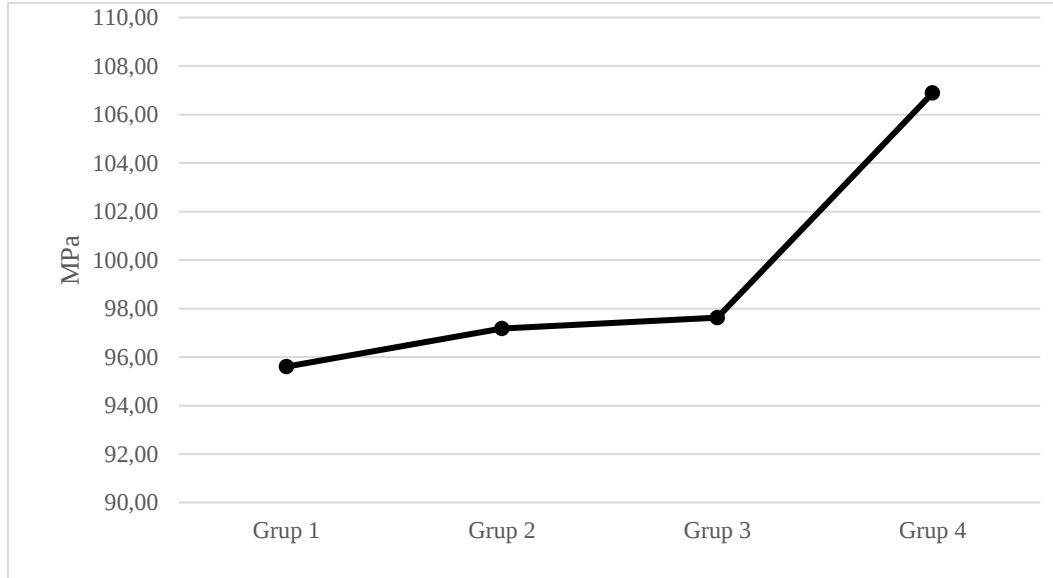
Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi sonuçları Çizelge 4.2'de verilmiştir.

Çizelge 4.2. Gruplara ait basma dayanımı değerlerinin Tukey HSD çoklu karşılaştırma test sonuçları

Gruplar	p
Grup 1- Grup 2	0,995
Grup 1- Grup 3	0,989
Grup 1- Grup 4	0,300
Grup 2- Grup 3	1,000
Grup 2- Grup 4	0,433
Grup 3- Grup 4	0,476

Tukey HSD testi ($p > 0,05$)

Grup ortalamaları göz önüne alındığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşmamasına rağmen hBN ilavesinin basma dayanımında bir artışa sebep olduğu gözlenmiştir (Şekil 4.2).



Şekil 4.2. hBN ilavesiyle basma dayanımı üzerindeki artışın grafik ile gösterilmesi

Yapılan Pearson korelasyon analizi sonuçları Çizelge 4.3'te görülmektedir.

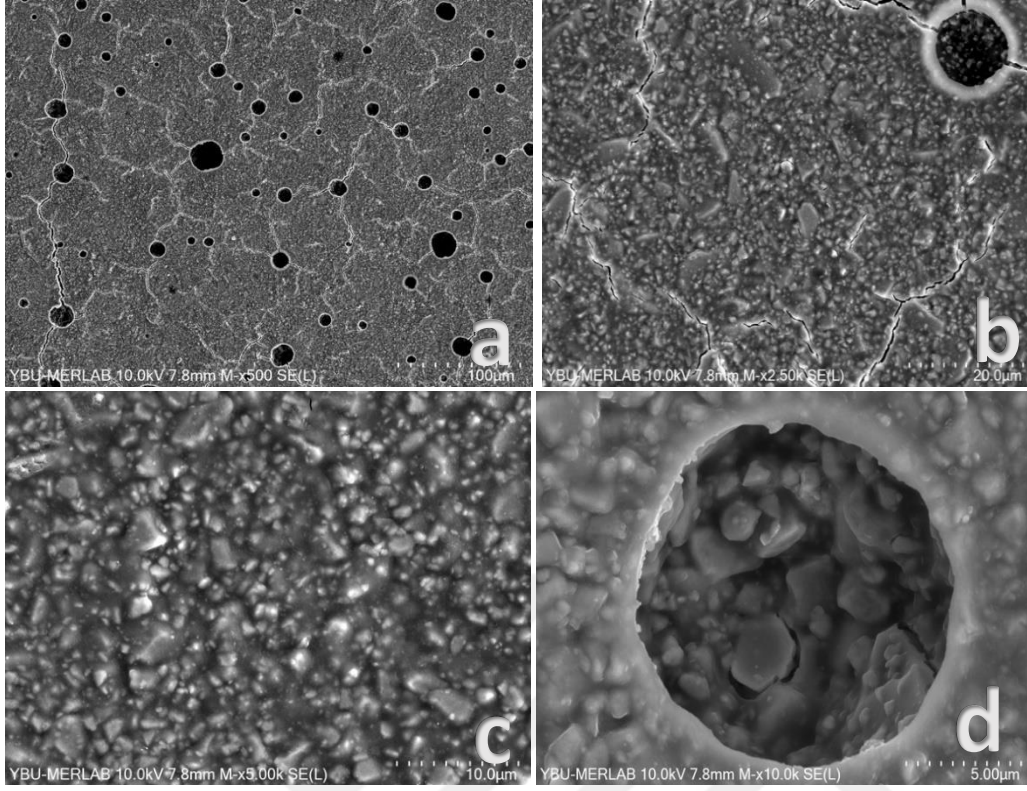
Çizelge 4.3. Pearson korelasyon analizi sonuçları

	MPa	Gruplar
Pearson Korelasyon	1	0,173
Sig. (2-tailed)		0,092
N	96	96

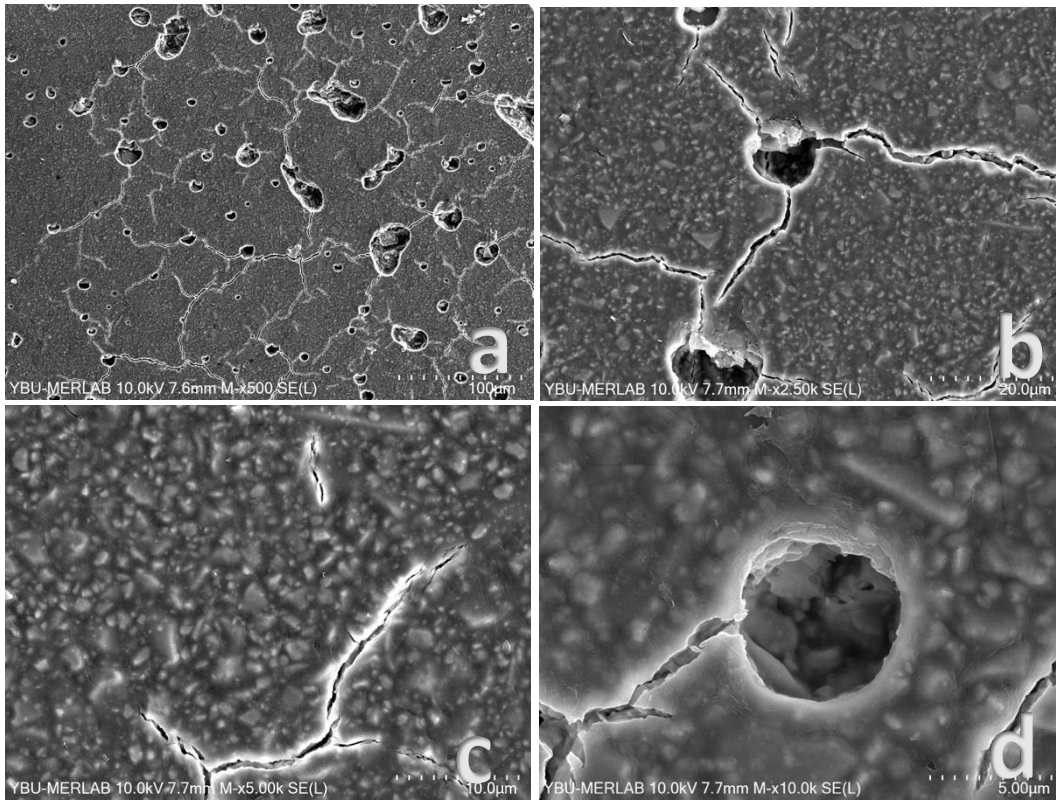
Buna göre Pearson korelasyon katsayısı 0.173 olarak bulunmuştur ve pozitif yönde düşük bir korelasyon bulunduğu söylenebilir. Ancak materyal içeriğine eklenen hBN oranı ile basma dayanımı arasındaki korelasyon istatistiksel olarak anlamlı değildir [152].

4.2. SEM Bulguları

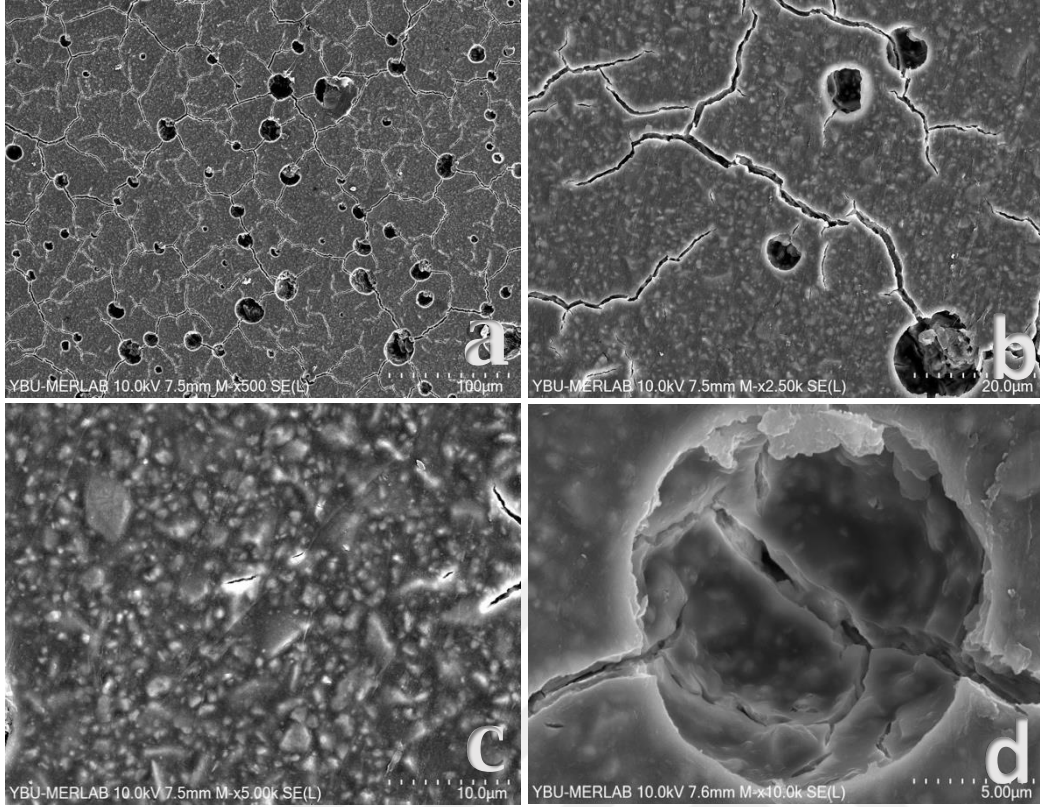
Örneklerin düz yüzeylerinden farklı büyütme ölçeklerinde ((X500), (X2500), (X5000), (X10.000)) SEM görüntüleri alınmıştır (Resim 4.1, Resim 4.2, Resim 4.3, Resim 4.4). SEM görüntüleri incelendiğinde gruplar arasında topografik olarak herhangi bir farklılık gözlenmemiştir. Tüm gruplardaki örneklerin yüzeyinde hava boşlukları ve çatlaklar izlenmiştir.



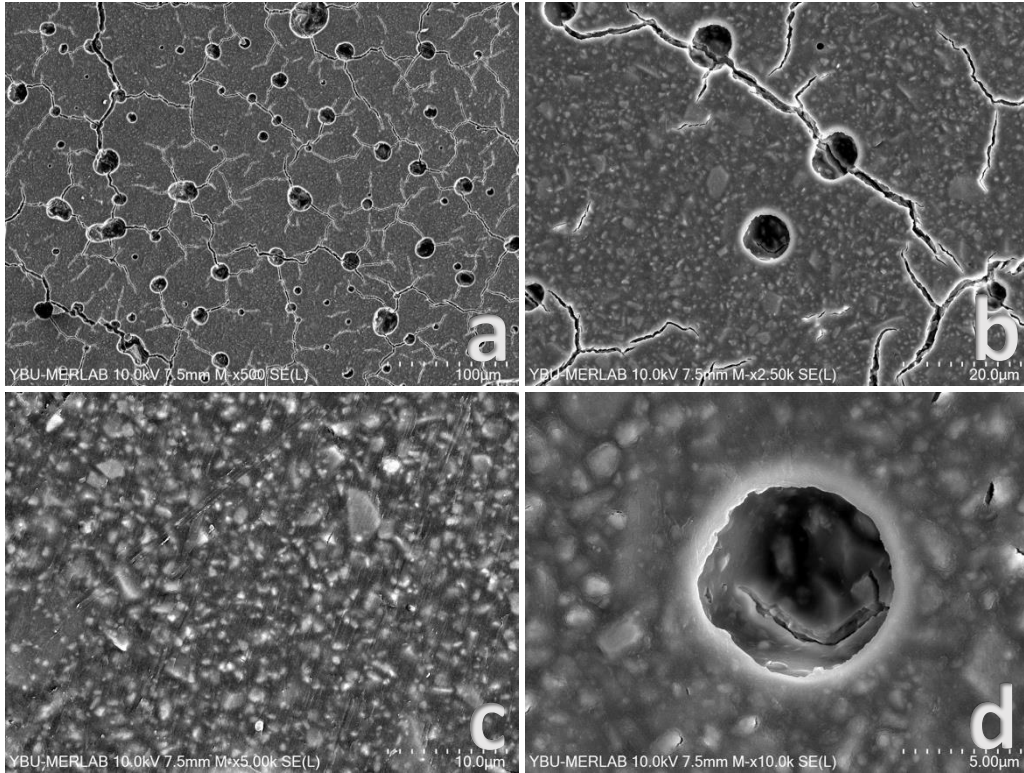
Resim 4.1. Kontrol grubu örneklerinin düz yüzey SEM görüntüleri ((a)X500, (b)X2.500, (c)X5000, (d)X10.000)



Resim 4.2. %0,5 hBN ilaveli cam iyonomer siman örneklerinin düz yüzey SEM görüntüleri ((a)X500, (b)X2.500, (c)X5000, (d)X10.000)



