

T.C.  
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BOR BİLEŞİKLERİ İLAVESİNİN  
FELDSPATİK PORSELENİN MEKANİK  
ÖZELLİKLERİNE ETKİLERİNİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**DOKTORA TEZİ**

**Mustafa Hayati ATALA**

**İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ ve GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI  
ORTAK DOKTORA PROGRAMI**

**DANIŞMAN**

**Yrd. Doç. Dr. Esmâ Başak GÜL**

**MALATYA-2015**

**T.C.  
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BOR BİLEŞİKLERİ İLAVESİNİN  
FELDSPATİK PORSELENİN MEKANİK  
ÖZELLİKLERİNE ETKİLERİNİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Mustafa Hayati ATALA**

**Danışman Öğretim Üyesi: Yrd. Doç. Dr. Esmâ Başak GÜL  
Ortak Tez Danışmanı: Prof. Dr. Arife DOĞAN**

**Bu Araştırma İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi  
Tarafından 2013/185 Proje Numarası ile Desteklenmiştir.**

**MALATYA-2015**

**ONAY SAYFASI**

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne

Bu çalışma jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Programında Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

İmza

Jüri Başkanı

Prof. Dr. N.Tülin POLAT  
İnönü Üniversitesi

Üye

Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU  
Ankara Üniversitesi

Üye

Doç. Dr. Derya ÖZDEMİR DOĞAN  
Cumhuriyet Üniversitesi

Danışman

Yrd.Doç. Dr. Esmâ Başak GÜL  
İnönü Üniversitesi

Üye

Yrd.Doç. Dr. İsmail Hakkı UZUN  
İnönü Üniversitesi

ONAY :

Bu tez, İnönü Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu ...../..../ 20.... tarih ve 20.../.....sayılı kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Yusuf TÜRKÖZ  
Enstitü Müdürü

## TEŞEKKÜR

Akademik hayatımda tecrübeleriyle bana yol gösteren ve tez çalışmam boyunca sabrını yardımlarını esirgemeyen doktora danışmanım Yrd. Doç. Dr. Esmâ Başak GÜL'e, bilgi ve tecrübesiyle bana yol gösteren ve destekleyen Prof. Dr. Nilüfer Tülin POLAT'a, doktora eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyeleri Yrd. Doç. Dr. İsmail Hakkı UZUN ve Yrd. Doç. Dr. Meral ARSLAN MALKOÇ'a, tez yazım aşamasında bilgi ve tecrübeleriyle katkıda bulunan doktora ortak danışmanım Prof. Dr. Arife DOĞAN'a, deneysel çalışmalarım sırasında bilgisini ve tecrübesini esirgemeyen İnönü Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi, Kimya Bölümü öğretim üyesi Doç. Dr. Ahmet Gültek'e, araştırmam sırasında mekanik testler için bana Ortadoğu Teknik Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği imkanlarını sağlayan Prof. Dr. Rıza GÜRBÜZ'e ve mekanik testlerin yapımında yardımcı olan Önder ŞAHİN'e ve Yusuf YILDIRIM'a, istatistiksel analizlerin yapımında yardımcı olan Prof. Dr. Saim YOLOĞLU'na, doktora tezimi destekleyen İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimine teşekkür ederim.

Ayrıca, doktora eğitimim boyunca benden desteğini ve sabrını esirgemeyen Eşime, beni bugünlere sabır ve emekleriyle getiren Anneme ve Babama da içten teşekkür ederim.

## ÖZET

**Giriş ve Amaç:** Dental seramikler kuvvetli ve ısıya dirençli olsa da bu materyaller kırılındır ve büküldüklerinde, ani kuvvet ve ısı değışikliklerinde kırılabilirler. Porseleni fırınlama sırasında, fırınlama sonrası soğuma sırasında hacimsel büzülmelere bağılı olarak yapı içerisinde mikro çatlaklar oluşur. Araştırmacılar, mikro çatlakların oluşumunu engellemek ya da en aza indirebilmek için yıllardır seramikler üzerinde güçlendirme çalışmaları yapmaktadırlar.

Bu çalışmada, çeşitli bor bileşiklerinin (boraks, borik asit) ilave edilmesiyle, dentin seramiğinin iç yapısında oluşacak mikro çatlakların azaltılması ve mekanik direncin artırılması amaçlanmaktadır.

**Gereç ve Yöntem:** Çalışmada, geleneksel feldspatik porselen tozuna ayrı ayrı ağırlığının %1,2 ve 3'ü oranında borik asit veya boraks ilave edilerek, çatlak boyları, esneme direnci ve kırılma tokluğu değerleri incelendi. Deneylerde elde edilen veriler istatistiksel olarak One-way ANOVA yöntemiyle analiz edildi. Deneysel gruplar arasındaki farklılıklar Tukey HSD yöntemi ile belirlendi.

**Bulgular:** Borik asit ilave edilen grupların tamamında çatlak boyunun azaldığı ve kırılma tokluğunun arttığı gözlemlendi. Ancak gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ( $p>0.05$ ). Öte yandan %1 ve %2 boraks ilaveli gruplarda da değerlendirilen parametrelerde benzer davranış gözlenirken, %3 boraks ilaveli grupta çatlak boyunun arttığı ve kırılma tokluğunun azaldığı belirlendi. Bununla birlikte, gruplar arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı saptandı ( $p>0.05$ ). Deneysel gruplar biaksiyel esneme direnç testi ile değerlendirildiğinde, veriler %1 borik asit ilaveli grupta kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı bir azalma olduğunu gösterdi ( $p=0,034$ ;  $p<0,05$ ); diğer gruplar arasındaki fark anlamsız bulundu. Ayrıca, %1 boraks ilaveli grubun Vickers sertlik değerinin

istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde düştüğü gözlendi ( $p=0.042$ ;  $p<0.05$ ). Borik asit ve boraks ilaveli grupların SEM ve EDS analizleri değerlendirildiğinde borik asit ve boraksın yapıya girdiği, yapıyı bozmadığı ve homojen olarak dağılım gösterdiği görüldü. Bu bulgular XRD analizi ile de desteklendi.

**Sonuç:** Boraks ve borik asitin değişik oranlardaki ilavesinin dentin seramiğinde çatlak oluşumunu azalttığı, kırılma tokluğunu arttırdığı fakat oluşan farklılığın istatistiksel olarak yeterli olmadığı gözlendi. Biaksiyel esneme direncinin ağırlıkça %1, %2 ve %3 borik asit ilave edilen gruplarda, kontrol grubuna göre azaldığı tespit edilirken, sadece %3 boraks ilaveli grupta arttığı tespit edildi. Sertliğin tüm boraks ilaveli gruplarda ve ağırlıkça %3 borik asit ilaveli grupta azaldığı tespit edildi.

**Anahtar Kelimeler:** Dental Seramik, Boraks, Borik Asit, Mikro Çatlak, Güçlendirme

## ABSTRACT

### EVALUATION OF THE EFFECTS OF MICROCRACK FORMATION IN FELDSPATHIC PORCELAIN BY ADDITION OF BOR ALLOYS

**Background:** Even though the dental ceramics are strong and heat-resistant, they are brittle and can be broken in a sudden change of force and temperature. Micro-cracks are formed in the ceramic structure as a result of volumetric shrinkage during porcelain firing and cooling after firing. These micro-cracks would unfavorably affect the mechanical behavior of the structures. One of the factors that positively affect the mechanical behavior of the ceramics against force is the presence of crystal structures added to the ceramic.

The aim of this study is to improve the mechanical strength and to reduce the micro-cracks that occur in the microstructure of the dentin ceramic, by adding various boron compounds (borax, boric acid) to the dentin ceramic.

**Materials and Methods:** Crack lengths, flexural strength and fracture toughness values of borax and boric acid (1,2,3% of the weight percent) added traditional feldspathic porcelain were analyzed in this study. The data obtained in the study were statistically analyzed by one-way ANOVA ( $p < 0.05$ ). Differences between groups were determined by the Tukey HSD method.