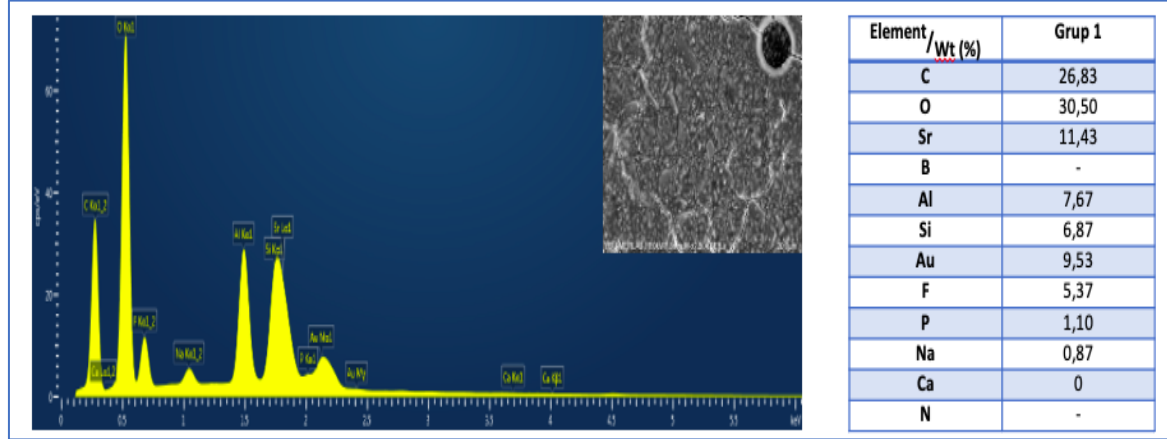
Resim 4.3. %1 hBN ilaveli cam iyonomer siman örneklerinin düz yüzey SEM görüntüleri ((a)X500, (b)X2.500, (c)X5000, (d)X10.000)



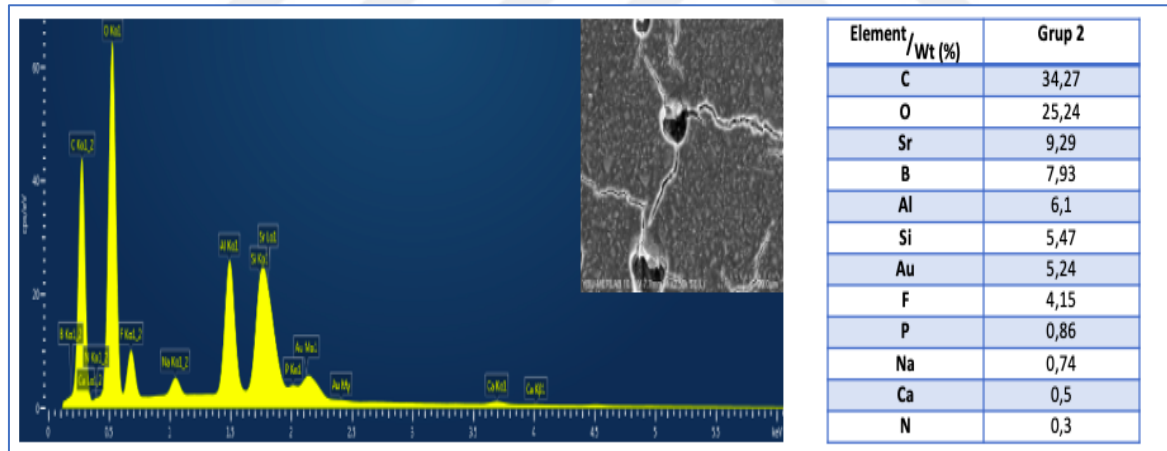
Resim 4.4. %1,5 hBN ilaveli cam iyonomer siman örneklerinin (a)X500, (b)X2.500, (c)X5.000, (d)X10.000 düz yüzey SEM görüntüleri

4.3. EDS Bulguları

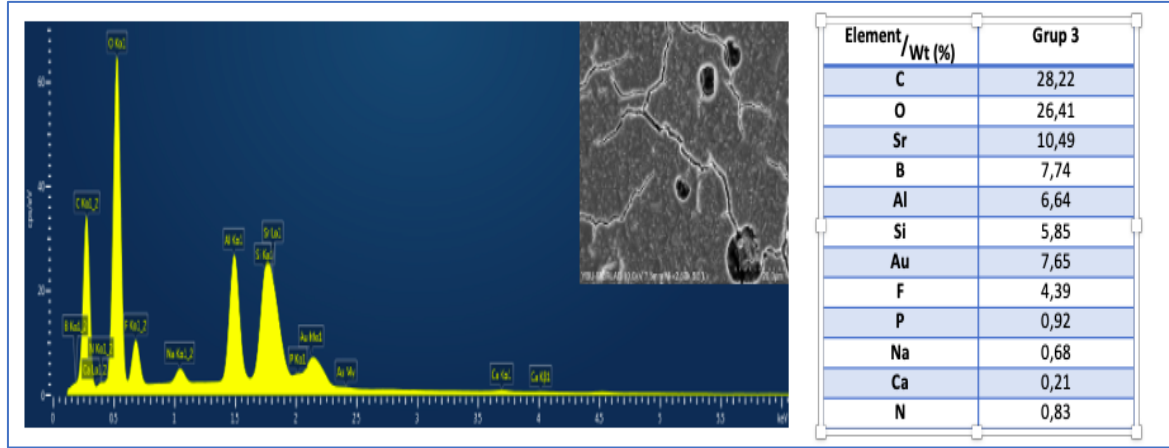
Her gruptan birer numuneye ait EDS görüntüleri ve her gruba ait elementlerin ağırlıkça yüzdelik ortalamaları Resim 4.5, Resim 4.6, Resim 4.7, Resim 4.8’ de verilmiştir.



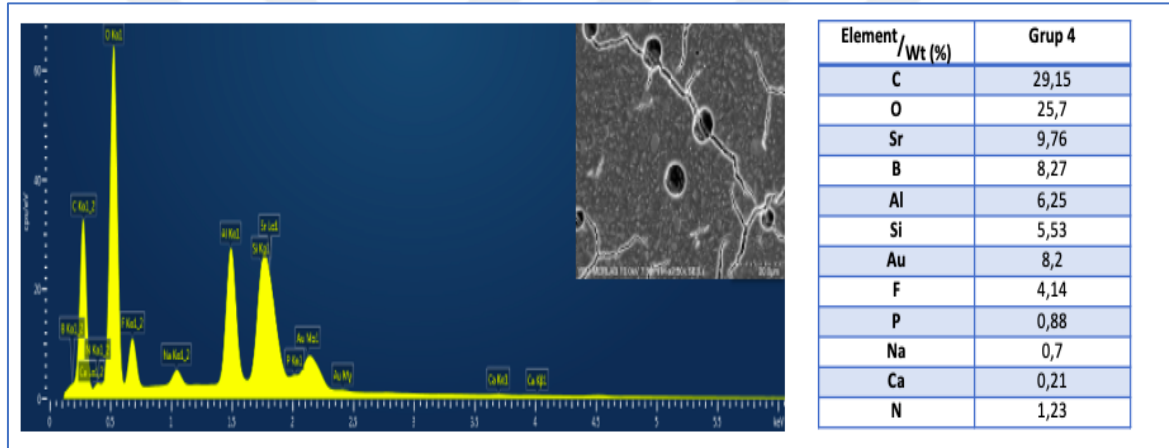
Resim 4.5. Kontrol grubuna ait EDS görüntüsü ve elementlerin yüzdelik ortalamaları



Resim 4.6. %0,5 hBN ilaveli cam iyonomer siman örneklerinin EDS görüntüsü ve elementlerin yüzdelik ortalamaları



Resim 4.7. %1 hBN ilaveli cam iyonomer siman örneklerinin EDS görüntüsü ve elementlerin yüzdelik ortalamaları



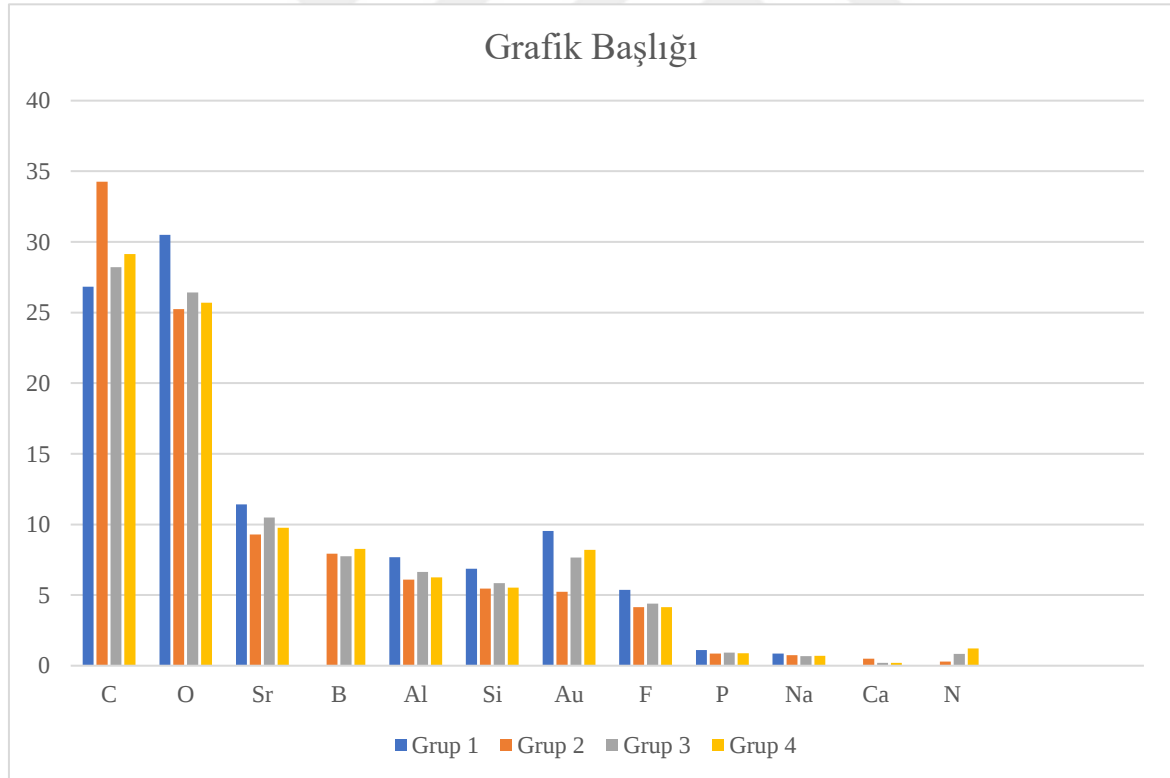
Resim 4.8. %1,5 hBN ilaveli cam iyonomer siman örneklerinin EDS görüntüsü ve elementlerin yüzdelik ortalamaları

Elde edilen EDS verilerine göre tüm grupların numunelerindeki elementlerin ağırlıkça yüzdelik ortalamaları Çizelge 4.4'te ve Şekil 4.3'te verilmiştir.

Çizelge 4.4. EDS verilerine göre elementlerin ağırlıkça yüzdelik ortalamaları

Element/ W_t (%)	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4
C	26,83	34,27	28,22	29,15
O	30,50	25,24	26,41	25,7
Sr	11,43	9,29	10,49	9,76
B	-	7,93	7,74	8,27
Al	7,67	6,1	6,64	6,25
Si	6,87	5,47	5,85	5,53
Au	9,53	5,24	7,65	8,2
F	5,37	4,15	4,39	4,14
P	1,10	0,86	0,92	0,88
Na	0,87	0,74	0,68	0,7
Ca	0	0,5	0,21	0,21
N	-	0,3	0,83	1,23

C: Karbon; O: Oksijen; Sr: Stronsiyum; B: Bor; Al: Alüminyum; Si: Silisyum; Au: Altın; F: Demir; P: Fosfor; Na: Sodyum; Ca: Kalsiyum; N: Azot



Şekil 4.3. EDS verilerine göre elementlerin ağırlıkça yüzdelik ortalamaları

5. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde kayıp ve hasarlı diş dokularının yerini alabilecek uygun restoratif materyallerin geliştirilmesi oldukça önemlidir. Bu nedenle doğal diş dokularına kimyasal, fiziksel ve mekanik yönden benzer özellik gösteren ve diş ve çevre dokulara zarar verme olasılığını en aza indiren bir materyal arayışına girilmiştir. Doğal diş yapısına benzer özellikler göstermek üzere geliştirilen çeşitli restoratif materyallerle yapılan çalışmalar sonucunda, cam iyonomer simanların öne çıktığı görülmektedir [153]. Cam iyonomer simanlar, özellikle çocuk diş hekimliğinde ve ART’de kullanımı nedeniyle geliştirilmesinden bu yana restoratif diş hekimliği için önemli bir materyal olmuştur [154]. ART yöntemi, geniş bir mikroorganizma dağılımına sebep olarak kontaminasyon riskini arttıran aerosol oluşumuna neden olmayan bir yaklaşım olduğundan Covid-19 pandemisinde de önemli bir tedavi seçeneği haline gelmiştir [155, 156].

Cam iyonomer simanlar mine ve dentine kimyasal olarak bağlanabilen, biyouyumlu, florür salımı yapabilen ve buna bağlı olarak antikaryojenik etki gösteren materyallerdir. Öte yandan cam iyonomer simanlar ART tekniği için tercih edilen ana materyaldir ve oklüzal kuvvetlere dayanabilmesi için uygun mekanik özellikler sergilemesi son derece önemlidir. Ancak düşük basma ve kırılma dayanımları, düşük aşınma direnci gibi zayıf mekanik özellikleri posterior dolgu materyali olarak kullanımlarını sınırlandırmaktadır [8, 154]. Cam iyonomer simanların geliştirilmelerinden bu yana bu gibi zayıf fiziksel özelliklerini iyileştirmek için çeşitli modifikasyonlar yapılmıştır [157]. Bu modifikasyonlar arasında hidroksiapatit, gümüş tozu, zirkonya, biyoaktif cam partiküller, kazein fosfopeptid-amorf kalsiyum fosfat gibi çeşitli materyallerin cam iyonomer simana eklenmesi sayılabilir [158].

Restoratif tedavi sonrası sekonder çürüklerin meydana gelmesi ve ağız boşluğunda bulunan çok sayıda karyojenik mikroorganizmanın yeni çürüklerin oluşumunda potansiyel bir risk faktörü olması nedeniyle restoratif materyallerin antibakteriyel ve terapötik etkilerine yönelik ilgi artmaktadır [158]. Cam iyonomer simanlar florür salımı yapabilmeleri ve sertleşmeleri sırasındaki düşük pH’larından dolayı doğal bir antikaryojenik etkiye sahiptir [154]. Ancak cam iyonomer simanlardan salınan florür iyonunun zaman içerisinde azalmasıyla materyalin antibakteriyel etkinliğinin de azaldığı gösterilmiştir [159]. Cam iyonomer simanın antibakteriyel etkinliğini artırmaya yönelik ilave maddelerin eklenmesi, simanın altında kalabilecek artık mikroorganizmaların ortadan kaldırılmasında terapötik bir

avantaj sağlayabilir. Ancak bu antibakteriyel katkı maddeleri cam iyonomer simanın mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilememelidir [160].

Son yıllarda nanomateryaller diş hekimliğinde ağız ve diş hastalıklarının teşhis ve tedavisinde, ağrının giderilmesinde, diş sağlığının korunması gibi birçok alanda kullanılmaya başlanmıştır [161]. Nanoteknolojideki gelişmelerle birlikte dental restoratif materyallerin yapısına inorganik nanopartiküller ilave edilerek materyallerin estetik ve fiziksel özelliklerinin, biyouyumluluklarının daha da geliştirilebileceği bildirilmiştir [162]. Cam iyonomer simanların fiziksel ve antibakteriyel özelliklerini geliştirmek amacıyla yapılan çalışmalarda, geleneksel cam iyonomer simana titanyumdioksit, magnezyumoksit, nanogümüş nanopartikülleri ilave edilmiş ve simanın antibakteriyel ve mekanik özellikleri üzerindeki etkileri incelenmiştir [8, 10, 11].

Çalışmamızda ağız bakım ürünlerinde kullanım güvenilirliği ispatlanmış, antibakteriyel ve biyouyumlu, canlı hücreler üzerinde toksik etki göstermeyen bir nanopartikül olan hBN ilavesinin geleneksel cam iyonomer simanın basma dayanımı üzerindeki etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Çalışma sonucunda, geleneksel cam iyonomer simanların avantajlarını taşıyan aynı zamanda çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklı, posterior daimi dolgu materyali geliştirilmesi hedeflenmektedir.

Yapısal olarak grafitte benzeyen hBN nanopartikülü, yüksek kimyasal stabilite, yüksek termal iletkenlik, yüksek erozyon ve oksidasyon direnci, iyi bir katı yağlayıcı olması gibi kendine has fiziksel ve kimyasal özelliklere sahip oluşu nedeniyle mühendislik uygulamalarında tercih edilen bir nanomateryaldir [147, 163]. Bor nitrür nanotüpler (BNNT) kemik rejenerasyonunda da oldukça etkili nanopartiküllerdir. Yüksek elastik modülü, gerilim gücü ile BNNT'ler kemikteki kollajen lifleri taklit edebilme yeteneğine sahiptir. BNNT'lerin üç boyutlu yapı iskelesi hidroksiapatitin mineralizasyonu için kullanılabilmekte ve bu sebeple kemik rejenerasyonuna katkı sağlayabilmektedir [164].

Lahiri ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, ortopedik implant uygulamalarında kullanılan biyobozunur polilaktid-polikaprolakton kopolimeri (PLC), BNNT'ler ile güçlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda BNNT ile güçlendirilen PLC'lerin daha yüksek elastik modülü ve çekme dayanımı gösterdiği görülmüştür. Ayrıca oluşturulan PLC-BNNT kompozitleri, PLC matrisine kıyasla artmış osteoblast hücre canlılığı sergilemiştir [165].

hBN ile güçlendirilmiş Nano-Kristalin Hidroksiapatit (NkHA) greft materyalinin üç duvarlı kemik içi defektlerin tedavisindeki etkisinin incelendiği bir çalışmada, hBN'ün osteoblastlara olan afinitesinden dolayı materyal üzerinde kısa sürede apatit kristalleri oluşmuş ve inflamatuvar yanıt oluşturmada rejeneratif iyileşmeyi indükleyerek doğal kemiğe yakın bir iyileşme sağlanmıştır. Tek başına NkHA greft materyalinin kullanılmasına kıyasla daha iyi sonuçlar ortaya koyduğu gözlenmiştir [146].

hBN'in hidroksiapatit yapısında mekanik özellikleri geliştirdiği literatürde belirtilmekte olup bu özellikleri nedeni ile medikal uygulamalar için umut vadetmektedir [166, 167].

Benzersiz özellikleri sebebiyle bor nitrür nanomateriyallerinin (nanopartiküller, nanotüpler, vb.) farklı tıbbi uygulamalarda kullanımı son yıllarda hızla artmıştır [144]. BNNT'ler biyomedikal uygulamalarda önemli başarılar sergilemiştir. Birçok çalışma, BNNT'lerin hücrelere düşük konsantrasyonlarda uygulandığında farklı hücre dizileri üzerinde sitotoksikiteye neden olmadığını göstermiştir [138, 168].

Lahiri ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada hidroksiapatit ile güçlendirilmiş BNNT'lerin osteoblast proliferasyonu ve canlılığını olumsuz etkilemediği sonucuna varmışlardır [164].

Ciofanni ve arkadaşları tavşanlara 5 ve 10 mg/kg dozlarda BNNT enjekte ettikleri çalışmalarında kan, karaciğer ve böbreklerde BNNT'lerle ilintili birikmeyi içeren herhangi bir yan etki gözlenmediğini bildirmişlerdir. [169].

Kıvanç ve arkadaşlarının yapmış olduğu bir çalışmada, hBN nanopartikülleri, önceden oluşturulmuş biyofilm üzerinde yüksek bir antibiyofilm aktivitesi göstererek, *S. mutans* 3.3, *S. mutans* ATCC 25175 ve *Candida* sp.M25'in biyofilm büyümesini inhibe ettiği görülmüştür. Bu sonuçlar, hBN nanopartiküllerinin oral biyofilmleri kontrol etmek için bir seçenek olabileceğini göstermektedir. Yine aynı çalışmada hBN nanopartiküllerinin insan deri fibroblastı (CCD-1094Sk, ATCC® CRL 2120™) ve Madin Darby Canine Kidney (MDCK) hücreleri üzerindeki sitotoksik etkileri incelenmiş, partiküllerin bu hücreler üzerinde sitotoksik etkisinin olmadığı görülmüştür. Çalışma sonucunda araştırmacılar, hBN nanopartiküllerinin uygun konsantrasyonda (0,1 mg / mL) kullanıldığında potansiyel güvenli bir ağız bakım ürünü olarak düşünülebileceği sonucunu ortaya koymuştur [144].

Kartal ve arkadaşları, vinil ester matrisli kompozitlere hBN partikülleri ilave ettikleri çalışmada elde edilen yeni kompozit materyalin sertlik, eğilme dayanımı ve aşınma dayanımı özelliklerini incelemişler, hBN ilavesinin materyalin sertlik ve aşınma direncini artırdığını, eğilme dayanımını azalttığını bildirmişlerdir [149].

Yapılan bir tez çalışmasında hBN içerikli dental kompozitler üretilmiş ve bu kompozitlerin mekanik ve sitotoksik özellikleri incelenmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre hBN içerikli kompozitlerin iyi bir termal stabiliteye sahip olduğu, çözünürlük, su emilimi, eğilme dayanımı ve sitotoksikite değerlerinin iyi olduğu, ayrıca incelenen SEM görüntülerinde hBN nanopartiküllerinin organik matriks içinde homojen dağıldığı bildirilmiştir. Çalışma sonuçlarına göre hBN içeren kompozitlerin diş hekimliğinde restoratif materyal olarak kullanılabileceği kanısına varılmıştır [170].

Degrazia ve arkadaşları, hazırladıkları deneysel bir rezin simanın içerisine farklı oranlarda BNNT ilavesinin rezin simanın fiziksel ve kimyasal özellikleri üzerine etkisini değerlendirdikleri çalışmada BNNT ilavesinin rezin simanın mikrosertliğini artırdığı, dönüşüm derecesini ise etkilemediği sonucuna varmışlardır. Ayrıca çalışmada modifiye edilmiş rezin siman örneklerini yapay vücut sıvısında 37 °C’ de 14 gün boyunca bekletmişler ve 14 günün sonunda materyal yüzeylerinde hidroksiapatit biriktiğini gözlemlemişlerdir. Araştırmacılar bunun hibrit tabakadaki apatitten yoksun kollajen fibrillerin remineralizasyonunu sağlayarak rezin-dentin arayüz bağlantısının daha uzun ömürlü olabileceğini bildirmişlerdir [171].

Bu tez çalışmasında yukarıda sıralanan literatürlerde bildirildiği üzere antibakteriyel, biyoaktif ve biyouyumlu olduğu bildirilmiş olan hBN nanopartiküllerinin cam iyonomer simana farklı konsantrasyonlarda ilave edilmesinin, materyalin basma dayanımı üzerine etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır. Konu ile ilgili olarak yapılan literatür taramasında, hBN nanopartiküllerinin cam iyonomer simanlara ilavesinin materyalin mekanik özelliklerine etkileriyle ilgili herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Fuji IX GP (GC International, Tokyo, Japonya) diğer geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha yüksek dayanımlı, daha iyi fiziksel özelliklere sahip, posterior bölgede kullanılmak üzere geliştirilmiş geleneksel cam iyonomer simanlardır. Bu materyalin dayanımı ve uzun ömürlülük potansiyeli hibrit iyonomer ve kompomerlere göre düşük olsa

da yaşlı hastalarda ve çocuklarda kullanım kolaylığı nedeniyle tercih edilmekte ve hastaların restoratif ihtiyaçlarını karşılamaktadır [172, 173]. Fuji IX GP, diğer geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha iyi fiziksel özelliklere sahip olduğundan çalışmamızda geleneksel cam iyonomer siman olarak Fuji IX GP kullanıldı. [110, 174].

Geleneksel cam iyonomer simanın fiziksel özelliklerini geliştirmek amacıyla toz kısmına ağırlıkça farklı oranlarda nanopartikül ilave edilen çalışmalar literatürde mevcuttur. El-Wassefy ve arkadaşları gümüş nanopartiküllerinin cam iyonomer simanın antibiyofilm, sertlik, basma dayanımı özellikleri üzerindeki etkisini inceledikleri çalışmada geleneksel cam iyonomer simanın tozuna ağırlıkça %1, %3, %5 oranında gümüş nanopartikülleri ilave etmişlerdir. [174].

Gjorgievska ve arkadaşları farklı nanopartiküllerin ilavesinin cam iyonomer simanın basma dayanımı üzerindeki etkisini inceledikleri bir alüminyum oksit, zirkonyum dioksit ve titanyum dioksit nanopartikülleri ağırlıkça %2, %5, %10 oranında geleneksel cam iyonomer simanın yapısına ilave edilmiştir [175].

Noori ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada ise geleneksel cam iyonomer simana magnezyum oksit nanopartikülü ağırlıkça %1, %2,5, %5, %10 oranında ilave edilmiş ve modifiye simanın antibakteriyel ve antibiyofilm özellikleri incelenmiştir. [10].

Kartal ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada, vinil ester matrisli kompozitlere ağırlıkça %0,5, %1, %1,5 ve %2 oranında hBN ilave edilmiş ve hBN ilavesinin kompozitin mekanik özellikleri üzerindeki etkisi incelenmiştir. Ağırlıkça %2'den fazla oranda hBN ilavesi, rezin tarafından yeterli oranda ıslatılamamıştır. Bu nedenle ağırlıkça %2'den daha fazla oranlarda hBN, kompozitlere ilave edilmemiştir.

Bu tez çalışması öncesinde yapılan ön çalışmada hBN nanopartiküllerinin ağırlıkça %3, %5 ve %8 oranında cam iyonomer simanın tozuna ilave edildi. Ancak %8 hBN ilavesinin materyalin homojen karıştırılmasını zorlaştırdığı ve %3, %5 hBN ilavesinin basma dayanımı değerlerinde anlamlı bir farklılık yaratmadığı gözlemlendiğinden bu tez çalışmasında cam iyonomer tozuna ağırlıkça %0,5, %1 ve %1,5 oranında hBN nanopartikül ilavesi değerlendirilmiştir.

Geleneksel cam iyonomer simanın tozuna ilave edilen nanopartikülün tozun içerisinde homojen dağılması için literatürde farklı yöntemler bildirilmiştir. Garoushi ve arkadaşları yapmış oldukları bir çalışmada geleneksel cam iyonomer siman tozuna ağırlıkça farklı oranlarda süreksiz cam fiber tozu ekleyerek cam iyonomer simanın mekanik özellikleri üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Süreksiz cam fiber tozunun cam iyonomer simanın tozu içinde homojen dağılması için karıştırma işlemi yüksek hızlı (3500 rpm) bir karıştırma makinesi kullanılarak gerçekleştirilmiştir [176].

Elsaka ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, geleneksel cam iyonomer simanın tozuna titanyumdioksit nanopartikülleri ilave edilmiştir. Titanyumdioksit nanopartikülleri ve restoratif toz, bir karıştırma kâğıdı üzerinde plastik bir spatula kullanılarak elle karıştırılmıştır [8].

Ivanisevic ve arkadaşlarının geleneksel cam iyonomer siman hidroksiapatit ve titanyumdioksit ilavesinin simanın mekanik özellikleri üzerine etkisini inceledikleri çalışmada floro-alüminosilikat cam tozunda hidroksiapatit ve titanyum dioksinin mümkün olduğunca homojen bir dağılımını elde etmek için tozlar, 10 dakika boyunca bir havanda havan tokmağı ile manuel olarak karıştırılmıştır [110].

Bu çalışmada da hBN nanopartikülleri ile cam iyonomer simanın tozu bir cam gode içerisinde plastik bir spatula yardımıyla 10 dk boyunca manuel olarak karıştırıldı.

Diş hekimliğinde materyallerin geliştirilmesi, başarı yüzdelerinin belirlenmesi, materyallerin performansların karşılaştırılması için *in vitro* ve *in vivo* çalışmalar yapılmaktadır. *In vitro* testler; *in vivo* durumları taklit etmek üzere, özel kültür ortamı ve şartları kullanılarak laboratuvar da gerçekleştirilmektedir. Bu testler; diğer yöntemlere kıyasla daha ucuz, kolay uygulanabilir, deneysel olarak kontrol edilebilir ve tekrarlanabilir yöntemlerdir [177, 178]. Laboratuvar ortamında oluşturulan modellere ağız ortamı tam olarak yansıtılamayacak olmasına karşın *in vivo* testlere göre etik problem oluşturmadan daha kısa zamanda sonuçlanacağı düşünüldüğü için diş hekimliğinde de sıklıkla *in vitro* çalışmalar yapılmaktadır [179]. Bu tez çalışmasında hBN nanopartiküllerinin cam iyonomer simanın basma dayanımı üzerine etkisi hızlı bir yöntem olduğu için *in vitro* koşullarda universal bir test cihazı kullanılarak değerlendirilmiştir.

Klinik diş hekimliğinde kullanılan materyallerin mekanik özelliklerinin *in vitro* olarak değerlendirilmesinde farklı yöntemler kullanılmaktadır. Bu yöntemlerden basma ve eğilme dayanımı testleri kullanılan materyallere klinik olarak uygulanan stresi taklit etmeyi amaçlamaktadır. Çoğu çiğneme kuvveti, doğası gereği sıkıştırıcıdır ve basma dayanımı testleri, materyalin çiğneme sırasında kırıldığı/başarısız olduğu kritik değeri ortaya çıkarır [110].

Lee ve arkadaşları bazı çinko oksit öjenol simanların modifiye edilmesinin 24 saat sonunda retansiyon, film kalınlığı, basma dayanımı gibi fiziksel özelliklerini değerlendirdikleri bir çalışmada basma dayanımı ile retansiyon arasında bir ilişki olduğu ve basma dayanımı arttıkça retansiyonun da arttığı sonucuna varmışlardır. Materyalin çiğneme kuvvetlerini tolere edebilmesi için yüksek basma dayanımı değerleri göstermesi gerektiğini ve basma dayanımının restorasyonun başarısında önemli bir faktör olduğunu bildirmişlerdir [180]. Bu tez çalışmasında cam iyonomer simanın olumlu özelliklerinin yanında hBN ilavesiyle çiğneme kuvvetlerine karşı daha dayanıklı bir materyal geliştirilmesiyle stresin fazla olduğu bölgelerde kullanım sıklığını artırmak hedeflenmektedir. Bu nedenle çalışmamızda hBN ilavesinin cam iyonomer simanın basma dayanımı üzerindeki etkisi *in vitro* olarak incelenmiştir.