**Results:** The crack lengths were decreased, and the fracture toughness values were increased in all boric acid added groups. However, the difference between groups was not statistically significant. Also, while the crack lengths were decreased and the fracture toughness values were increased in 1% and 2% borax added groups, the addition of 3% borax had increased the crack length, and reduced the fracture toughness. However, the difference between groups was not statistically significant. On the other

hand, the group containing 1% boric acid had statistically significantly decreased the biaxial flexural strength value compared to the control group ( $p = 0.034$ ,  $p < 0.05$ ). Differences in biaxial values between the other groups were not statistically significant. Besides, the Vicker's hardness value of the group containing 1% borax was found to be statistically significantly lower ( $p = 0.042$ ,  $p < 0.05$ ).

**Conclusions:** It was observed that various proportions of borax and boric acid addition in dentin ceramic had reduced the formation of cracks but this finding was not statistically significant.

**Keywords:** Dental ceramic, Borax, Boric Acid, Microcrack, Reinforcement



# İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No:</u>
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	xiii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xiv
TABLolar DİZİNİ	xvi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Seramiklerin İçeriği ve Yapısı	3
2.1.1. Feldspar	5
2.1.2. Kuartz	6
2.1.3. Kaolin	6
2.1.4. Cam Modifiye Ediciler	6
2.1.5. Ara Oksitler	8
2.1.6. Renk Pigmentleri	8
2.1.7. Opaklaştırıcı Ajanlar	8
2.1.8. Floresans Özellik Sağlayan Ajanlar	9
2.2. Dental Seramiğin Özellikleri	9
2.2.1. Isısal Özellikler	9
2.2.2. Biyolojik Özellikler	10
2.2.3. Kimyasal Özellikler	11
2.2.4. Estetik Özellikler	11
2.2.5. Mekanik Özellikler	11
2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırması	12
2.3.1. Fırınlama Isılarına Göre Dental Seramiklerin Sınıflandırması	12
2.3.1.1. Yüksek Isı Seramiği	12
2.3.1.2. Orta Isı Seramiği	12

2.3.1.3. Düşük Isı Seramiği	13
2.3.1.4. Ultra Düşük Isı Seramiği	13
2.3.2. Kullanım Alanlarına Göre Seramiklerin Sınıflandırılması	14
2.3.2.1. Yapay Dişlerde Kullanılan Seramikler	14
2.3.2.2. Tam Seramikler	14
2.3.2.2.1. Güçlendirilmiş Seramik Alt Yapı Sistemleri	15
2.3.2.2.2. Cam Seramikler	16
2.3.2.2.3. Zirkonyum Oksit İçeren Seramik Alt Yapı Sistemi	17
2.3.2.3. Metal Destekli Dental Seramikler	17
2.4. Dental Seramiğin Mekanik Özelliklerinin Değerlendirilmesi	18
2.5. Dental Seramiği Kuvvetlendirme Yöntemleri	20
2.5.1. Metal Bir Alt Yapı ile Güçlendirme	20
2.5.2. Termal Güçlendirme	20
2.5.3. Kontrollü Kristalizasyon Yolu ile Güçlendirme	21
2.5.4. Restorasyonun Optimum Tasarımı ile Gerilim Streslerinin Azaltılması	21
2.5.5. İyon Değişimi	22
2.5.6. Kristallerin Cam Faz İçinde Dağılımı	22
2.5.7. Dönüşüm Doygunluğu	23
2.5.8. Bor Bileşikleri İlavesi ile Güçlendirme	23
2.5.8.1. Borik Asit	25
2.5.8.2. Boraks	26
2.6. Materyallerin Mekanik Özellikleri	26
2.6.1. Gerilim (Stress)	27
2.6.1.1. Çekme Gerilimi (Tensile Stress)	27
2.6.1.2. Baskı Gerilimi (Compressive Stress)	27
2.6.1.3. Makaslama Gerilimi (Shear Stress)	27
2.6.1.4. Burulma Gerilimi (Torsion Stress)	28
2.6.1.5. Eğilme Gerilimi (Bending Stress)	28
2.6.2. Gerilme (Strain)	28
2.6.3. Dayanıklılık (Strength)	29
2.6.4. Elastik Limit	29

2.6.5. Orantı Limiti (Proportional Limit)	29
2.6.6. Akma Noktası Dayanımı (Yield Strength)	30
2.6.7. Elastiklik Modulusu	30
2.6.8. Poisson's Oranı	31
2.6.9. Kırılma Tokluğu (Fracture Toughness)	31
2.6.10. Sertlik (Hardness)	31
2.7. Mekanik Testler	32
2.7.1. Eğme Testleri	32
2.7.1.1. Tek Eksenli Eğme Testleri	32
2.7.1.2. İki Eksenli Eğme Testleri	33
2.7.2. Kırılma Tokluğu Testleri	35
2.8. Yüzey Özelliklerinin Değerlendirilmesi	36
2.8.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	36
2.8.2. X Işını Kırınım Analizi (X-ray Diffraction, XRD)	36
3. GEREÇ VE YÖNTEM	39
3.1. Örneklerin Hazırlanması	39
3.2. Mekanik Testler	44
3.2.1. Biaksiyel Esneme Direnci	44
3.2.2. Sertlik Testi	45
3.3. Sem Analizi	46
3.4. Kırılma Tokluğu Testi	47
3.5. XRD Analizi	48
3.6. İstatistiksel Analiz	48
4. BULGULAR	49
4.1. Biaksiyel Esneme Direnci	49
4.2. Sertlik Testi Bulguları	49
4.3. Çatlak Boyu Değerlendirilmesi Bulguları	50
4.4. Kırılma Tokluğu Bulguları	52
4.5. SEM ve EDS İncelemeleri	53
4.6. XRD Analizi	56
5. TARTIŞMA	58
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	71

KAYNAKLAR	73
EKLER	87
EK.1: Etik Kurul Onayına Gerek Olmadığına Dair Belge	87
ÖZGEÇMİŞ	88

## SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

<b>CAD-CAM</b>	: Bilgisayar Destekli Tasarım- Bilgisayar Destekli Üretim
<b>°C</b>	: Santigrat Derece
<b>MPa</b>	: Megapaskal
<b>Pa</b>	: Paskal
<b>µm</b>	: Mikrometre
<b>gr</b>	: Gram
<b>cm</b>	: Santimetre
<b>ISO</b>	: Uluslararası Standartlar Organizasyonu
<b>ADA</b>	: Amerikan Dişhekimleri Birliği
<b>mm</b>	: Milimetre
<b>N</b>	: Newton
<b>SEM</b>	: Taramalı Elektron Mikroskobu
<b>EDS</b>	: Enerji Dağılımlı X Işınları Spektrometresi
<b>XRD</b>	: X-Ray Difrraction
<b>rpm</b>	: Dakikadaki Devir Sayısı
<b>sn</b>	: Saniye
<b>VHN</b>	: Vickers Sertlik Değeri

## ŞEKİLLER DİZİNİ

	<b><u>Sayfa No:</u></b>
<b>Şekil 2.1.</b> Kristalin ve amorf silikanın şematik gösterimi.	3
<b>Şekil 2.2.</b> Potasyum silis camının iki boyutlu amorf yapısı	4
<b>Şekil 2.3.</b> Feldspatik seramiklerin üçlü faz diyagramı	5
<b>Şekil 2.4.</b> Üç Boyutlu Silika Ağının Bozulması	7
<b>Şekil 2.5.</b> Bazı bor bileşiklerinin ağ yapıları	7
<b>Şekil 2.6.</b> Seramik Yapının Termal Genleşme Eğrisi.	10
<b>Şekil 2.7.</b> Borik asidin ağ yapısı	26
<b>Şekil 2.8.</b> Gerilim tipleri	28
<b>Şekil 2.9.</b> Gerilim-Gerilme Grafisi	30
<b>Şekil 2.10.</b> Üç Nokta Eğme Testi	33
<b>Şekil 2.11.</b> Üç top üzeri piston test yöntemi düzeneği	34
<b>Şekil 2.12.</b> XRD cihazının şematik görünümü	37
<b>Şekil 3.1.</b> Hassas terazi.	41
<b>Şekil 3.2.</b> Sıcaklık kontrollü manyetik karıştırıcı	41
<b>Şekil 3.3.</b> Örneklerin hazırlanmasında kullanılan kalıp	43
<b>Şekil 3.4.</b> Deneyler için hazırlanmış örnekler.	43
<b>Şekil 3.5.</b> Eğme testi için kullanılan cihaz.	44
<b>Şekil 3.6.</b> Örneklerin akrilik kalıplar içine gömülmüş hali	45
<b>Şekil 3.7.</b> Örneklerin parlatılmasında kullanılan cihaz	45
<b>Şekil 3.8.</b> Vickers micro sertlik cihazı ve örnek konumlandırılması	46
<b>Şekil 3.9.</b> Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ve EDS ünitesi.	47
<b>Şekil 4.1.</b> Sinterlenmiş örnekler üzerine oluşturulan çatlakların SEM görüntüleri	51
<b>Şekil 4.2.</b> Kontrol grubu örneğin x1000 büyütmede SEM görüntüsü ve EDS analizi	53
<b>Şekil 4.3.</b> Boraks ilaveli grupların x1000 büyütmedeki SEM-EDS analizi ve Bor haritalaması	54
<b>Şekil 4.4.</b> Borik asit ilaveli grupların x1000 büyütmedeki SEM-EDS analizi ve Bor haritalaması	55