Basma dayanımı testlerinde International Organization for Standardization (ISO) 991711 [181]'e göre test edilecek numunelerin silindirik şekilli olması gerekir. Numunelerin uzunluk/çap oranı 2:1'den fazla olduğunda numunenin istenmeyen şekilde bükülmesine neden olabilmektedir [112]. Literatürde basma dayanımı testlerinde farklı boyutta örneklerin kullanıldığı çalışmalar literatürde mevcuttur.

Paiva ve arkadaşları nanogümüş ile modifiye ettikleri geleneksel cam iyonomer simanın antibakteriyel özelliklerini ve basma dayanımını değerlendirdikleri bir çalışmada basma dayanımı testleri için 4 mm çapında 6 mm yüksekliğinde numuneler kullanmışlardır [11].

Gu ve arkadaşları hidroksiapatit ve zirkonyum dioksit cam iyonomer simanın mikrosertlik, basma dayanımı ve çapsal gerilme dayanımı değerleri üzerindeki etkisini inceledikleri çalışmada 4 mm çapında 8 mm yüksekliğindeki numunelerde basma dayanımı testlerini gerçekleştirmişlerdir [182].

Mallmann ve arkadaşları numune boyutlarındaki farklılığın cam iyonomer simanların basma dayanımı değerleri üzerindeki etkisini araştırdıkları bir çalışmada, 4 mm çapında 6 mm yüksekliğinde numunelerle 6 mm çapında ve 12 mm yüksekliğindeki numuneleri kullanarak dünya tarafından kabul edilen standartlara uygun olarak farklı boyutlardaki numunelerin basma dayanımlarını analiz etmişlerdir. Çalışmada geleneksel cam iyonomer siman ile rezin modifiye cam iyonomer siman kullanılmıştır. Daha küçük boyutlu numuneler, daha büyük boyutlu numunelerin basma dayanımı değerlerinin yaklaşık %85'i kadar basma dayanımı değeri göstermiştir. Daha büyük boyuttaki numunelerin basma dayanımı değerlerinin daha yüksek olduğunu ancak aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Bunun yanında cam iyonomer simanların elle karıştırılmalarından dolayı manipülasyonların zor olduğunu ve bunun da birtakım değişkenliklere sebep olabileceğini bu nedenle büyük boyutlu numunelerin hazırlanmasının daha yüksek hatalara neden olabileceğini belirtmişlerdir. Bu sebeple ISO 7489:19862 [183]'ye göre daha küçük numune boyutlarının (6 mm x 4 mm) kullanılmasını önermişlerdir [184]. Bu tez çalışmasında numune boyutları Mallmann ve arkadaşlarının bulgularına dayanarak 4 mm çapında ve 6 mm yüksekliğinde hazırlandı.

Cam iyonomer simanlarla ilgili yapılan çalışmalarda hazırlanan örneklerin kalıptan çıkarılma süreleri farklılık göstermektedir. Mallmann ve arkadaşları yaptıkları çalışmada cam iyonomer siman örneklerini kalıplara yerleştirdikten 30 dk sonra çıkarmışlardır [184].

Melo ve arkadaşları zirkonya ile güçlendirilmiş cam iyonomer simanın basma dayanımı, yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertliklerini değerlendirdikleri çalışmalarında siman örneklerini kalıplarda 1 saat beklettikten sonra çıkarmışlardır [185].

Kimyasal yolla sertleşen materyallerin ilk sertleşme reaksiyonlarını tamamlayabilmeleri için 10 dk beklenilmesi gerektiğini savunan çalışmalar mevcuttur [186, 187]. Mousavinasab ve Meyers florür içeren materyallerden salınan florür miktarlarını ölçtükleri çalışmalarında kimyasal olarak sertleşen materyal örneklerini kalıplarda 10 dk boyunca oda sıcaklığında beklettikten sonra kalıplardan çıkarmışlardır [186].

Safy ve arkadaşları restoratif materyallerin basma dayanımlarını değerlendirdikleri çalışmada geleneksel cam iyonomer siman olarak Fuji IX GP'yi tercih etmişler ve siman örneklerini kalıptan çıkarmadan önce 10 dk sertleşmeye bırakmışlardır [173].

Tanweer ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada ultrasonik aktivasyonun cam iyonomer simanın mikrosertliği üzerindeki etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında geleneksel cam iyonomer siman olarak Fuji IX GP'yi kullanmışlar ve kimyasal sertleşmeye bıraktıkları gruptaki numuneleri kalıplardan 10 dakikanın sonunda çıkarmışlardır [188]. Bu tez çalışmasında da cam iyonomer siman örnekleri kalıptan çıkarılmadan önce 10 dk sertleşmeye bırakıldı.

Geleneksel cam iyonomer simanlar asit baz reaksiyonuyla sertleşir. Reaksiyon ilk 24 saatte mekanik dayanımında bir artışla karakterizedir. Çalışmalar simanın olgunlaşmasının 24 saat sürdüğünü ve dayanımında iki yıllık bir süre boyunca devam eden kademeli bir artış olduğunu göstermiştir [21, 174].

Cam iyonomer simanların basma dayanımı, eğilme dayanımı ve mikrosertlik testlerinin 24 saat ve 1 haftanın sonunda yapıldığı çalışmalar literatürde mevcuttur [11, 78, 189-191]. Moshaverinia ve arkadaşları farklı cam iyonomer simanların basma, eğilme, çapsal gerilme dayanımları ve mikrosertliklerini karşılaştırmalı olarak değerlendirdikleri çalışmalarında numunelerin testlerini 24 saat sonunda ve 1 hafta sonunda gerçekleştirmişlerdir. 37 °C'de distile suda 1 hafta bekletilen numunelerin basma, eğilme ve çapsal gerilme dayanımları 24 saat bekletilen gruplara göre daha yüksek değerler göstermiştir [189].

Yap ve arkadaşları iki farklı geleneksel cam iyonomer simanın mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmada cam iyonomer simanları 24 saatin ve 1 haftanın sonunda mekanik testlere tabi tutmuşlardır. Her iki simanın 1 haftanın sonunda sertlik değerinde önemli bir artış gözlenirken basma ve çapsal gerilme dayanımlarında önemli bir artış gözlenmemiştir [78].

Bresciani ve arkadaşları üç farklı cam iyonomer simanın mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmada cam iyonomer siman örneklerinin basma ve çapsal gerilme dayanımlarını 1 saat, 24 saat ve 1 hafta sonunda ölçmüşlerdir. 24 saat ve 1 haftanın sonundaki ölçümlerin arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir [190].

Paiva ve arkadaşları nanogümüş ilavesinin cam iyonomer simanın basma dayanımı ve antibakteriyel özelliği üzerindeki etkisini değerlendirdikleri çalışmada cam iyonomer siman

örneklerini 24 saat distile suda beklettikten sonra basma dayanımı testine tabi tutmuşlardır [11]. Busanello ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada ART’de kullanılan farklı cam iyonomer simanların basma dayanımı değerlerini karşılaştırmışlardır. Basma dayanımı ölçümlerini 1 saat ve 24 saatin sonunda yaptıkları çalışmada 24 saatin sonunda ölçülen cam iyonomer siman örneklerinin basma dayanımı değerlerinin daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir [192].

Bizim çalışmamızda da örnekler basma dayanımı testinden önce 24 saat distile suda 37 °C’lik etüvde bekletildikten sonra basma dayanımı testi ölçümleri yapılmıştır.

El-Safty üç farklı yükleme hızının kompozit rezinlerin basma ve esneme dayanımları üzerine etkisini incelediği çalışmanın sonucunda, kafa hızındaki değişimin basma ve esneme dayanımında bir değişiklik oluşturduğunu basma ve esneme dayanımı ile kafa hızı arasında güçlü bir pozitif korelasyon bulunduğunu bildirmiştir [193].

Basma dayanımı testlerinde, universal test cihazında örneklere 0,5 mm/dk ile 1 mm /dk hız arasında kuvvet uygulanarak basma dayanımı değerlerinin belirlendiği çalışmalar literatürde mevcuttur [8, 110, 156, 185, 194].

Naves ve arkadaşları restore edilmiş insan premolar dişlerinin kırılma dayanımı ve kırılma modu üzerine universal test cihazının çapraz kafa hızının etkilerini inceledikleri çalışmalarında 0,5 ile 5 mm/dk arasında değişen hızların kırılma dayanımı ve kırılma modunu değiştirmediğini ancak bu hızın 10 mm/dk’ya çıkartılmasının kırılma dayanımı değerlerini düşürdüğünü bildirmişlerdir [195].

Chen ve arkadaşları içerisinde cam iyonomer simanların bulunduğu farklı tipteki restoratif materyallerin basma dayanımı değerlerini inceledikleri çalışmada örneklerin basma dayanımı ölçümleri universal bir test makinesinde 1 mm/dk çapraz kafa hızında gerçekleştirildi [194].

Spinola ve arkadaşları karbon nanotüplerle modifiye ettikleri cam iyonomer simanların mekanik özelliklerini değerlendirdikleri çalışmada 4 mm çapında 6 mm yüksekliğinde cam iyonomer siman örneklerinin basma dayanımı testleri universal bir test cihazı kullanılarak 0,5 mm/dk çapraz kafa hızında gerçekleştirilmiştir [156].

Ivanisevic ve arkadaşları titanyum dioksit ve hidroksiapatit ilave ettikleri cam iyonomer simanların basma dayanımlarını inceledikleri çalışmada basma dayanımı ölçümleri universal bir test cihazında 0,75 mm/dk hızda gerçekleştirilmiştir [110].

Elsaka ve arkadaşları titanyum dioksit ilavesinin cam iyonomer simanın antibakteriyel ve mekanik özellikleri üzerine olan etkisini inceledikleri çalışmada cam iyonomer siman örneklerinin basma dayanımı testlerini universal bir test cihazında 0,5 mm/dk çapraz kafa hızında gerçekleştirmişlerdir [8].

Bu tez çalışmasında Spinola ve arkadaşları ile Elsaka ve arkadaşlarının çalışmalarına benzer olarak basma dayanımı testleri universal bir test cihazı kullanılarak 0,5 mm/dk hızla gerçekleştirildi [8, 156].

Noori ve Kareem'in yaptıkları bir çalışmada magnezyum oksit ilavesinin cam iyonomer simanın mekanik özellikleri üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Ağırlıkça %1, %2,5, %5, ve %10 oranında magnezyum oksit cam iyonomer simanın tozuna ilave edilmiştir. %1 oranında magnezyum oksit içeren grup en yüksek basma dayanımı değerini göstermiştir. Nanopartikül oranı %5'ten fazla olan gruplarda basma dayanımı değeri oldukça azalmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre araştırmacılar antibakteriyel nanopartiküllerin optimum değerlerde eklenmesi gerektiğini vurgulamışlardır. Ayrıca optimum orandaki magnezyum oksit nanopartiküllerinin, karıştırma sırasında simandaki boşlukları doldurduğunu, bu nedenle simanın basma dayanımını artırmış olabileceğini bildirmişlerdir [196].

Elsaka ve arkadaşları titanyum dioksit ilavesinin geleneksel cam iyonomer simanın mekanik ve antibakteriyel özellikleri üzerindeki etkisini değerlendirdikleri çalışmada ağırlıkça %3 ve %5 oranında titanyum dioksit ile modifiye edilmiş cam iyonomer siman grupları kontrol grubuna göre daha yüksek basma dayanımı değeri gösterdiğini bildirmişlerdir. %7'lik titanyum dioksit içerikli cam iyonomer siman grubunun basma dayanımı değerleri ise diğer gruplara göre düşük bulunmuştur. [8].

Garcia-Contreras ve arkadaşları da buna benzer şekilde geleneksel cam iyonomer simana ağırlıkça %3 ve %5 oranında titanyum dioksit nanopartikülü ilave etmişler ve titanyum dioksitin cam iyonomer simanın basma dayanımını artırdığını bildirmişlerdir [197].

Hamid ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada ağırlıkça %3 oranında titanyumdioksit ve %1 oranında setilpiridinyum klorür ile zenginleştirilmiş geleneksel cam iyonomer simanın basma dayanımını ve antibakteriyel özelliğini incelemişlerdir. Titanyum dioksit içerikli cam iyonomer siman grubu, diğer gruplarla karşılaştırıldığında önemli ölçüde daha yüksek basma dayanımı değeri göstermiştir. Bununla birlikte setilpiridinyum klorür ilavesi cam iyonomer simanın basma dayanımını azaltmıştır. Ancak kontrol grubu olan nanopartikül ilave edilmeyen geleneksel cam iyonomer siman grubunun basma dayanımı değerleriyle arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır [154].

Gjorgievska ve arkadaşları iki farklı geleneksel cam iyonomer simana ağırlıkça %10 oranında alüminyum oksit, zirkonyum dioksit ve titanyum dioksit ilave ederek nanopartiküllerin cam iyonomer simanlar üzerindeki etkisini değerlendirdikleri çalışmada, zirkonyum dioksit ve titanyum dioksit nanopartiküllerinin eklenmesiyle basma dayanımı değerlerinin arttığını alüminyum oksit ilavesinin ise basma dayanımı değerlerinde önemli bir farklılık yaratmadığını bildirmişlerdir. Araştırmacılar küçük partikül boyutlu zirkonyum dioksit (80 nm) ve titanyum dioksitin (10-25 nm) simandaki mikroskobik boşlukları doldurmuş olabileceğini ve basma dayanımındaki artışın buna bağlı olabileceğini bildirmişlerdir [175].

Ivanisevic ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada geleneksel cam iyonomer siman ağırlıkça %3 oranında titanyum dioksit, %3 oranında deniz kabukluları kaynaklı hidroksiapatit ve %1,5 hidroksiapatit ve %1,5 titanyum dioksit ile modifiye edilmiştir. Kontrol grubu olarak nanopartikül ilave edilmemiş geleneksel cam iyonomer siman kullanılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre nanopartikül ile modifiye edilen grupların basma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yokken, modifiye edilmiş gruplar ile kontrol grubunun basma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark mevcuttur. Yukarıda belirtilen çalışmalardan farklı olarak bu çalışmada titanyum dioksit ve hidroksiapatit ilavesi cam iyonomer simanın basma dayanımını azaltmıştır. Araştırmacılar, modifiye edilen gruplarda bulunan tozun daha düşük kütle yoğunluğuna sahip olması nedeniyle cam iyonomer simanın önerilen toz/likit oranına ulaşamadığını ayrıca elle karıştırmanın daha fazla hava inklüzyonuna neden olabileceğini ve bu nedenle basma dayanımı değerlerinin azalmış olabileceğini bildirmişlerdir [110].

El-Wassefy ve arkadaşları geleneksel cam iyonomer simana (Fuji IX GP) ağırlıkça %1, %3, %5 oranında gümüş nanopartikülü ilave ederek mekanik özelliklerini araştırmışlardır. Çalışmanın sonuçları gümüş nanopartikülüyle modifiye edilmiş cam iyonomer simanın basma dayanımında istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir azalmanın olduğunu göstermiştir [174].

Garoushi ve arkadaşları geleneksel cam iyonomer simana (Fuji IX GP) ağırlıkça farklı oranlarda süreksiz cam fiber ilave ettikleri çalışmada cam fiber ilavesinin cam iyonomer simanın eğilme ve çapsal gerilme dayanımını artırdığını, basma dayanımında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadığı sonucuna varmışlardır [176].