- Şekil 4.5.** Borik asit ilaveli grupların kontrol grubuyla karşılaştırmalı XRD sonuçları 56
- Şekil 4.6.** Boraks ilaveli grupların kontrol grubuyla karşılaştırmalı XRD sonuçları 57

## TABLolar DİZİNİ

	<b><u>Sayfa No:</u></b>
<b>Tablo 3. 1.</b> Çalışmada yer alan gruplar ve örnek sayıları	42
<b>Tablo 4.1.</b> Grupların biaksiyel esneme dirençlerine göre karşılaştırılması	49
<b>Tablo 4.2.</b> Grupların Vickers sertlik değerine göre karşılaştırılması	50
<b>Tablo 4.3.</b> Grupların çatlak boyu değerlerine göre karşılaştırılması	52
<b>Tablo 4.4.</b> Grupların kırılma tokluğu değerlerine göre karşılaştırılması	53



## 1. GİRİŞ

Protetik diş hekimliğinin temel amacı, diş ve çevre dokuların zarar görmesi veya kaybedilmesiyle ortaya çıkan fonksiyon, fonasyon ve estetik eksikliğini geri kazandırmaktır (1). Yaklaşık olarak yüz yıldır diş hekimleri ideal restorasyon materyalinin arayışı içindedirler. Her ne kadar amalgam, kompozitler ve restoratif simanlar son yıllarda başarı ile kullanılıyor olsa da çok yönlü restorasyonlar için uygun değildir. Günümüzde porselenler, restoratif diş hekimliğinde önemli bir rol üstlenmişlerdir. Oldukça estetik bir materyal olması dolayısıyla, monolitik restorasyonlarda ya da kısmi dolgularda ve kuron kaplama materyali olarak kullanılırlar. Estetik görünüm sağlamanın yanı sıra, kimyasal olarak kararlı olmaları, uzun süreli renk kararlılığı, biyouyumunun iyi olması sebebiyle ağız içinde istenmeyen toksik ve trombojenik reaksiyonlara sebep olmamaları, şekil verme kolaylığı ve kabul edilebilir aşınma direnci, seramikleri, diş hekimliğinde kullanımı açısından oldukça cazip hale getirmiştir.

Dental seramikler, metal ve akrilik rezin gibi diğer restoratif materyallerden kimyasal, fiziksel, mekanik, ve termal özellikler bakımından farklıdır. Dental seramikler, dayanıklı ve ısıya dirençli olsalar da kırılabilirler; büküldüklerinde, ani kuvvet değişikliklerinde ve/veya ani ısı değişikliklerinde kırılabilmektedirler (2).

Diş hekimliğinde kullanılan seramik, tam olarak füzyona uğramamış, sinterizasyon ile oluşturulan cam türevidir. *Sinterizasyon*, fırında pişirilen seramik içindeki partiküllerin eriyerek birleşmesidir (3). Ancak, fırında pişirilmiş dental seramiğin oda sıcaklığına kadar soğutulması sırasında, materyalde oluşan hacimsel büzölmeler nedeniyle, seramik yüzeyinde mikro çatlaklar oluşur. Bu mikro çatlakların sayısı, derinliği, genişliği hatta doğrultusu bile malzemenin mekanik dayanıklılığı üzerinde etkin rol oynar (4).

Düşük dayanım problemini çözmek için, dental seramiğin iç yapısında ve yüzeyinde meydana gelebilecek mikro çatlakların oluşumunu azaltmak veya minimum düzeyde tutmak, materyalin özelliklerini uzun süre muhafaza etmek için önemlidir (2).

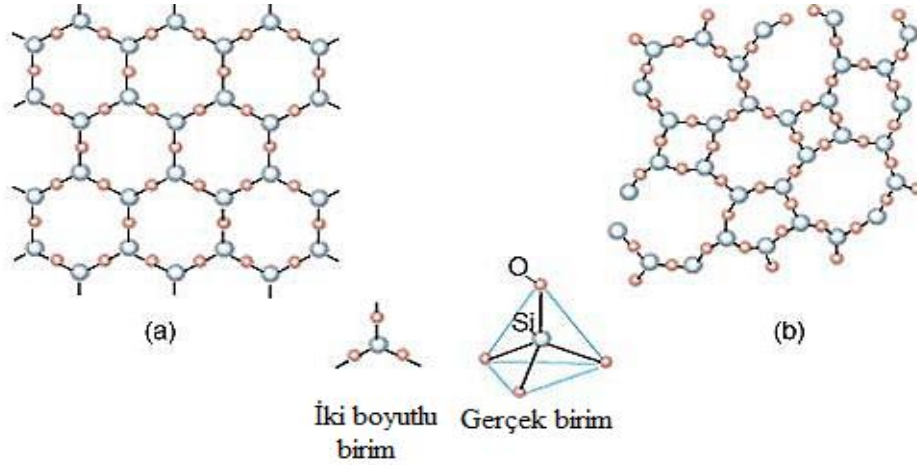
Seramik karo kaplama, süs ve sofrta malzemeleri üreticilerinin kullandıkları sır'ın ana maddesi için bor ürünleri önemli bir unsurdur. Seramik sırlarının ana hammaddesinde kullanılan bor mineralleri ve ürünlerinin fluks ve bağlayıcılık özellikleriyle sırların camsı görünümünü geliştirdiği gibi, yüzeyde oluşacak çatlama ve kavlama gibi yüzey hatalarına da mani olduğu görülmüştür (5). Ayrıca bor oksitlerin, seramik yapının mekanik dayanımını ve çizilme direncini arttırdığı ve kimyasallara karşı direnç sağladığı belirtilmiştir (6).

Bu çalışmanın amacı, bor bileşikleri olan boraks ve borik asitin feldspatik seramiğe ilave edilmesiyle, feldspatik seramikte oluşacak çatlak boylarını ve feldspatik seramiğin mekanik direncinde oluşacak farklılığı değerlendirmektir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. DENTAL SERAMİKLERİN İÇERİĞİ VE YAPISI

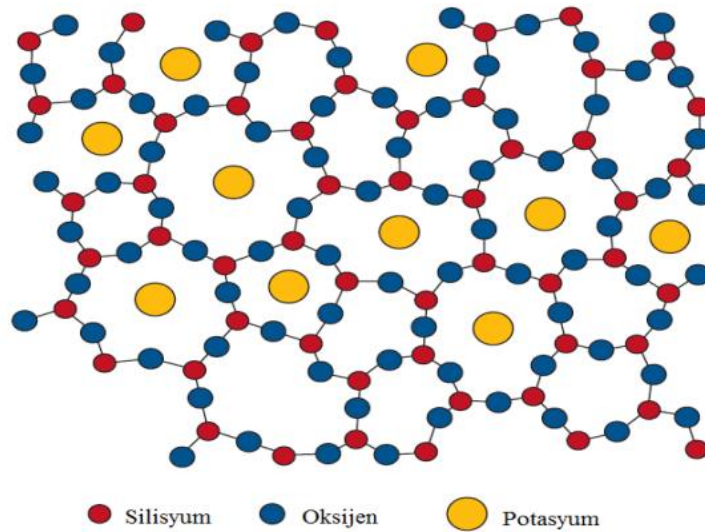
Çoğunlukla silikat yapılı olan seramikler, bir ya da birden fazla metalin, metal olmayan elementlerle, genellikle oksijenle, birleşerek yüksek ısıda işlenmesi ve sinterlenmesi sonucunda oluşan inorganik yapılardır. Seramik materyalin yapısını anlamak için seramiği oluşturan atomların bağlanma tipini ve atoma temas eden veya en yakın konumda bulunan komşu atomların sayısını bilmek son derece önemlidir. Bir kristal faz ve bir silika cam matris fazını içeren dental seramikler, merkezde  $\text{Si}^{4+}$  ve köşelerinde  $\text{O}^-$  bulunan ve  $(\text{SiO}_4)^{4-}$  zincirleri olarak ifade edilen tetrahedral yapılardan oluşmaktadır (Şekil 2.1) (2).