Saran ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada iki farklı geleneksel cam iyonomer siman tozuna ağırlıkça %5, %10, %15 oranında iki farklı tam seramik tozu ilave etmişlerdir. Ağırlıkça %10 oranında tam seramik tozu ilave edilen cam iyonomer siman grupları yüksek basma dayanımı değeri gösterirken, %15 oranında seramik tozu ilave edilen gruplar düşük basma dayanımı değerleri göstermiştir. %5 oranında seramik tozu ilavesi cam iyonomer simanın basma dayanımında herhangi bir değişikliğe neden olmamıştır. Araştırmacılar cam iyonomer simana eklenen seramik tozunun inert dolgu maddeleri olarak hareket etmeleri ve simanın sertleşmesi sırasında yeterli matris oluşumuna izin vermeleri gerektiğini bildirmişlerdir. % 15 oranında seramik tozu içeren grupta basma dayanımı değerlerinin kontrol grubuna göre düşük bulunmasının yetersiz matris oluşumundan kaynaklanabileceğini bildirmişlerdir [198].

Kumar ve arkadaşları ağırlıkça %10 oranında nanokitosan ilaveli cam iyonomer simanlar ile geleneksel cam iyonomer simanların mekanik özelliklerini ve florür salımlarını karşılaştırmışlardır. Araştırmacılar %10 oranında nanokitosan içeren grubun kontrol grubuna kıyasla önemli ölçüde daha yüksek basma dayanımı değeri gösterdiğini bildirmiştir [199].

Melo ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, cam iyonomer simana farklı partikül boyutlarında ve ağırlıkça farklı oranlarda zirkonyum dioksit ilave edilmiş ve simanın mekanik özellikleri üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir. %8,5 ZrO₂ ilaveli cam iyonomer simanın basma dayanımının diğer gruplara kıyasla daha yüksek olduğu sonucuna varılmıştır. ZrO₂'in partikül boyutu, simanın basma dayanımı değerlerini etkilememiştir [185].

Prentice ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada cam iyonomer simanın tozuna ağırlıkça %1, %2, %3, %7 oranında borik asit ve bundan ayrı olarak likitine ağırlıkça %1, %2, %3, %7 oranında %81'lik ortofosforik asit ilavesinin simanın 24 saat sonundaki basma dayanımı üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Borik asit cam iyonomer simanın basma dayanımında belirgin düşüşe sebep olurken, ortofosforik asit simanın basma dayanımını artırmıştır [200].

Bu tez çalışmasında geleneksel cam iyonomerin modifiye edilmesi amacıyla 120 nm boyutunda hBN ağırlıkça %0,5, %1 ve %1,5 oranlarında cam iyonomer simanın tozuna elle karıştırma yöntemiyle ilave edilmiştir. ISO 9917-1:2007'ye göre, su bazlı dental simanların basma dayanımları 70 MPa'dan yüksek olmalıdır [201]. Çalışmanın sonuçlarına göre kontrol grubu dahil test edilen tüm gruplarda basma dayanımı değerleri 70 MPa'dan yüksektir. Bununla birlikte hBN ile modifiye edilmiş cam iyonomer siman gruplarının basma dayanımı değerlerinde kademeli bir artış söz konusudur. Kullanılan hBN'ün nanometrik boyutları cam iyonomer simanın içerisinde oluşabilecek boşlukları doldurabilecek kadar küçüktür. Bu nedenle hBN ilavesiyle meydana gelen basma dayanımındaki artışı Gjorgievska ve arkadaşlarının yaptığı çalışmanın sonuçlarına benzer şekilde nanopartiküllerin cam iyonomer simandaki mikroskobik boşlukları doldurmasına bağlayabiliriz [175]. Bunun yanında Garoushi ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmanın sonuçlarına benzer olarak basma dayanımındaki bu artış istatistiksel olarak anlamlı değildir [176].

Gu ve arkadaşları, cam iyonomer simanı hidroksiapatit ve zirkonyum dioksit ile modifiye ettikleri çalışmalarında yaptıkları SEM incelemelerinde cam iyonomer simanın hazırlanması sırasında oluşan hava kabarcıkları nedeniyle boşlukların gözlemlendiğini, matris içinde partiküllerin iyi bir şekilde karıştığını ve cam ile hidrojel tuz matrisi arasında iyi bir bağlantı olduğunu bildirmişlerdir. Nano boyutlu hidroksiapatit ve zirkonyum matris içinde homojen bir şekilde dağılım göstermiş ve daha büyük partikül boyutuna sahip cam parçacıkları ile nano boyutlu hidroksiapatit ve zirkonyumun matris içindeki kombinasyonunun simanın mekanik gücünü artıracığını bildirmişlerdir [182].

Garcia-Contreras ve arkadaşları cam iyonomer simana ağırlıkça %3 ve %5 oranında titanyum dioksit ilave ettikleri çalışmada cam iyonomer simanın topografik özelliğini, kimyasal bileşimini belirlemek için SEM incelemeleri ve EDS analizleri yapmışlardır. Bunun sonucunda %3 ve %5 oranında titanyum dioksit ilave edilen cam iyonomer simanların yüzeylerinde topografik olarak belirgin bir farklılık olmadığını ve matris içinde

hibrit partiküllerin gözlemlendiğini bildirmişlerdir. Mikropartiküllerin makropartiküller arasında düzgün bir şekilde dağıldığını açısız ve yarıküresel şekilli titanyum dioksit nanopartiküllerinin gruplanmış halde görüldüğünü bildirmişlerdir. EDS verilerine göre tüm cam iyonomer siman gruplarında karbon ve oksijen elementlerinin baskın olduğunu, titanyum dioksit ilave edilen gruplarda ise oksijen konsantrasyonunun arttığını stronsiyum konsantrasyonunun azaldığını bildirmişlerdir [197].

Gjorgievska ve arkadaşları iki farklı cam iyonomer simana ağırlıkça %10 oranında alüminyumoksit, zirkonyum dioksit, titanyum dioksit ilavesinin basma dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirdikleri çalışmada yapılan SEM incelemeleri sonucunda iki cam iyonomer siman materyalinde hava boşluklarının mevcut olduğunu, ayrıca matrislerinde hava boşluklarından kaynaklanan çok sayıda çatlak gözlemlendiğini bildirmişlerdir. Bunun yanında nanopartikül içeren cam iyonomer simanların içermeyen simanlara göre farklı mikroyapıya sahip olduğunu, hava boşluklarının ve çatlakların daha az gözlemlendiğini, nanopartiküllerin matris içinde homojen ve eşit şekilde dağılım gösterdiğini bildirmişlerdir [175].

Bu tez çalışmasında cam iyonomer siman örneklerinin yüzeylerinin SEM incelemeleri sonucu Garcia-Contreras ve arkadaşlarının [197] çalışmalarına benzer olarak cam iyonomer siman gruplarının yüzeylerinde topografik olarak belirgin bir farklılık gözlenmemiş, hBN nanopartiküllü cam iyonomer siman matrisi içinde homojen bir dağılım göstermiştir. Bunu hBN'nin partikül boyutunun nano boyutlarda olmasına bağlayabiliriz. Gu ve arkadaşları [182] ve Gjorgievska ve arkadaşlarının [175] çalışmalarına benzer olarak bu çalışmada da cam iyonomer simanın yüzeyinde hava boşlukları ve çatlaklar izlenmiştir. EDS verilerine göre tüm cam iyonomer gruplarında karbon, oksijen, stronsiyum, alüminyum, silisyum, flor, sodyum, fosfor elementleri bulunurken hBN ilaveli gruplarda bu elementlere ilave olarak bor ve azot elementleri de tespit edilmiştir.

Bu tez çalışmasında hBN nanopartiküllü cam iyonomer simanın tozuna manuel olarak eklenmiştir. İleriki çalışmalarda hBN nanopartiküllü cam iyonomer siman tozu içerisinde homojen dağılması için yüksek hızlı bir karıştırma makinesi kullanılarak cam iyonomer simanın tozuna ilave edilebilir. Çalışmada hBN ilavesinin simanın basma dayanımı üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir. Modifiye edilmiş simanın mekanik özelliklerinin değerlendirilmesi için basma dayanımı testiyle birlikte eğilme dayanımı, çapsal gerilme

dayanımı, aşınma direnci ve mikrosertlik testlerinin de yapılması gereklidir. Bununla birlikte çalışmamızda hBN ilavesinin simanın antibakteriyel özellikleri üzerindeki etkisi değerlendirilmemiştir. hBN ilaveli cam iyonomer simanın antibakteriyel aktivitesi, florür salımı, biyouyumluluğu ve biyoaktivitesi de araştırılmalıdır.



6. SONUÇLAR

Bu in vitro çalışmanın sınırları dahilinde çalışmada kullanılan geleneksel cam iyonomer siman ve hBN nanopartikülü göz önüne alındığında;

- Çalışmadaki kontrol grubu dahil tüm gruplardaki cam iyonomer simanlar, literatürde kabul edilebilir bir değer olan 70 MPa'dan daha yüksek basma dayanımı değeri göstermişlerdir.
- hBN ilavesiyle birlikte basma dayanımı değerlerinde bir artış söz konusu olmasına rağmen bu artış istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0,05$).
- Antibakteriyel özellik gösteren hBN nanopartikülünün cam iyonomer simanın basma dayanımı üzerinde olumsuz bir etki göstermemiştir. Bu nedenle antibakteriyel özellik gösteren bu modifiye simanın, çürük aktif bireylerde potansiyel bir restoratif materyal olabileceği söylenebilir.



KAYNAKLAR

1. Tiwari, S., Kenchappa, M., Bhayya, D., Gupta, S., Saxena, S., Satyarth, S., Singh, A., and Gupta, M. (2016). Antibacterial Activity and Fluoride Release of Glass-Ionomer Cement, Compomer and Zirconia Reinforced Glass-Ionomer Cement. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 10(4), ZC90.
2. Nicholson, J.W. and Croll, T.P. (1997). Glass-Ionomer Cements in Restorative Dentistry. *Quintessence International*, 28(11), 705-14.
3. Chavan, J., Bendgude, V. and Gajjar, P. (2017). Longevity of Composite Restorations in Primary Molars: A Systematic Review. *Pravara Medical Review*, 11(1), 22-26.
4. Yeolekar, T.S., Chowdhary, N.R., Mukunda, K.S., and Kiran, N.K. (2015). Evaluation of Microleakage and Marginal Ridge Fracture Resistance of Primary Molars Restored with Three Restorative Materials: A Comparative in vitro Study. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 8(2), 108-113.
5. Yap, A.U., Ng, S.C. and Siow, K.S. (2001). Soft-Start Polymerization: Influence on Effectiveness of Cure and Post-Gel Shrinkage. *Operative Dentistry*, 26(3), 260-266.
6. Hse, K.M., Leung, S.K. and Wei, S.H. (1999). Resin-Ionomer Restorative Materials for Children: A Review. *Australian Dental Journal*, 44(1), 1-11.
7. Kanık, Ö. ve Türkün, L.Ş. (2016). Restoratif Cam Iyonomer Simanlarda Güncel Yaklaşımlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 37(2), 54-65.
8. Elsaka, S.E., Hamouda, I.M. and Swain, M.V. (2011). Titanium Dioxide Nanoparticles Addition to a Conventional Glass-Ionomer Restorative: Influence on Physical and Antibacterial Properties. *Journal of Dentistry*, 39(9), 589-598.
9. Hannig, M. and Hannig, C. (2010). Nanomaterials in Preventive Dentistry. *Nature Nanotechnology*, 5(8), 565-569.
10. Noori, A.J. and Kareem, F.A. (2019). The Effect of Magnesium Oxide Nanoparticles on the Antibacterial and Antibiofilm Properties of Glass-Ionomer Cement. *Heliyon*, 5(10), e02568.
11. Paiva, L., Fidalgo, T.K.S., da Costa, L.P., Maia, L.C., Balan, L., Anselme, K., Ploux, L., and Thiré, R. (2018). Antibacterial Properties and Compressive Strength of New One-Step Preparation Silver Nanoparticles in Glass Ionomer Cements (NanoAg-GIC). *Journal of Dentistry*, 69, 102-109.
12. Moshaverinia, A., Ansari, S., Moshaverinia, M., Roohpour, N., Darr, J.A., and Rehman, I. (2008). Effects of Incorporation of Hydroxyapatite and Fluoroapatite Nanobioceramics Into Conventional Glass Ionomer Cements (GIC). *Acta Biomaterialia*, 4(2), 432-440.
13. Kleverlaan, C.J., van Duinen, R.N. and Feilzer, A.J. (2004). Mechanical Properties of Glass Ionomer Cements Affected by Curing Methods. *Dental Materials*, 20(1), 45-50.

14. Bijelic-Donova, J. (2016). *Discontinuous Fiber-Reinforced Composite for Dental Applications*, Doktora Tezi, Turku Üniversitesi Diş Hekimliği Enstitüsü, Turku, 36.
15. Lohbauer, U. (2010). Dental Glass Ionomer Cements as Permanent Filling Materials?—Properties, Limitations and Future Trends. *Materials*, 3(1), 76-96.
16. Mickenautsch, S., Mount, G. and Yengopal, V. (2011). Therapeutic Effect of Glass-Ionomers: An Overview of Evidence. *Australian Dental Journal*, 56(1), 10-15.
17. Khoroushi, M., Mansoori-Karvandi, T. and Hadi, S. (2012). The Effect of Pre-Warming and Delayed Irradiation on Marginal Integrity of A Resin-Modified Glass-Ionomer. *General Dentistry*, 60(6), e383-388.
18. Wilson, A. (1974). Alumino-Silicate Polyacrylic Acid and Related Cements. *British Polymer Journal*, 6(3), 165-179.
19. Wilson, A., Kent, B., Clinton, D., and Miller, R. (1972). The Formation and Microstructure of Dental Silicate Cements. *Journal of Materials Science*, 7(2), 220-238.
20. Baig, M.S. and Fleming, G.J. (2015). Conventional Glass-Ionomer Materials: A Review of the Developments in Glass Powder, Polyacid Liquid and The Strategies of Reinforcement. *Journal of Dentistry*, 43(8), 897-912.
21. Nicholson, J.W. (1998). Chemistry of Glass-Ionomer Cements: A Review. *Biomaterials*, 19(6), 485-494.
22. Williams, J.A., Billington, R.W. and Pearson, G.J. (1992). The Comparative Strengths of Commercial Glass-Ionomer Cements with and without Metal Additions. *British Dental Journal*, 172(7), 279-282.
23. Sidhu, S.K. and Watson, T.F. (1995). Resin-Modified Glass Ionomer Materials. A Status Report for the American Journal of Dentistry. *American Journal Of Dentistry*, 8(1), 59-67.
24. Burgess, J., Norling, B. and Summitt, J. (1994). Resin Ionomer Restorative Materials: The New Generation. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 6(5), 207-215.
25. Cho, S.Y. and Cheng, A.C. (1999). A Review of Glass Ionomer Restorations in the Primary Dentition. *Journal of the Canadian Dental Association*, 65(9), 491-495.
26. McLean, J.W., Nicholson, J.W. and Wilson, A.D. (1994). Proposed Nomenclature for Glass-Ionomer Dental Cements and Related Materials. *Quintessence International*, 25(9), 587-589.
27. Sakaguchi, R.L., Powers, J.M. (2012). *Craig's Restorative Dental Materials* (Thirteen edition). Philadelphia: Elsevier, 182.
28. Matsuya, S., Maeda, T. and Ohta, M. (1996). IR And NMR Analyses of Hardening and Maturation of Glass-Ionomer Cement. *Journal of Dental Research*, 75(12), 1920-1927.