**Şekil 2.1.** Kristalin (a) ve amorf (b) silikanın şematik gösterimi (2).

Elde edilen bu yapı kovalent ve iyonik bağlar içermekte olup sık örgülü değildir.  $\text{SiO}_4$  tetrahedralleri köşe atomlarını paylaşarak birbirlerine bağlanırlar. Bu tetrahedral zincirlerde her bir silisyum atomu iki oksijen atomu tarafından paylaşılır. Böylece tüm silikat yapılarda asıl birimin negatif yüklü

$(\text{SiO}_4)^{4-}$  birimleri olduğu anlaşılmaktadır. Seramiğin yapısındaki farklılıklar onun kimyasal ve fiziksel özelliklerinin de farklı olacağı anlamına gelmektedir. Feldspatik dental seramiklerde, sodyum veya potasyum gibi alkali iyonlar dengelenmemiş oksijen iyonlarına bağlanarak yapıya girmektedir. Bu şekilde yapıya giren sodyum veya potasyum gibi alkali katyonlar silika zincirlerinin arasına girerek seramiğin termal genleşme katsayısını artırır (Şekil 2.2) (2).

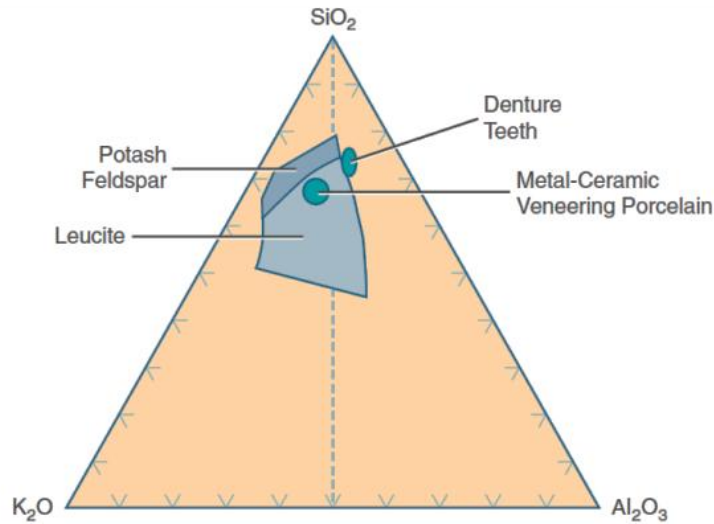


**Şekil 2.2.** Potasyum silis camının iki boyutlu amorf yapısı (2).

Konvansiyonel dental seramikler  $\text{SiO}_2$  ağı ve potas ( $\text{K}_2\text{O} \bullet \text{Al}_2\text{O}_3 \bullet \text{SiO}_2$ ) veya soda ( $\text{Na}_2\text{O} \bullet \text{Al}_2\text{O}_3 \bullet \text{SiO}_2$ ) feldspatı veya her ikisini içeren vitröz seramikler olup üçlü faz diyagramı Şekil 2.3'te görülmektedir (2).

Seramikler esas olarak, bir veya daha fazla metalik veya yarı metalik elementlerin oksijen ile yapmış oldukları bileşikleri içeren inorganik yapılardır (2). Porselen ise, kristalin yapısında olan cam fazlı materyaldir. Yani, porselen seramiklerin özel bir tipidir (3, 7). Diş hekimliğinde kullanılan seramikler, metal oksitler ile karıştırılarak kullanıldığından okside seramikler diye de adlandırılır. Bunlar cam matris içinde lösit kristalleri bulunan cam faza geçmemiş seramik türüdür (3).

Diş hekimliğinde kullanılan geleneksel dental seramikler, feldspatik seramikler olarak adlandırılır ve feldspar, kuartz ve kaolin olmak üzere üç ana bileşenden oluşur (3).



**Şekil 2.3.**Feldspatik seramiklerin ( $K_2O$ - $Al_2O_3$ - $SiO_2$ ) üçlü faz diyagramı (2).

### 2.1.1. Feldspar

Feldspar potasyum alüminosilikat ( $K_2O$   $Al_2O_3$   $6SiO_2$ ) ve sodyum alüminosilikat ( $Na_2O$   $Al_2O_3$   $6Si_2O$ ) karışımıdır. Feldspar, dental seramik içinde en düşük erime sıcaklığına sahip ve seramiğe doğal şeffaflık veren ana maddedir (8). Dental seramik içinde minimum %60 oranında bulunur. Bu madde, bağlayıcı özelliği sayesinde fırınlama sırasında eriyerek kuartz ve kaoline matriks oluşturur (8-10). Doğal feldspar, saf olmayıp potas ve soda ile değişik oranlarda karışım halindedir. Feldsparın soda formu erime sıcaklığını düşürürken, potas formu erimiş camın viskozitesini arttırarak, fırınlanma sırasında oluşan toplanma ve piropplastik akmayı azaltır. Bu önemli bir özellik olup, diş şeklinin ve yüzey detaylarının kaybolmasını önlemeye yardımcı olur (11).

### 2.1.2. Kuartz

Silika ( $\text{SiO}_2$ ) yapısında olan kuartz, yapı içinde doldurucu görevi yapmaktadır. Pişirme sonucu oluşabilecek büzölmeleri önler ve yapıya stabilite sağlar. Termal genişleme katsayısını kontrol etmede yardımcıdır. %10-30 oranında bulunur ve seramiğin dayanıklılığının artmasını sağlar (10,11).

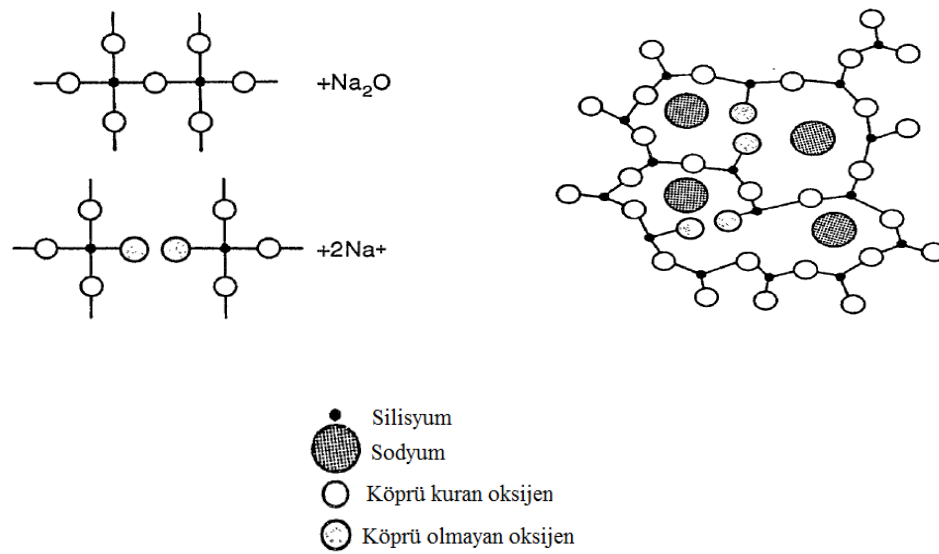
### 2.1.3. Kaolin

Kaolin, alüminyum hidrat silikat ( $\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot \text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ ) yapısında olup, Çin kili olarak da adlandırılır. Opak olduğundan çok az kullanılır. Isıya oldukça dayanıklıdır. Adeziv özelliğinden dolayı su ile karıştırıldığında yapışkan hal alarak seramik hamurunun modelaj çalışmasını kolaylaştırır. %1-5 oranında kullanılır (9-11).

Bu üç ana maddenin dışında, dental seramiğe, bazı özellikler vermek için akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya flouresans özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da eklenebilir (10,11).

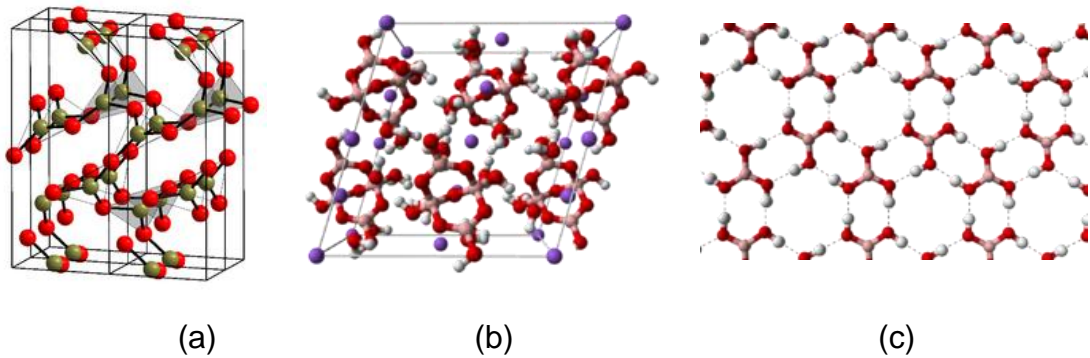
### 2.1.4. Cam Modifiye Ediciler

Diş alaşımları üzerine kaplama olarak kullanılan kristal silikanın sinterleme sıcaklığı çok yüksektir. Bu sıcaklıklarda alaşımlar eriyebilir, ayrıca bu alaşımlarinkine göre kristal silikanın termal genişleme katsayısı çok düşüktür. Silikaya bazı modifiye edici ajanlar ilave edildiğinde silikanın viskozitesi, erime sıcaklığı ve devitifikasyonu gibi bazı özellikleri değiştirilebilmektedir (3,12,13). Sodyum, potasyum veya kalsiyum gibi alkali metal iyonları modifiye ajanları olup, silika yapıya ilave edildiğinde silika tetrahedralleri arasındaki bağlar kırılabilmekte ve böylece üç boyutlu silika ağı içerisinde hareket kabiliyeti artmış lineer tetrahedral silika zincirleri oluşmaktadır (Şekil 2.4). Bunun sonucu olarak da erime sıcaklığı ve viskozite düşmekte, ayrıca termal genişleme katsayısı değişmektedir (2).



**Şekil 2.4.** Üç Boyutlu Silika Ağının Bozulması (14).

Bor oksit ( $B_2O_3$ ) de, alkali metal iyonları gibi silika ağ yapısının viskozitesini ve yumuşama sıcaklığını düşürerek, bir cam modifiye ajanı olarak davranmaktadır. Bor oksit Şekil 2.5'te görüldüğü gibi kendi ağ yapısına sahip olup, bu ağ yapının üç boyutlu silika ağ yapısının aralarına girmesiyle silika tetrahedrallerindeki oksijenlerle bor bileşikleri arasında bor-oksijen (-Si-O-B-) etkileşmesi ile silika tetrahedrallerinin üç boyutlu ağ yapısı kısmen bozulur. Bu durum, silika ağ yapısının yumuşama sıcaklığının ve termal genişleme katsayısının saf silikaya göre düşmesini sağlamaktadır (14).



**Şekil 2.5.** Bazı bor bileşiklerinin [ (a) Bor oksit ( $B_2O_3$ ), (b) Boraks ( $Na_2B_4O_7$ ), (c) Borik asit ( $H_3BO_3$ )] ağ yapıları (14).

### 2.1.5. Ara Oksitler

Diş hekimliğinde kullanılan dental seramiklerde temel yapı olan silisyum oksite katılan cam modifiye ediciler ve akışkanların, porselenin yumuşama noktasını düşürmenin yanı sıra yapının viskozitesini de azalttıkları belirtilmiştir. Seramiğin içerisine katılan ara oksitlerle, akışkanlığa karşı direnç oluşacağı düşünülmektedir. Dental seramikleri düşük fırınlama ısısına sahip yüksek viskozitede üretmek, ara oksitlerin yapıya katılmasıyla mümkündür. Camın sertliği ve viskozitesi, alüminyum oksit gibi ara oksitlerin kullanımı ile artar (12,15).

### 2.1.6. Renk Pigmentleri

Diş hekimliğinde kullanılan seramiklere renklendirici olarak çeşitli metal ve metal oksitler ilave edilir. Bunlara *renk fritleri* de denir. Renk fritlerini elde etmek için renksiz fritlere metal oksitler ilave edilir (9,16).

Metal oksitler öğütülerek oluşturulan pigmentler, dental seramik hamuruna ilave edilerek farklı renkler elde edilir. Renklendirici pigmentler, titanyum, uranyum, demir, kobalt, krom, nikel, çinko, kalay gibi metallerin oksitleridir (15).

### 2.1.7. Opaklaştırıcı Ajanlar

Diş rengine benzer etki oluşturulmasında porselene yoğun renk fritlerinin eklenmesi, porselenin fazla şeffaf olmasından dolayı yeterli olmamaktadır. Özellikle dentin renkleri yüksek opasiteye ihtiyaç duymaktadır. Opaklaştırıcı ajanların ilavesi çok hassas bir işlemdir. Opaklaştırıcı ajanlar genellikle çok ince parçacık boyutlarında öğütülmüş metal oksitleri içermektedir. Bu amaçla sıklıkla kullanılan oksitler; seryum oksit, titanyum oksit ve zirkonyum oksittir (17).



### 2.1.8. Flouresans Özellik Sağlayan Ajanlar

Belli bir dalga boyuna sahip ışınların, cisim tarafından absorbe edilerek daha uzun boylu bir radyasyon şeklinde geri yayılmasına flouresans, bu tür cisimlere de flouresan denir (3,17). Ultraviyole ışık altında mavimsi beyaz bir flouresans özellik elde etmek için bazı modern dental seramiklere uranyum tuzları ve sodyum diüronat gibi radyoaktif maddeler eklenmektedir (3,9,17).

Dental seramik tozunun elde edilmesi için buraya kadar anlatılan tüm bileşenler karıştırılarak belirli bir ısıda pişirilir. Bu pişirme sonucu oluşan eriyik, cama benzer faz elde edildiğinde soğuk suya atılır. Eriyik ve cam karışımı suya atıldığında donar ve *frit* adı verilen kristalize olmayan katı parçacıklar oluşur. Bu katı parçalar öğütülerek tane boyutu ayarlanır. Bu işlemin tekrarlanması frit parçacıklarını daha homojen hale getirir (8,9,16).

## 2.2. DENTAL SERAMİĞİN ÖZELLİKLERİ

### 2.2.1. Isısal Özellikler

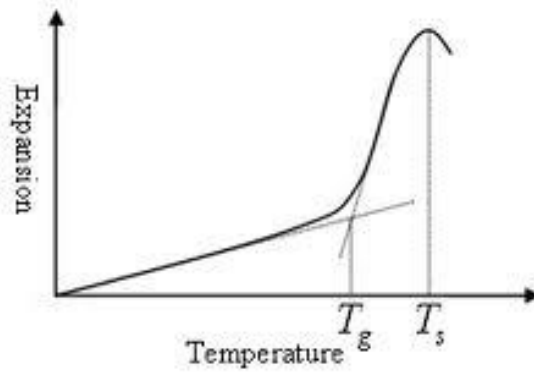
Dental seramiğin ısı iletkenliği düşüktür. Bunun nedeni, yapılarında serbest elektronların bulunmamasıdır. Seramiğin bu özelliği pulpanın korunması açısından önemlidir, fakat dental seramiğin düşük ısı iletkenliğinden dolayı, iç ve dış kısımlar arasındaki termal boyutsal değişim farkı porselenin kırılma olmasına sebep olan iç gerilimler ve yapıda çatlaklar oluşturur (18).

Katı maddeler ısıtıldığı zaman genişir, soğutulduğu zaman büzülür. Materyalin sıcaklığı bir derece artırılıp veya azaltıldığında birim uzunlukta meydana gelen uzunluk değişimine *termal genişleme katsayısı* denir. Atomik açıdan bakıldığında, termal genişleme atomlar arasındaki ortalama mesafedeki artışı yansıtır (2).