29. Sidhu, S.K. and Nicholson, J.W. (2016). A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. *Journal of Functional Biomaterials*, 7(3), 1-15.
30. Smith, D.C. (1998). Development of Glass-Ionomer Cement Systems. *Biomaterials*, 19(6), 467-478.
31. Crisp, S., Ferner, A.J., Lewis, B.G., and Wilson, A.D. (1975). Properties of Improved Glass-Ionomer Cement Formulations. *Journal of Dentistry*, 3(3), 125-130.
32. Mitra, S.B. and Kedrowski, B.L. (1994). Long-Term Mechanical Properties of Glass Ionomers. *Dental Materials*, 10(2), 78-82.
33. Crisp, S., Kent, B.E., Lewis, B.G., Ferner, A.J., and Wilson, A.D. (1980). Glass-Ionomer Cement Formulations. II. The Synthesis of Novel Polycarboxylic Acids. *Journal of Dental Research*, 59(6), 1055-1063.
34. Davidson, C.L. (2006). Advances in Glass-Ionomer Cements. *Journal of Applied Oral Science*, 14(sp. issue), 3-9.
35. Hatton, P.V. and Brook, I.M. (1992). Characterisation of The Ultrastructure of Glass-Ionomer (Poly-Alkenoate) Cement. *British Dental Journal*, 173(8), 275-277.
36. Wilson, A., Prosser, H. and Powis, D. (1983). Mechanism of Adhesion of Polyelectrolyte Cements to Hydroxyapatite. *Journal of Dental Research*, 62(5), 590-592.
37. Ngo, H.C., Mount, G., Mc Intyre, J., Tuisuva, J., and Von Doussa, R.J. (2006). Chemical Exchange Between Glass-Ionomer Restorations and Residual Carious Dentine in Permanent Molars: An In Vivo Study. *Journal of Dentistry*, 34(8), 608-613.
38. Mak, Y.F., Lai, S.C., Cheung, G.S., Chan, A.W., Tay, F.R., and Pashley, D.H. (2002). Micro-Tensile Bond Testing of Resin Cements to Dentin and an Indirect Resin Composite. *Dental Materials*, 18(8), 609-621.
39. Powis, D.R., Follerås, T., Merson, S.A., and Wilson, A.D. (1982). Improved Adhesion of a Glass Ionomer Cement to Dentin And Enamel. *Journal of Dental Research*, 61(12), 1416-1422.
40. Sidhu, S.K. (2011). Glass-Ionomer Cement Restorative Materials: A Sticky Subject? *Australian Dental Journal*, 56(Suppl 1), 23-30.
41. Mitra, S.B. (1991). Adhesion to Dentin and Physical Properties of a Light-Cured Glass-Ionomer Liner/Base. *Journal of Dental Research*, 70(1), 72-74.
42. Anstice, H.M. and Nicholson, J.W. (1995). Investigation of the Post-Hardening Reaction in Glass-Ionomer Cements Based on Poly(Vinyl Phosphonic Acid). *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 6(7), 420-425.
43. Sakaguchi, R.L., Powers, J.M. (2012). *Craig's Restorative Dental Materials* (Thirteen edition). Philadelphia: Elsevier, 185.

44. Sidhu, S.K. and Schmalz, G. (2001). The Biocompatibility of Glass-Ionomer Cement Materials. A status report for the American Journal of Dentistry. *American Journal of Dentistry*, 14(6), 387-396.
45. Smales, R.J. and Wong, K.C. (1999). 2-Year Clinical Performance of a Resin-Modified Glass Ionomer Sealant. *American Journal of Dentistry*, 12(2), 59-61.
46. Pameijer, C.H. (2012). Crown Retention with Three Resin-Modified Glass Ionomer Luting Agents. *The Journal of the American Dental Association*, 143(11), 1218-1222.
47. Kumar, T., Bhargava, K., Sanap, A., and Aggarwal, S. (2015). Advances in Reinforced Restorations: A Review. *International Journal of Dental Health Concerns*, 1(1), 1-5.
48. Bala, O. (1998). Poliasit-Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomerler) Literatür Taraması. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1(2), 113-118.
49. Kugel, G. (2000). Direct and Indirect Adhesive Restorative Materials: A Review. *American Journal of Dentistry*, 13(Spec No), 35d-40d.
50. van Amerongen J.P., Davidson C.L., Opdam N.J.M., Roeters F.J.M., Kidd E.A.M. (2008). Restoring the Tooth: "The Seal Is the Deal". In O. Fejerskov and E. Kidd (Eds.), *Dental Caries The Disease and its Clinical Management*. Oxford, UK: Blackwell, pp. 395.
51. Marks, L.A., Verbeeck, R.M., De Maeyer, E.A., and Martens, L.C. (2000). Effect of a neutral citrate solution on the fluoride release of resin-modified glass ionomer and polyacid-modified composite resin cements. *Biomaterials*, 21(19), 2011-2016.
52. Almuhaiza, M. (2016). Glass-ionomer Cements in Restorative Dentistry: A Critical Appraisal. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 17(4), 331-336.
53. Berg, J.H. (2002). Glass Ionomer Cements. *Pediatric Dental Journal*, 24(5), 430-438.
54. Deligeorgi, V., Mjör, I.A. and Wilson, N.H. (2001). An Overview of Reasons for the Placement and Replacement of Restorations. *Primary Dental Care*, 8(1), 5-11.
55. Delbem, A.C., Pedrini, D., França, J.G., and Machado, T.M. (2005). Fluoride Release/Recharge From Restorative Materials--Effect of Fluoride Gels and Time. *Operative Dentistry*, 30(6), 690-695.
56. Francci, C., Deaton, T.G., Arnold, R.R., Swift Jr, E.J., Perdigão, J., and Bawden, J.W. (1999). Fluoride Release From Restorative Materials and Its Effects on Dentin Demineralization. *Journal of Dental Research*, 78(10), 1647-1654.
57. Wiegand, A., Buchalla, W. and Attin, T. (2007). Review on Fluoride-Releasing Restorative Materials--Fluoride Release and Uptake Characteristics, Antibacterial Activity and Influence on Caries Formation. *Dental Materials*, 23(3), 343-362.
58. Neelakantan, P., John, S., Anand, S., Sureshbabu, N., and Subbarao, C. (2011). Fluoride Release From A New Glass-Ionomer Cement. *Operative Dentistry*, 36(1), 80-85.

59. Porenczuk, A., Jankiewicz, B., Naurecka, M., Bartosewicz, B., Sierakowski, B., Gozdowski, D., Kostecki, J., Nasiłowska, B., and Mielczarek, A. (2019). A Comparison of The Remineralizing Potential of Dental Restorative Materials by Analyzing Their Fluoride Release Profiles. *Advances in Clinical and Experimental Medicine*, 28(6), 815-823.
60. Qiu, Z.-Y., Noh, I.-S. and Zhang, S.-M. (2013). Silicate-Doped Hydroxyapatite and Its Promotive Effect on Bone Mineralization. *Frontiers of Materials Science*, 7(1), 40-50.
61. Okada, K., Tosaki, S., Hirota, K., and Hume, W.R. (2001). Surface Hardness Change of Restorative Filling Materials Stored in Saliva. *Dental Materials*, 17(1), 34-39.
62. Van Duinen, R.N., Davidson, C.L., De Gee, A.J., and Feilzer, A.J. (2004). In Situ Transformation of Glass-Ionomer Into an Enamel-Like Material. *American Journal of Dentistry*, 17(4), 223-227.
63. Yap, A. and Lee, C.M. (1997). Water Sorption and Solubility of Resin-Modified Polyalkenoate Cements. *Journal of Oral Rehabilitation*, 24(4), 310-314.
64. Rosenstiel, S.F., Land, M.F. and Crispin, B.J. (1998). Dental Luting Agents: A Review of the Current Literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(3), 280-301.
65. Küçükeşmen, H.C., Öztaş, D.D., Küçükeşmen, Ç. ve Kaplan, R. (2005). Farklı Tiplerdeki Geleneksel ve Rezin-Modifiye Cam İyonomer Simanların Su Emilimi ve Suda Çözünürlüğü. *European Annals of Dental Sciences*, 32(1), 25-34.
66. Nicholson, J.W., Braybrook, J.H. and Wasson, E.A. (1991). The Biocompatibility of Glass-Poly(Alkenoate) (Glass-Ionomer) Cements: A Review. *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition*, 2(4), 277-285.
67. Santamaria, M.P., Suaid, F.F., Carvalho, M.D., Nociti, F.H., Jr., Casati, M.Z., Sallum, A.W., and Sallum, E.A. (2013). Healing Patterns After Subgingival Placement of a Resin-Modified Glass-Ionomer Restoration: A Histometric Study in Dogs. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 33(5), 679-687.
68. Bebermeyer, R.D. and Berg, J.H. (1994). Comparison Of Patient-Perceived Postcementation Sensitivity with Glass-Ionomer and Zinc Phosphate Cements. *Quintessence International*, 25(3), 209-214.
69. Nicholson, J.W. and Czarnecka, B. (2009). Review Paper: Role of Aluminum in Glass-Ionomer Dental Cements and Its Biological Effects. *Journal of Biomaterials Applications*, 24(4), 293-308.
70. Souza, J.C., Silva, J.B., Aladim, A., Carvalho, O., Nascimento, R.M., Silva, F.S., Martinelli, A.E., and Henriques, B. (2016). Effect of Zirconia and Alumina Fillers on the Microstructure and Mechanical Strength of Dental Glass Ionomer Cements. *The Open Dentistry Journal*, 10, 58-68.
71. Kovarik, R.E., Haubenreich, J.E. and Gore, D. (2005). Glass Ionomer Cements: A Review of Composition, Chemistry, and Biocompatibility as a Dental and Medical Implant Material. *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*, 15(6), 655-671.

72. Ching, H.S., Luddin, N., Kannan, T.P., Ab Rahman, I., and Abdul Ghani, N.R.N. (2018). Modification of Glass Ionomer Cements on Their Physical-Mechanical and Antimicrobial Properties. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30(6), 557-571.
73. Sakaguchi, R.L., Powers, J.M. (2012). *Craig's Restorative Dental Materials* (Thirteen edition). Philadelphia: Elsevier, 184.
74. Bakhadher, W. (2019). Modification of Glass Ionomer Restorative Material: A review of Literature. *EC Dental Science*, 18(5), 1001-1006.
75. McLean, J.W. (1990). Cermet Cements. *The Journal of the American Dental Association*, 120(1), 43-47.
76. van Duinen, R.N., Kleverlaan, C.J., de Gee, A.J., Werner, A., and Feilzer, A.J. (2005). Early and Long-Term Wear of 'Fast-Set' Conventional Glass-Ionomer Cements. *Dental Materials*, 21(8), 716-720.
77. Basting, R.T., Serra, M.C. and Rodrigues, A.L. (2002). In Situ Microhardness Evaluation of Glass-Ionomer/Composite Resin Hybrid Materials at Different Post-Irradiation Times. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(12), 1187-1195.
78. Yap, A.U., Pek, Y.S. and Cheang, P. (2003). Physico-Mechanical Properties of a Fast-Set Highly Viscous GIC Restorative. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(1), 1-8.
79. Crowley, C.M., Doyle, J., Towler, M.R., Hill, R.G., and Hampshire, S. (2006). The Influence of Capsule Geometry and Cement Formulation on the Apparent Viscosity of Dental Cements. *Journal of Dentistry*, 34(8), 566-573.
80. Wang, X.Y., Yap, A.U. and Ngo, H.C. (2006). Effect of Early Water Exposure on the Strength of Glass Ionomer Restoratives. *Operative Dentistry*, 31(5), 584-589.
81. Francois, P., Fouquet, V., Attal, J.P., and Dursun, E. (2020). Commercially Available Fluoride-Releasing Restorative Materials: A Review and a Proposal for Classification. *Materials (Basel)*, 13(10), 2313.
82. Hu, J.Y., Li, Y.Q., Smales, R.J., and Yip, K.H. (2002). Restoration of Teeth with More-Viscous Glass Ionomer Cements Following Radiation-Induced Caries. *International Dental Journal*, 52(6), 445-448.
83. Rusnac, M.E., Gasparik, C., Irimie, A.I., Grecu, A.G., Mesaroş, A., and Dudea, D. (2019). Giomers in Dentistry-At The Boundary Between Dental Composites and Glass-Ionomers. *Medicine and Pharmacy Reports*, 92(2), 123-128.
84. Bernal, B.G., Elizondo, J.E., Fierro, N.C., Capetillo-Hernandez, G.R., Capetillo, E.G.T., Cepeda, M.A.A.N.C., and Solis-Soto, J.M. (2021). Paediatric Dentistry: Glass Ionomer or Giomer? *International Journal of Applied Dental Sciences*, 7(3), 72-76.
85. Al-Eesa, N.A., Wong, F.S.L., Johal, A., and Hill, R.G. (2017). Fluoride Containing Bioactive Glass Composite for Orthodontic Adhesives - Ion Release Properties. *Dental Materials*, 33(11), 1324-1329.

86. Bansal, R. and Bansal, T. (2015). A Comparative Evaluation of the Amount of Fluoride Release and Re-Release after Recharging from Aesthetic Restorative Materials: An In Vitro Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 9(8), Zc11-14.
87. Meena, N. (2015). Giomer-The Intelligent Particle (New Generation Glass Ionomer Cement). *International Journal of Dentistry and Oral Health*, 2(4), 1-5.
88. Najeeb, S., Khurshid, Z., Zafar, M.S., Khan, A.S., Zohaib, S., Martí, J.M., Sauro, S., Matinlinna, J.P., and Rehman, I.U. (2016). Modifications in Glass Ionomer Cements: Nano-Sized Fillers and Bioactive Nanoceramics. *International Journal of Molecular Sciences*, 17(7), 1134.
89. Najeeb, S., Khurshid, Z., Matinlinna, J.P., Siddiqui, F., Nassani, M.Z., and Baroudi, K. (2015). Nanomodified Peek Dental Implants: Bioactive Composites and Surface Modification-A Review. *International Journal of Dentistry*, 2015, 1-7.
90. Xia, Y., Zhang, F., Xie, H., and Gu, N. (2008). Nanoparticle-Reinforced Resin-Based Dental Composites. *Journal of Dentistry*, 36(6), 450-455.
91. De Caluwé, T., Vercruysse, C.W., Fraeyman, S., and Verbeeck, R.M. (2014). The Influence Of Particle Size and Fluorine Content of Aluminosilicate Glass on the Glass Ionomer Cement Properties. *Dental Materials*, 30(9), 1029-1038.
92. Shafiei, F. and Abouheydari, M. (2015). Microleakage of Class V Methacrylate and Silorane-based Composites and Nano-ionomer Restorations in Fluorosed Teeth. *Journal of Dentistry (Shiraz)*, 16(2), 100-105.
93. Chen, M.H. (2010). Update on Dental Nanocomposites. *Journal of Dental Research*, 89(6), 549-560.
94. Uysal, T., Yagci, A., Uysal, B., and Akdogan, G. (2010). Are Nano-Composites and Nano-Ionomers Suitable for Orthodontic Bracket Bonding? *European Journal of Orthodontics*, 32(1), 78-82.
95. Falsafi, A., Mitra, S.B., Oxman, J.D., Ton, T.T., and Bui, H.T. (2014). Mechanisms of Setting Reactions and Interfacial Behavior of a Nano-Filled Resin-Modified Glass Ionomer. *Dental Materials*, 30(6), 632-643.
96. Paul, S., Raina, A., Kour, S., Mishra, S., Bansal, M., and Sengupta, A. (2020). Comparative Evaluation of Fluoride Release and Re-Release and Recharge Potential of Zirconomer Improved and Cention. *Journal of Conservative Dentistry*, 23(4), 402-406.
97. Daou, E.E. and Al-Gotmeh, M. (2014). Zirconia Ceramic: A Versatile Restorative Material. *Dentistry*, 4(4), 1-6.
98. Volpato, C.Â.M., Garbelotto, L., Fredel, M.C., and Bondioli, F. (2011). Application Of Zirconia in Dentistry: Biological, Mechanical and Optical Considerations. In C. Sikalidis (Ed.), *Advances in Ceramics-Electric and Magnetic Ceramics, Bioceramics, Ceramics and Environment*, Rijeka, Croatia: InTech, pp. 25.