Dental seramiğin termal genişleme katsayısı mine ve dentine yakındır (18). Eğer bir seramik malzemenin yüksek termal şok direncine sahip olması isteniyorsa termal genişleme katsayısı olabildiği kadar düşük olmalıdır (19).

Dental seramikler, kristalin malzemelerden farklı olarak amorf faz içerdiklerinden, kesin bir erime noktası göstermezler. Ancak sıcaklık arttıkça, özellikle *camsı geçiş sıcaklığında* ( $T_g$ ) ve viskozitelerinde önemli bir azalma görülür. Camsı yapılar, camsı geçiş sıcaklığının altında katı özelliklerine sahipken; camsı geçiş sıcaklığının üstünde, camsı yapılar daha kolay akmaya ve sinterlenmeye başlarlar (16). Dental seramikler, esas olarak cam yapıcı matriks olarak silikon-oksijen ağı içerirler, ancak bu cam yapıcı matriksin camsı geçiş sıcaklığı yüksektir. Bu yapıya çeşitli modifiye edici ajanlar ilave edilmekte ve bu ajanlar bağlayıcılık rolleriyle matriksin camsı geçiş sıcaklığını düşürmektedirler (2,11).

Dental seramiğin termal genleşme eğrisinde, camsı geçiş sıcaklığına kadar doğrusal bir artış varken, bu sıcaklığın üstünde sıvı özelliğinin artmasına bağlı, genleşmede hızlı bir artış izlenir. Genleşmedeki bu artış *yumuşama sıcaklığına* ( $T_s$ ) kadar devam eder ve bu sıcaklıkta düşüş başlar (Şekil 2.6) (16).



**Şekil 2.6.** Seramik Yapının Termal Genleşme Eğrisi.

### 2.2.2. Biyolojik Özellikler

Dental seramik, biyouyumluluğu yüksek olduğundan, diş hekimliğinde çok kullanılan bir materyaldir. Seramiğin asit-baz etkileşiminin olmaması ve korozyona karşı dirençli olması, onun önemli biyolojik özelliklerindedir. Seramik restorasyonların yüzeyleri parlak, kaygan ve düzgün yüzeyler haline getirilerek plak birikimine olabildiğince az olanak sağlanabilir. Ayrıca

malzeme üzerinde herhangi bir nedenle oluşabilecek dental plak kolaylıkla uzaklaştırılabilir (20,21).

### **2.2.3. Kimyasal Özellikler**

Dental seramikler, genel olarak kimyasal etkilere karşı dirençlidir, çözünbilmesi için çok güçlü asitler gereklidir. Çözünürlük, yüzeyin cilalı olup olmamasıyla ve sinterleşme derecesiyle alakalıdır (22).

### **2.2.4. Estetik Özellikler**

Estetik özellikler, doğal dişlerin form ve görsel özellikleri bakımından taklit edilen özelliklerinin bütünüdür. Protetik diş tedavisinde kullanılan restoratif materyaller arasında, üstün estetik özelliği nedeniyle doğal dişe en yakın olanı dental seramiklerdir. Seramik restorasyonların estetiğini etkileyen faktörler; rengi, diş yüzeyinin yapısı, parlaklığı ve anatomik formudur (16,23,24). Aynı zamanda, seramik yapı partiküllerinin boyutsal dağılımı, tekrarlanan fırınlama işlemleri, seramik yapı içerisindeki hava kabarcıklarının sayısı ve boyutu, yapının görsel özelliklerini etkiler (18,22).

Dental seramikler optik açıdan bakıldığında heterojen kabul edilir. Porselen yapı içerisinde küçük partiküllü şeffaf kısım, metal oksitler, kristal ve cam taneciklerden dolayı ışığı doğrusal olmayan şekilde, yani farklı açılarda saçılımlara uğratarak kırar. Böylece ışığın şiddeti azalır, bir kısmı dağılır ve aynı ışık altında porselene farklı açılardan bakıldığında renkte değişimler gözlemlenebilir (25).

### **2.2.5. Mekanik Özellikler**

Yapısından dolayı vitrifikasyondan sonra tamamen kırılığandır. Dislokasyon ve kayma meydana gelmez. Sıkıştırma direnci yüksek olduğundan, teorik olarak basma kuvvetlerine dayanımı da yüksektir. Makaslama ve çekme kuvvetlerine karşı zayıftır. Seramik yapı içinde ufak

çatlaklar, porözite ve düzensizlikler olabilir. Bu yapı bozuklukları, düz hattan sapan çatlaklara ve yarıklara neden olabilir (11,16).

Dental seramik, ağızda zayıflamaya uğramaktadır. Oklüzal yüzeylerde, normal olarak kırılma oluşturmeyen yükler, statik yorulma başladıktan sonra çatlak yayılmasının ilerlemesine neden olur. Bu metal bağlı dental seramiklerin çok daha kuvvetli olmasının açıklamasıdır, çünkü seramik ara yüzeyi mikro kırılma ve sudaki statik yorulmadan korunmuş haldedir. Metalin kalınlığı da bu desteklenmede önemli rol oynar (11).

### **2.3. DENTAL SERAMİKLERİN SINIFLANDIRMASI**

Dental seramikler kullanım alanları, fırınlama ısıları, bileşimleri, mikroyapıları, translusentlikleri gibi değişik parametrelere göre sınıflandırılabilir (26).

#### **2.3.1. Fırınlama Isılarına Göre Dental Seramiklerin Sınıflandırması**

Dental seramiklerin en çok kullanılan sınıflandırma şekli fırınlama ısılarına göre yapılmış olan sınıflandırmadır (2,9).

##### **2.3.1.1. Yüksek Isı Seramiği**

1290-1370°C'de fırınlanan bu seramikler; %70-90 feldspar, %11-18 kuartz ve %1-10 kaolin içerir. Eritici madde içermeyip, homojen bir yapı gösterirler. %15 oranında büzölmeye uğrayabilirler. Yüksek ısı seramiği şeffaflığı, sağlamlığı ve pişme süresinde modelin bütün detaylarını korumaları sebebiyle özellikle suni diş yapımında, inley ve jaket kron yapımında kullanılır (9,11,27).

##### **2.3.1.2. Orta Isı Seramiği**

1090-1260°C'de fırınlanan bu seramikler; %61 feldspar, %29 kuartz ve alkali karbonatlar içerir. Yapısında kaolin bulunmayan, ancak eritici maddeleri

kapsayan bu tür seramikler daha düşük derecede erirler. %15'ten fazla büzülmeye uğrarlar ve homojen yapıdadırlar. İnley, jaket kron ve köprü protezlerinde, gövde porseleninde kullanılırlar (9,11).

### **2.3.1.3. Düşük Isı Seramiği**

870-1065°C'de fırınlanan bu seramikler çok sık kullanılırlar. %60 kuartz, %12 feldspar ve alkali karbonatlar içerir. %30-35 oranında büzülme gösteren seramik, piştikten sonra porözlü bir yüzey gösterir ve bu da ağız sıvısında bozunmasına neden olabilir. Jaket kron, metal destekli kron porselenlerinde, alüminöz porselenlerde (kor materyali hariç), çeşitli boya ve parlatma (glaze) tozlarında kullanılırlar (9,11). Erime derecelerindeki farklılık esas olarak düşük ısılarda eriyen ve feldspardan daha etkili olan fluksların (bağlayıcılar) katılımıyla ilgilidir. Bu seramiklerde, soğuduktan sonra yüksek ve orta ısı seramiklerinden daha fazla cama benzeyen, daha homojen, daha az kuartz kristaline sahip mikro yapı görülür (11).

### **2.3.1.4. Ultra Düşük Isı Seramiği**

870°C altında fırınlama ısısına sahip seramik grubu ultra düşük ısı seramiği olarak tanımlanmaktadır (27). Ultra düşük ısı seramiğinin büzülme katsayısının düşük olması nedeniyle titanyum ve titanyum alaşımları ile birlikte kullanılırlar (2).