99. Sharma, A., Singh, M. and Pandey, V. (2015). Glass Ionomer Cement-A Phoenix and Its New Flight. *International Journal of Health & Allied Sciences*, 1(1), 9-12.
100. Nicholson, J.W. (2014). Fluoride-releasing Dental Restorative Materials: An Update. *Balkan Journal of Dental Medicine*, 18(2), 60-69.
101. Zainuddin, N., Karpukhina, N., Law, R.V., and Hill, R.G. (2012). Characterisation of a Remineralising Glass Carbomer® Ionomer Cement by MAS-NMR Spectroscopy. *Dental Materials*, 28(10), 1051-1058.
102. Cehreli, S.B., Tirali, R.E., Yalcinkaya, Z., and Cehreli, Z.C. (2013). Microleakage of Newly Developed Glass Carbomer Cement in Primary Teeth. *European Journal of Dentistry*, 7(1), 15-21.
103. Stamboulis, A., Law, R.V. and Hill, R.G. (2004). Characterisation of Commercial Ionomer Glasses Using Magic Angle Nuclear Magnetic Resonance (MAS-NMR). *Biomaterials*, 25(17), 3907-3913.
104. Behle, C.A. (1997). Conservative Direct and Indirect Resin Posterior Restorative Alternatives for Cracked Dentition. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry*, 9(4), 405-413.
105. Çilingir, A., Mert Eren, M., Dikmen, B., Gürbüz, Ö., ve Özsoy, A. (2021). Giomer Bulk-Fill, Hibrit Bulk-Fill ve Nano-Hibrit Kompozitlerin Farklı Uygulama Protokolleri Kullanılarak Mekanik Özelliklerinin Karşılaştırılması: In Vitro Çalışma. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 27(4), 674-681.
106. Sarrett, D.C. (2005). Clinical Challenges and The Relevance Of Materials Testing for Posterior Composite Restorations. *Dental Materials*, 21(1), 9-20.
107. Anusavice, K.J., Kakar, K. and Ferree, N. (2007). Which Mechanical And Physical Testing Methods Are Relevant for Predicting the Clinical Performance of Ceramic-Based Dental Prostheses? *Clinical Oral Implants Research*, 18(Suppl 3), 218-231.
108. Batmaz, S.G., Dündar, A., Barutçugil, Ç., ve Yıldız, B. (2021). Bulk Fill Kompozit Rezinlerin İki Farklı Tabaka Kalınlığında ve Işık Gücünde Polimerize Edilmesinin Kompozitin Basma Dayanımına Etkisi. *European Journal of Research in Dentistry*, 5(1), 38-44.
109. Rueggeberg, F.A., Caughman, W.F. and Curtis Jr, J.W. (1994). Effect of Light Intensity and Exposure Duration on Cure of Resin Composite. *Operative Dentistry*, 19(1), 26-32.
110. Ivanišević, A., Rajić, V.B., Pilipović, A., Par, M., Ivanković, H., and Baraba, A. (2021). Compressive Strength of Conventional Glass Ionomer Cement Modified with TiO(2) Nano-Powder and Marine-Derived HAp Micro-Powder. *Materials (Basel)*, 14(17), 4964.
111. Food and Drug Administration. (2010). Dental Devices: Classification of Dental Amalgam, Reclassification of Dental Mercury, Designation of Special Controls for Dental Amalgam, Mercury, and Amalgam Alloy; Technical Amendment. Final Rule; Technical Amendment. *Federal Register*, 75(112), 33169-33170.

112. Wang, L., D'Alpino, P.H., Lopes, L.G., and Pereira, J.C. (2003). Mechanical Properties of Dental Restorative Materials: Relative Contribution of Laboratory Tests. *Journal of Applied Oral Science*, 11(3), 162-167.
113. Food and Drug Administration. (2009). Dental Devices: Classification of Dental Amalgam, Reclassification of Dental Mercury, Designation of Special Controls for Dental Amalgam, Mercury, and Amalgam Alloy. Final Rule. *Federal Register*, 74(148), 38685-38714.
114. Croll, T.P. and Nicholson, J.W. (2002). Glass Ionomer Cements in Pediatric Dentistry: Review of the Literature. *Pediatric Dental Journal*, 24(5), 423-429.
115. Sakaguchi, R.L., Powers, J.M. (2012). *Craig's Restorative Dental Materials* (Thirteen edition). Philadelphia: Elsevier, 84.
116. Yılmaz, A. (2002). Her Derde Deva Hazinemiz Bor. *TUBİTAK-Bilim ve Teknik Dergisi*, 414, 38-41.
117. Yakıncı, Z.D. ve Mediha, K. Borun Sağlık Alanında Kullanımı. *İnönü Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu Dergisi*, 4(1), 36-44.
118. Demirtaş, A. (2010). Bor'un İnsan Beslenmesi ve Sağlığı Açısından Önemi. *Atatürk Üniversitesi Ziraat Fakültesi Dergisi*, 41(1), 75-80.
119. Kılınç, E., Mordoğan, H. ve Tanrıverdi, M. (2001, 18-19 Ekim). Bor Minerallerinin Önemi, Potansiyeli, Üretimi ve Ekonomisi. Endüstriyel Hammaddeler Sempozyumunda sunuldu, İzmir.
120. Uluisik, I., Karakaya, H.C. and Koc, A. (2018). The Importance of Boron in Biological Systems. *Journal of Trace Elements in Medicine and Biology*, 45, 156-162.
121. Söğüt, Ö. ve Acar, O. (2020). Bor ve Sağlık. *Literatür Eczacılık Bilimleri Dergisi*, 9(1), 11-17.
122. Kuru, R. ve Yarat, A. (2017). Bor ve Sağlığımıza Olan Etkilerine Güncel Bir Bakış. *Clinical and Experimental Health Sciences*, 7(3), 107-115.
123. Sutherland, B., Strong, P. and King, J.C. (1998). Determining Human Dietary Requirements for Boron. *Biological Trace Element Research*, 66(1), 193-204.
124. Demirer, S., Kara, M.I., Erciyas, K., Ozdemir, H., Ozer, H., and Ay, S. (2012). Effects of Boric Acid on Experimental Periodontitis and Alveolar Bone Loss in Rats. *Archives of Oral Biology*, 57(1), 60-65.
125. Yeşilbağ, D. and Eren, M. (2008). Effects of Dietary Boric Acid Supplementation on Performance, Eggshell Quality and Some Serum Parameters in Aged Laying Hens. *Turkish Journal of Veterinary and Animal Sciences*, 32(2), 113-117.
126. Nielsen, F.H. (2008). Is Boron Nutritionally Relevant? *Nutrition Reviews*, 66(4), 183-191.

127. Hunt, C.D. (2003). Dietary Boron: An Overview of The Evidence For Its Role in Immune Function. *The Journal of Trace Elements in Experimental Medicine: The Official Publication of the International Society for Trace Element Research in Humans*, 16(4), 291-306.
128. Benkovic, S.J., Baker, S.J., Alley, M., Woo, Y.-H., Zhang, Y.-K., Akama, T., Mao, W., Baboval, J., Rajagopalan, P.R., and Wall, M. (2005). Identification of Borinic Esters As Inhibitors of Bacterial Cell Growth and Bacterial Methyltransferases, CcrM and MenH. *Journal of Medicinal Chemistry*, 48(23), 7468-7476.
129. Larsen, B., Petrovic, M. and De Seta, F. (2018). Boric Acid and Commercial Organoboron Products as Inhibitors of Drug-Resistant *Candida albicans*. *Mycopathologia*, 183(2), 349-357.
130. Baker, S.J., Akama, T., Zhang, Y.K., Sauro, V., Pandit, C., Singh, R., Kully, M., Khan, J., Plattner, J.J., Benkovic, S.J., Lee, V., and Maples, K.R. (2006). Identification of a Novel Boron-Containing Antibacterial Agent (AN0128) with Anti-Inflammatory Activity, for the Potential Treatment of Cutaneous Diseases. *Bioorganic & Medicinal Chemistry Letters*, 16(23), 5963-5967.
131. Nielsen, F.H. (2014). Update on Human Health Effects of Boron. *Journal of Trace Elements in Medicine and Biology*, 28(4), 383-387.
132. Pizzorno, L. (2015). Nothing Boring About Boron. *Integrative Medicine (Encinitas)*, 14(4), 35-48.
133. Gezmen Karadağ, M. ve Türközü, D. (2014). Diyetle Bor Alımının Sağlık ile Etkileşimi: Güncel Bakış. *Gümüşhane Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 3(2), 770-785.
134. Nielsen, F.H., Hunt, C.D., Mullen, L.M., and Hunt, J.R. (1987). Effect of Dietary Boron on Mineral, Estrogen, and Testosterone Metabolism in Postmenopausal Women. *FASEB Journal*, 1(5), 394-397.
135. Naghii, M.R., Mofid, M., Asgari, A.R., Hedayati, M., and Daneshpour, M.S. (2011). Comparative Effects Of Daily and Weekly Boron Supplementation on Plasma Steroid Hormones and Proinflammatory Cytokines. *Journal of Trace Elements in Medicine and Biology*, 25(1), 54-58.
136. Demirci, S., Doğan, A., Karakuş, E., Halıcı, Z., Topçu, A., Demirci, E., and Sahin, F. (2015). Boron and Poloxamer (F68 and F127) Containing Hydrogel Formulation for Burn Wound Healing. *Biological Trace Element Research*, 168(1), 169-180.
137. Nielsen, F.H. (2000). The Emergence of Boron As Nutritionally Important Throughout The Life Cycle. *Nutrition*, 16(7-8), 512-514.
138. Li, X., Wang, X., Zhang, J., Hanagata, N., Wang, X., Weng, Q., Ito, A., Bando, Y., and Golberg, D. (2017). Hollow Boron Nitride Nanospheres As Boron Reservoir for Prostate Cancer Treatment. *Nature Communications*, 8, 13936.
139. Sağlam, M., Köseoğlu, S. ve Enhoş, Ş. (2013). Periodontolojide Bor. *Sağlık Bilimleri Dergisi*, 22(1), 70-75.

140. Luan, Q., Desta, T., Chehab, L., Sanders, V.J., Plattner, J., and Graves, D.T. (2008). Inhibition of Experimental Periodontitis by a Topical Boron-Based Antimicrobial. *Journal of Dental Research*, 87(2), 148-52.
141. Sağlam, M., Hatipoğlu, M., Köseoğlu, S., Esen, H., and Kelebek, S. (2014). Boric Acid Inhibits Alveolar Bone Loss in Rats by Affecting RANKL and Osteoprotegerin Expression. *Journal of Periodontal Research*, 49(4), 472-479.
142. Demirer, S., Kara, M.I., Erciyas, K., Ozdemir, H., Ozer, H., and Ay, S. (2012). Effects Of Boric Acid on Experimental Periodontitis and Alveolar Bone Loss in Rats. *Archives of Oral Biology*, 57(1), 60-65.
143. Aydın, H. (2018). Nanoyapılı Hegzagonal Bor Nitrür Üretimi ve Karakterizasyonu. *Fırat Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 30(2), 269-275.
144. Kıvanç, M., Barutca, B., Koparal, A.T., Göncü, Y., Bostancı, S.H., and Ay, N. (2018). Effects of Hexagonal Boron Nitride Nanoparticles on Antimicrobial and Antibiofilm Activities, Cell Viability. *Materials Science and Engineering: C*, 91, 115-124.
145. Mendelovici, E., Frost, R.L. and Klopogge, J.T. (2001). Modification of Chrysotile Surface by Organosilanes: An IR-photoacoustic spectroscopy study. *Journal of Colloid and Interface Science*, 238(2), 273-278.
146. Kılıç, O.A. (2016). *Deneysel Periodontal Kemik İçi Defektlerin Rejenerasyonunda Nano Yaklaşımlar: X-Ray Mikro tomografik, Histolojik ve Histomorfometrik İnceleme, Uzmanlık Tezi*, Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Bolu, 34, 102.
147. Göncü, Y., Onar, İ.C. ve Nuran, A. (2020). Hekzagonal Bor Nitrür İlavesinin Basıncsız Sinterlenmiş Alumina Matrisli Kompozitler Üzerine Etkisi. *Journal of Boron*, 5(1), 40-47.
148. Atila, A., Halici, Z., Cadirci, E., Karakus, E., Palabiyik, S.S., Ay, N., Bakan, F., and Yilmaz, S. (2016). Study of the Boron Levels in Serum After Implantation of Different Ratios Nano-Hexagonal Boron Nitride-Hydroxy Apatite in Rat Femurs. *Materials Science & Engineering. C, Materials for Biological Applications*, 58, 1082-1089.
149. Kartal, İ. ve Boztoprak, Y. (2019). Bor Nitrür Partikülleriyle Takviyelendirilmiş Vinil Ester Matrisli Kompozitlerin Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi. *El-Cezeri Journal of Science and Engineering*, 6(1), 43-50.
150. Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A.G., and Buchner, A. (2007). G*Power 3: A Flexible Statistical Power Analysis Program for the Social, Behavioral, and Biomedical Sciences. *Behavior Research Methods*, 39(2), 175-191.
151. Faul, F., Erdfelder, E., Buchner, A., and Lang, A.G. (2009). Statistical Power Analyses Using G*Power 3.1: Tests for Correlation and Regression Analyses. *Behavior Research Methods*, 41(4), 1149-1160.
152. Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioural Sciences* (Second edition). Hillsdale: Erlbaum.

153. Moheet, I.A., Luddin, N., Ab Rahman, I., Masudi, S.M., Kannan, T.P., and Nik Abd Ghani, N.R. (2021). Analysis of Ionic-Exchange of Selected Elements between Novel Nano-Hydroxyapatite-Silica Added Glass Ionomer Cement and Natural Teeth. *Polymers (Basel)*, 13(20), 3504.
154. Hamid, N., Telgi, R.L., Tirth, A., Tandon, V., Chandra, S., and Chaturvedi, R.K. (2019). Titanium Dioxide Nanoparticles and Cetylpyridinium Chloride Enriched Glass-Ionomer Restorative Cement: A Comparative Study Assessing Compressive Strength and Antibacterial Activity. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 43(1), 42-45.
155. Menezes-Silva, R., Velasco, S.R.M., E, B.R., Bastos, R.D.S., and Navarro, M.F.L. (2021). A Prospective and Randomized Clinical Trial Evaluating the Effectiveness of ART Restorations with High-Viscosity Glass-Ionomer Cement Versus Conventional Restorations with Resin Composite in Class II Cavities of Permanent Teeth: Two-Year Follow-Up. *Journal of Applied Oral Science*, 29, e20200609.
156. Spinola, M., Dal Piva, A.M.O., Barbosa, P.U., Torres, C.R.G., and Bresciani, E. (2021). Mechanical Assessment of Glass Ionomer Cements Incorporated with Multi-Walled Carbon Nanotubes for Dental Applications. *Oral*, 1(3), 190-198.
157. El-Negoly, S.A., El-Fallal, A.A. and El-Sherbiny, I.M. (2014). A New Modification for Improving Shear Bond Strength and Other Mechanical Properties of Conventional Glass-Ionomer Restorative Materials. *The Journal of Adhesive Dentistry* 16(1), 41-47.
158. Dimkov, A., Nicholson, W.J., Gjorgievska, E., and Booth, S. (2012). Compressive Strength and Setting Time Determination of Glass-Ionomer Cements Incorporated with Cetylpyridinium Chloride and Benzalkonium Chloride. *Prilozi*, 33(1), 243-263.
159. Weng, Y., Howard, L., Chong, V.J., Sun, J., Gregory, R.L., and Xie, D. (2012). A Novel Furanone-Modified Antibacterial Dental Glass Ionomer Cement. *Acta Biomaterialia*, 8(8), 3153-3160.
160. Takahashi, Y., Imazato, S., Kaneshiro, A.V., Ebisu, S., Frencken, J.E., and Tay, F.R. (2006). Antibacterial Effects and Physical Properties of Glass-Ionomer Cements Containing Chlorhexidine for the ART Approach. *Dental Materials*, 22(7), 647-652.
161. Cibim, D.D., Saito, M.T., Giovani, P.A., Borges, A.F.S., Pecorari, V.G.A., Gomes, O.P., Lisboa-Filho, P.N., Nociti-Junior, F.H., Puppini-Rontani, R.M., and Kantovitz, K.R. (2017). Novel Nanotechnology of TiO₂ Improves Physical-Chemical and Biological Properties of Glass Ionomer Cement. *International Journal of Biomaterials*, 2017, 7123919.
162. Mitra, S.B., Wu, D. and Holmes, B.N. (2003). An Application of Nanotechnology in Advanced Dental Materials. *The Journal of the American Dental Association*, 134(10), 1382-1390.
163. Ekinici, K.Z., Ünügür Çelik, S. and Bozkurt, A. (2015). Enhancing the Anhydrous Proton Conductivity of Sulfonated Polysulfone/Polyvinyl Phosphonic Acid Composite Membranes with Hexagonal Boron Nitride. *International Journal of Polymeric Materials and Polymeric Biomaterials*, 64(13), 683-689.

164. Lahiri, D., Singh, V., Benaduce, A.P., Seal, S., Kos, L., and Agarwal, A. (2011). Boron Nitride Nanotube Reinforced Hydroxyapatite Composite: Mechanical and Tribological Performance and In-Vitro Biocompatibility to Osteoblasts. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 4(1), 44-56.
165. Lahiri, D., Rouzaud, F., Richard, T., Keshri, A.K., Bakshi, S.R., Kos, L., and Agarwal, A. (2010). Boron Nitride Nanotube Reinforced Polylactide-Polycaprolactone Copolymer Composite: Mechanical Properties and Cytocompatibility with Osteoblasts And Macrophages In Vitro. *Acta Biomaterialia*, 6(9), 3524-3533.
166. Göncü, Y., Geçgin, M., Bakan, F., and Ay, N. (2017). Electrophoretic Deposition of Hydroxyapatite-Hexagonal Boron Nitride Composite Coatings on Ti Substrate. *Materials Science and Engineering: C*, 79, 343-353.
167. Tozar, A. and Karahan, İ.H. (2018). A Comprehensive Study on Electrophoretic Deposition of A Novel Type of Collagen and Hexagonal Boron Nitride Reinforced Hydroxyapatite/Chitosan Biocomposite Coating. *Applied Surface Science*, 452, 322-336.
168. Rocca, A., Marino, A., Del Turco, S., Cappello, V., Parlanti, P., Pellegrino, M., Golberg, D., Mattoli, V., and Ciofani, G. (2016). Pectin-Coated Boron Nitride Nanotubes: In Vitro Cyto-/Immune-Compatibility on RAW 264.7 Macrophages. *Biochimica et Biophysica Acta*, 1860(4), 775-784.
169. Ciofani, G., Danti, S., Nitti, S., Mazzolai, B., Mattoli, V., and Giorgi, M. (2013). Biocompatibility of Boron Nitride Nanotubes: An Up-Date of In Vivo Toxicological Investigation. *International Journal of Pharmaceutics*, 444(1-2), 85-88.
170. Abdussalam, H.S.A. (2018). *Preparation and Characterization of Novel Dental Composites Containing of Boron Nitride*, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 20, 68.
171. Degrazia, F.W., Leitune, V.C.B., Samuel, S.M.W., and Collares, F.M. (2017). Boron Nitride Nanotubes As Novel Fillers for Improving the Properties of Dental Adhesives. *Journal of Dentistry*, 62, 85-90.
172. Christensen, G.J. (2000). The Need for Caries-Preventive Restorative Materials. *The Journal of the American Dental Association*, 131(9), 1347-1349.
173. Safy, R. and Aboalazm, E. (2021). Comparative Evaluation of Microhardness and Compressive Strength of Cention N, Bulk Fill Resin Composite and Glass Ionomer Cement. *Egyptian Dental Journal*, 67(2), 1657-1662.
174. El-Wassefy, N.A., El-Mahdy, R.H. and El-Kholany, N.R. (2018). The Impact of Silver Nanoparticles Integration on Biofilm Formation and Mechanical Properties of Glass Ionomer Cement. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30(2), 146-152.
175. Gjorgievska, E., Nicholson, J.W., Gabrić, D., Guclu, Z.A., Miletić, I., and Coleman, N.J. (2020). Assessment of the Impact of the Addition of Nanoparticles on the Properties of Glass-Ionomer Cements. *Materials (Basel)*, 13(2), 276.

176. Garoushi, S.K., He, J., Vallittu, P.K., and Lassila, L.V.J. (2018). Effect of Discontinuous Glass Fibers on Mechanical Properties of Glass Ionomer Cement. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica*, 4(1), 72-80.
177. Cao, T., Saw, T.Y., Heng, B.C., Liu, H., Yap, A.U., and Ng, M.L. (2005). Comparison of Different Test Models for the Assessment of Cytotoxicity of Composite Resins. *Journal of Applied Toxicology*, 25(2), 101-108.
178. Yıldırım, Z.S., Bakır, E.P., Bakır, Ş., ve Aydın, M.S. Diş Hekimliğinde Biyouyumluluk ve Değerlendirme Yöntemleri. *Selcuk Dental Journal*, 4(3), 162-169.
179. Atak, D. ve Aksoy, M. (2022). Kanıta Dayalı Diş Hekimliği Uygulamaları: Geleneksel Derleme. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 28(1), 203-211.
180. Lee, S.Y., Wang, C.C., Chen, D.C., and Lai, Y.L. (2000). Retentive and Compressive Strengths Of Modified Zinc Oxide-Eugenol Cements. *Journal of Dentistry*, 28(1), 69-75.
181. International Organization for Standardization. (1993). Dental Water-Based Cements, *Technical Report ISO 9917*. Switzerland.
182. Gu, Y.W., Yap, A.U., Cheang, P., and Khor, K.A. (2005). Effects of Incorporation of HA/ZrO(2) Into Glass Ionomer Cement (GIC). *Biomaterials*, 26(7), 713-720.
183. International Organization for Standardization. (1986). Dental Glass Polyalkenoate Cements, *Technical Report ISO 7489*. Geneva.
184. Mallmann, A., Ataíde, J.C.O., Amoedo, R., Rocha, P.V., and Jacques, L.B. (2007). Compressive Strength of Glass Ionomer Cements Using Different Specimen Dimensions. *Brazilian Oral Research*, 21, 204-208.
185. Melo, T., De Oliveira, I., Brandim, A., and Soares, L. (2019). Properties of Zirconia-Containing Glass-Ionomer Cement. *Cerâmica*, 65, 394-399.
186. Mousavinasab, S.M. and Meyers, I. (2009). Fluoride Release by Glass Ionomer Cements, Compomer and Giomer. *Dental Research Journal (Isfahan)*, 6(2), 75-81.
187. Arısu, H.D., Bala, O., Üçtaşlı, M.B., ve Kalaycı, Ş. (2007). Cam İyonomer Siman Ve Poliasit Modifiye Kompozit Resinlerin Florid Salma Özellikleri. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(3), 157-161.
188. Tanweer, N., Jouhar, R. and Ahmed, M.A. (2020). Influence of Ultrasonic Excitation on Microhardness of Glass Ionomer Cement. *Technology and Health Care*, 28(6), 587-592.
189. Moshaverinia, M., Navas, A., Jahedmanesh, N., Shah, K.C., Moshaverinia, A., and Ansari, S. (2019). Comparative Evaluation of the Physical Properties of a Reinforced Glass Ionomer Dental Restorative Material. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 122(2), 154-159.

190. Bresciani, E., Barata Tde, J., Fagundes, T.C., Adachi, A., Terrin, M.M., and Navarro, M.F. (2004). Compressive and Diametral Tensile Strength of Glass Ionomer Cements. *Journal of Applied Oral Science*, 12(4), 344-348.
191. Li, Y., Lin, H., Zheng, G., Zhang, X., and Xu, Y. (2015). A Comparison Study on the Flexural Strength and Compressive Strength of Four Resin-Modified Luting Glass Ionomer Cements. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 26(Suppl 1), S9-17.
192. Busanello, L., Telles, M., Junior, W.G.M., Imparato, J.C., Jacques, L.B., and Mallmann, A. (2009). Compressive Strength of Glass Ionomer Cements Used for Atraumatic Restorative Treatment. *Revista Odonto Ciência*, 24(3), 295-298.
193. El-Safty, S.M. (2018). Effect of Speed of Loading on Compressive Strength and Flexural Strength of Dental Resin-Composites. *Egyptian Dental Journal*, 64(1), 625-633.
194. Chen, S., Öhman, C., Jefferies, S.R., Gray, H., Xia, W., and Engqvist, H. (2016). Compressive Fatigue Limit of Four Types of Dental Restorative Materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 61, 283-289.
195. Naves, L.Z., Silva, G.R., Correr-Sobrinho, L., Costa, A.R., Valdivia, A.D., and Soares, C.J. (2016). Influence of Crosshead Speed on Failure Load and Failure Mode of Restored Maxillary Premolars. *Brazilian Oral Research*, 30(1), e3.
196. Noori, A.J. and Kareem, F.A. (2020). Setting Time, Mechanical and Adhesive Properties of Magnesium Oxide Nanoparticles Modified Glass-Ionomer Cement. *Journal of Materials Research and Technology*, 9(2), 1809-1818.
197. Garcia-Contreras, R., Scougall-Vilchis, R.J., Contreras-Bulnes, R., Sakagami, H., Morales-Luckie, R.A., and Nakajima, H. (2015). Mechanical, Antibacterial and Bond Strength Properties of Nano-Titanium-Enriched Glass Ionomer Cement. *Journal of Applied Oral Science*, 23(3), 321-328.
198. Saran, R., Upadhya, N.P., Ginjupalli, K., Amalan, A., Rao, B., and Kumar, S. (2020). Effect on Physical and Mechanical Properties of Conventional Glass Ionomer Luting Cements by Incorporation of All-Ceramic Additives: An In Vitro Study. *International Journal of Dentistry*, 2020, 8896225.
199. Senthil Kumar, R., Ravikumar, N., Kavitha, S., Mahalaxmi, S., Jayasree, R., Sampath Kumar, T.S., and Haneesh, M. (2017). Nanochitosan Modified Glass Ionomer Cement with Enhanced Mechanical Properties and Fluoride Release. *International Journal of Biological Macromolecules*, 104(Pt B), 1860-1865.
200. Prentice, L.H., Tyas, M.J. and Burrow, M.F. (2006). The Effects of Boric Acid and Phosphoric Acid on the Compressive Strength of Glass-Ionomer Cements. *Dental Materials*, 22(1), 94-97.
201. Rohr, N. and Fischer, J. (2017). Effect of Aging and Curing Mode on the Compressive and Indirect Tensile Strength of Resin Composite Cements. *Head & Face Medicine*, 13(1), 1-9.



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ESER, Rümeysa
Uyruğu : T.C.

Eğitim Derecesi	Okul/Program	Mezuniyet Yılı
Uzmanlık	Gazi Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Yüksek Lisans	Ankara Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi	2017
Lise	Bolu Fen Lisesi	2012

İş Deneyimi, Yıl	Çalıştığı Yer	Görev
2018-devam ediyor	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	Araştırma Görevlisi

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

1. Battal, R., Deniz Arısu, H. (2020). Ortodontik Tedavi Bitiminden Sonra Polidiastemanın Kompozit Rezin ile Rehabilitasyonu: Olgu Sunumu. *Selcuk Dental Journal*. (Kabul Edildi)
2. Gül, S. Z., Battal, R., Deniz Arısu, H. (2022). İndirekt Restorasyonların Adeziv Simantasyonu In: M. B. Üçtaşlı (Ed). *Güncel Adeziv Yaklaşımlar ve Klinik Adeziv Simantasyonu*. 1st ed. Ankara: Türkiye Klinikleri. (Kabul Edildi)

Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitaplarında basılan poster sunumları

1. Battal, R., Deniz Arısu, H. (2019). *Direkt Kompozit Rezin ile Ön Bölge Estetiğinin Rehabilitasyonu*. İzmir Diş Hekimleri Odası 26. Uluslararası Bilimsel Kongre ve Sergisi, İzmir.
2. Gül, S. Z., Battal, R., Deniz Arısu, H. (2019). *Detoks İçeceklerinin Farklı Kompozitlerin Renk Değişikliği Üzerine Etkisi*. İzmir Diş Hekimleri Odası 26. Uluslararası Bilimsel Kongre ve Sergisi, İzmir.

Ulusal bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitaplarında basılan poster sunumları

1. Battal, R., Deniz Arısu, H. (2021). *Ortodontik Tedavi Sonrası Oluşan Polidiastemanın Kompozit Rezin ile Rehabilitasyonu*. RDD Kış Sempozyumu ve Anabilim Dalları Toplantısı, Konya.
2. Battal, R., Deniz Arısu, H. (2020). *Mine Hipomineralizasyonundan Etkilenen Ön Dişlerin Estetik Rehabilitasyonu*. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 1. Genç Akademisyenler Kongresi, Ankara.

Katıldığı Kongreler

1. İzmir Diş Hekimleri Odası 26. Uluslararası Bilimsel Kongre ve Sergisi, İzmir, Kasım 2019.
2. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 1. Genç Akademisyenler Kongresi, Ankara, Şubat 2020.
3. Restoratif Diş Hekimliği Derneği Kış Sempozyumu ve Anabilim Dalları Toplantısı, Konya, Aralık 2021.



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..