Her dört grup seramik de aynı bileşiklerden meydana gelmektedir, ancak mikro yapıları belirgin farklılıklar göstermektedir. Yüksek ve orta ısı seramikleri mikroskobik olarak izlendiğinde, kuartz bazlı ince kristal iskeletler içinde şekilsiz feldspatik matriks içeren karmaşık yapılar takip edilir. Düşük ısı seramiği diğerlerinden daha az kaolin içerir ve daha fazla cama benzer. Metal destekli dental seramikler, düşük ısı seramiği grubuna girerler (11).

## 2.3.2. Kullanım Alanlarına Göre Seramiklerin Sınıflandırılması

### 2.3.2.1. Yapay Dişlerde Kullanılan Seramikler

1800'lü yıllarda kullanılmaya başlanan bu seramikler yüksek ısı seramikleridir. Yapısındaki ana bileşen feldspardır. Bunun yanında %15 kuartz ve %4 kaolin bulunur. Bu karışım, ilave pigmentler eklenerek metal kalıplar yardımıyla şekillendirilir. Porözitenin giderilmesi için vakum altında fırınlanır. Fırınlama sırasında kullanılan bakır ve kalay karışımından yapılmış metal kalıplar, seramiğin pişmesi sırasında oluşacak büzülmeyle telafi etmek için, istenilen diş boyutundan hacimce biraz daha büyük hazırlanır. Bu dişlerin protez kaide materyaline mekanik bağlanması için dişler üzerine ya metal pinler konulur ya da dişler üzerine oyuklar açılır (2,9,28).

### 2.3.2.2. Tam Seramikler

1900'lerin başında Land tarafından keşfedilmiş olan jaket kronlarla başlayan tam seramik restorasyon örnekleri, estetik görünümü ile diş hekimliğinin dikkatini çekmiş ve çalışmaların yoğunluğu artarak günümüze kadar gelmiştir (27).

Tam seramikler, restorasyon yapım teknikleri, sinterleme, cam infiltrasyonu, döküm, presleme ve makine ile aşındırma olmak üzere farklı sistemleri içerir. Sinterlemede birbirine iyice yaklaştırılmış seramik partikülleri ısı ile kaynaştırılır. Cam infiltrasyonunda, düşük oranda sinterlenmiş delikli seramiğin boşlukları eritilen cam partikülleri ile doldurulur. Döküm seramik sistemlerinde ise mum modelajının eritilmesiyle oluşan boşluğa, eritilmiş seramik materyali dökülür. Presleme tekniğinde, hazırlanan mum modelajın eritilmesinden sonra oluşan boşluklara tablet halindeki seramik bloklar belli bir ısı ve basınç altında preslenir. Makine ile aşındırma sistemlerinde ise, restorasyon seramik bloklardan makine yardımı ile frezlenerek üretilir. Bu işlem, restorasyon için hazırlanan modelajın özel bir uç ile takip edilip kazınmasıyla olur. Buna *kopya freze* de denir. Bu işlem aynı zamanda kesim ölçülerinin özel aygıtlar ile okunarak bilgisayara aktarılması ve bilgisayarda tasarlanan restorasyonun seramik bloklardan frezlenmesi ile de yapılabilir.

Bu sisteme CAD/CAM (Computer Aided Design and Computer Aided Manufacturing; Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim) denir (2,29).

Tam seramikler alt yapı içeriklerine göre sınıflandırılabilir (7).

### **2.3.2.2.1. Güçlendirilmiş Seramik Alt Yapı Sistemleri**

Bu seramikler konvansiyonel seramiklerden daha dayanıklıdır. Ama daha opak olduklarından dolayı estetikleri yeterli değildir. Bunlar alt yapı için kullanılırlar ve estetik başarı alabilmek için konvansiyonel seramik materyali ile kaplanırlar (30).

#### **2.3.2.2.1.1. Alüminöz Alt Yapılı Seramikler**

Feldspatik cam seramiği, alümina tanecikleri ile güçlendirilerek geliştirilmiştir. Bu seramik, %40-50 oranında alümina içeren feldspatik camdan oluşur (31). Bu gruba örnek olarak Hi-Ceram verilebilir.

#### **2.3.2.2.1.2. Cam İnfiltre Alüminöz Alt Yapılı Seramikler**

Alt yapı seramiği, ısıya dayanıklı güdük üzerinde alümina tozunun sulu harcı kullanılarak slip-casting sistemi ile hazırlanır. Alçı güdük suyu absorbe eder, 1120°C'de 10 saat sinterizasyon yapılır ve poröz bir yapı oluşur. Daha sonra bu poröz yapının üzerine lantan oksit camı infiltre edilir ve 1100°C'de 4-6 saat tekrar sinterlenir. Cam poröz alümina yapının içindeki boşlukları doldurur ve bükülme direncini artırır (7,31,32).In-Ceram bu gruba örnektir.

#### **2.3.2.2.1.3. Saf Alümina Alt Yapı Sistemleri**

Bu sistemde CAD/CAM teknolojisi temel alınır. Modeller, bilgisayar destekli aygıt ile okunur, alüminanın sinterizasyon büzülmesi de göz önüne alınarak metal güdükler hazırlanır. Yüksek saflıktaki alüminyum oksit tozu, hazırlanan güdükler üzerine basınçla sıkıştırılır. Elde edilen alt yapılar

1550°C'de 1 saat sinterize edilir. Daha sonra alt yapının üzerine uygun bir üst yapı seramiği uygulanır (16). Procera örnek olarak verilebilir.

#### **2.3.2.2.2. Cam Seramikler**

Cam seramiklerin elde edilmesinde camın kontrollü kristalizasyonu yöntemi kullanılır. Cama ısı uygulanarak, yapı içindeki kristallerin çekirdekleşmesi ve büyümesi ile cam matriks içine gömülü kristaller oluşturulur (33).

##### **2.3.2.2.2.1. Lösit ile Güçlendirilmiş Feldspatik Cam Seramikler**

Cam matriks üzerinde kontrollü kristalizasyon yöntemi ile lösit esaslı cam seramiklerin geliştirilmesi ile elde edilmiştir. Kayıp mum tekniği ile baskı döküm tekniği birlikte kullanılarak elde edilir. Lösit ile kuvvetlendirilmiş cam seramik tabletler özel bir fırında 1150°C sıcaklıkta 20 dk. süre ile eritmeden yumuşatılarak 0,3-0,4 MPa'lık basınç altında kayıp mum tekniği ile elde edilen boşluğa preslenir (7,34). IPS- Empress örnek olarak verilebilir.

##### **2.3.2.2.2.2. Lityum Disilikat İçeren Cam Seramikler**

Bu sistem kayıp mum ve sıcak presleme teknikleri birlikte kullanılarak üretilen lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerdir. Camı matriks içinde hacimsel olarak %65 oranında iğne şeklinde lityum disilikat kristalleri içerir (7,35). Empress 2 örnektir.

##### **2.3.2.2.2.3. Fluoromica Cam Seramikler**

Fluoromica Cam Seramikler, hacimce %45 cam ve %55 tetrasilik mika kristallerinden oluşmaktadır. Mika kristalleri materyale esneklik ve daha kolay yüzey işlenebilirliği özelliklerini kazandırır. Ayrıca kırık oluşumuna direnç oluştururlar (36,37). Dicor bu gruba girer.



#### **2.3.2.2.2.4. Apatit Bazlı Cam Seramikler**

Sentetik hidroksiapatitin, doğal diş yapısını en iyi taklit edebilecek materyal olabileceği fikrinden yola çıkılarak geliştirilmiş olup, döküm apatit olarak da bilinir (34,37). Hidroksilapatit- Cerapearl bu gruba örnektir.

#### **2.3.2.2.3. Zirkonyum Oksit İçeren Seramik Alt Yapı Sistemi**

Zirkonya, doğada tek başına serbest metal olarak bulunmaz. Bilinen mineralleri zirkonyum silikat ve diş hekimliğinde kullanılan zirkonyum oksittir. Zirkonyum oksit seramiği polikristalin seramiktir (7). Zirkonya dayanıklılık ve sertliğinin fazla olması, kırılma direncinin yüksek ve elastik modülünün az olması nedeniyle diş hekimliğinde kullanımı artmıştır. Ayrıca biyouyumluluğu da oldukça yüksektir. Düşük ısısal iletkenliğe sahiptir ve pulpa irritasyonunu azaltır (7,38). Cercon ve Zirkozahn örnek olarak verilebilir.

#### **2.3.2.3. Metal Destekli Dental Seramikler**

Uzun yıllardır kullanılmasına rağmen, alt yapı alaşımları ve veneer materyallerindeki yapısal gelişmeler sayesinde günümüzde de halen popülaritesini kaybetmemiştir (2,39). Metal destekli seramik restorasyonlar porselenin doğal görünümü ile metal alt yapının dayanıklılığını birleştirirler (40).

Metal destekli dental seramikler, düşük ısı seramiği grubuna girerler. Feldspatik porselenlere benzer karışımda feldspatik camlardır, fakat genleşmeyi sağlayabilme amacı ile içerdikleri alkali miktarı yüksektir. Bu seramiklerin genleşme katsayısı yüksek olup  $13-14 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$  dir (11). Porselen ve metalin ısısal genleşme katsayısının yakın olması ara yüz bağlantısı yönünden önemlidir. İdeal olan porselenin ısısal genleşme katsayısının metalinkinden biraz düşük olmasıdır. Böylelikle, fırınlanma esnasında genleşen metal, soğurken porseleni sıkıştırarak ve mekanik bağlantı artacaktır (7,27). Yüksek oranda potas ve soda ilavesi dental seramiğin ısısal genleşme katsayısını metal ile uyumlu hale getirir (2).

Restorasyonun geometrisi, porselen ve metalin gerilim direnci, metal seramik kalınlık oranı, ısıtma ve soğutma hızları, ısıl iletkenlik, cam geçiş ısısı, kullanılan porselen ve metalin yapısı da porselen ve metalin ısıl uyumunu etkiler (7,41).

## 2.4. DENTAL SERAMİĞİN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Seramiğin kristal yapısında hem iyonik, hem de kovalent karakterdeki güçlü bağları barındırması, yapıya kararlılık ve stabilite kazandırır. Ancak, seramik bu bağlantılar nedeniyle kırılğan bir yapıya sahiptir. Seramiklerin sertlikleri ve sıkışma dirençleri yüksek ve esneme dirençleri düşüktür (8,17). Dental seramiklerin baskı dayanıklılıkları 350-550 MPa arasında olmasına rağmen çekme dayanıklılıkları 20-60 MPa gibi düşük seviyededir. Diş hekimliğinde kullanılan seramik, sinterleme ile elde edilen içinde lösit kristalleri barındıran, camsı bir matris olup tümüyle cam faza geçmemiş seramik türüdür. Diğer bir deyimle, materyal temel olarak camdan oluşmaktadır. Camlar yüzeyde oluşan mikro çatlaklara hassastırlar. Bu durum dental seramiklerin kullanımı için önemli bir dezavantajdır (15,17,42). Yapım aşamasındaki oluşan mikro çatlak ve porozite gibi teknik kusurlar, uygun olmayan termal genişleme katsayıları, porselen restorasyonunun mekanik yönden başarısızlık nedenleridir (43). Bu yüzden dental seramiklerin ağız içi mekanik özellikleri değerlendirilirken restorasyonun yapım aşamalarındaki işlemler de göz önüne alınmalıdır.

Seramik malzeme hamur halindeyken fırında pişirilerek, verilmiş olan formun kalıcı hale gelmesi sağlanır. Dental seramikler fırınlama ve sinterizasyon aşamasında 3 evre geçirirler. Bunlardan ilki, *düşük bisküvi* pişmesidir, bu aşamada yapının bileşenlerinin kaynaşmaya başlaması söz konusudur ve malzeme bu aşamada poröz yapıdadır. Ortam sıcaklığının daha da yükselmesiyle *orta bisküvi* pişmesi aşaması başlar. Bu evrede sinterizasyon tam anlamıyla olur. Buna bağlı olarak seramikte hacimsel büzölmeler görülür, malzeme hala poröz yapıdadır. Sıcaklığın artmasıyla

*yüksek bisküvi* pişmesi aşamasına geçilir. Bu evrede malzemenin sinterizasyonu tamamlanır, malzeme kütleli bütünlüğe erişir ve yüzeydeki tüm poröz yapıların doldurulmasıyla malzemenin yüzeyinde parlak ve kaygan bir katman oluşur; buna *doğal glazür* adı verilir (17,42). Fırında pişirilmiş malzemenin oda sıcaklığına kadar soğutulması sırasında, malzemede oluşan hacimsel büzölmeler nedeniyle seramiğin yüzeyinde mikro çatlaklar oluşur. Bu mikro çatlaklar ilk tanımlayan araştırmacının anısına “*Griffity yarıkları*” olarak da bilinir. Gerek seramiğin hazırlanması ve modelajı sırasındaki eksiklikler, gerekse fırında pişirme ve soğuma sırasında oluşan hatalar nedeniyle bu mikro çatlakların daha da derin katmanlara doğru yayılması söz konusu olabilir. Bu mikro çatlaklar ile malzemenin mekanik dayanımı arasında doğrudan ilişki olduğu bilinmektedir (4,44). Hem yüzeysel hem de internal çatlaklar seramik materyaline kırılma özelliği kazandırır. Bu mikro çatlakların sayısı, derinliği, genişliği hatta doğrultusu bile malzemenin mekanik dayanıklılığı üzerinde etkin rol oynar (4,8,42,44).

Porselen materyali, dayanıklılık, estetik ve düşük bakteriyel plak tutulumu gibi yapısal olarak birçok üstün özelliklere sahiptir (2,8). Bu özellikler için gerekli pürüzsüz yüzeyler sağlamak amacıyla, dental seramik yüzeyine farklı bitirme işlemleri uygulanmaktadır. Fırınlanmış seramik restorasyonlara pürüzsüz bir yüzey kazandırmak ve son şeklini vermek amacıyla çeşitli yontucu ve aşındırıcı sistemlerle şekillendirme işlemleri yapılır. Bu aşamada mikro çatlakların sayısı, derinlikleri, genişlik ve doğrultularında farklılık oluşabilir. Bu tesviye işlemleri genel olarak mikro çatlakları olumsuz etkiler. Ayrıca tesviye işlemleri sırasında yeni çizikler ve çatlaklar da oluşabilir (45). Mikro çatlakların olumsuz yönde etkilenmesi seramik malzemenin mekanik özelliğini de olumsuz etkiler. Bu durumda, mekanik açıdan zayıflayan yüzey seramiği metal alt yapı ile desteklense bile restorasyonun ağız ortamında uzun süreli kullanımı mümkün olmaz (44,46).

## 2.5. DENTAL SERAMIĞİ KUVVETLENDİRME YÖNTEMLERİ

Seramik restorasyonlar, günümüzde estetik üstünlükleri ve üstün hijyenik özellikleriyle sıklıkla tercih edilse de düşük gerilme direnci nedeniyle kırılabilir bir yapıya sahiptir. Çiğneme esnasında oluşacak makaslama ve çekme kuvvetlerine karşı direncini zamanla kaybedebilir (17,42). Bu nedenle seramik yapının güçlendirilmesine gereksinim duyulmuştur.

### 2.5.1. Metal Bir Alt Yapı ile Güçlendirme

İlk olarak Weinstein, 1962 yılında seramik materyalinin metal ile desteklendiği restorasyon sistemini geliştirmiştir. Seramik materyaller, metal alaşımların dışındaki oksit tabakasına bağlanıp dayanıklı restorasyonlar elde edilmektedir (17). Dental seramiğin baskı kuvvetine karşı olan direnci, gerilme kuvvetine olan direncinden daha fazladır. Dental seramiği desteklemek, gerilim, makaslama ve sıkışma kuvvetlerine karşı direncini arttırmak için genellikle metal alt yapı kullanılmıştır (47). Metal bir alt yapı ile desteklenen seramikte çatlamlar ancak alttaki bu güçlü yapı deforme olursa ilerler. Ayrıca kronun iç yüzeylerinde gelişen çatlaklar metal alt yapının desteği ile önlenir (48). Ancak bu sistemde porcelene uygun ısıl genişleme katsayısına sahip metal alt yapı kullanmak önemlidir. Alt yapı materyalinin ısıl genişleme katsayısı porcelenden yüksek olmalıdır. Bu farklılık sayesinde, fırınlama sıcaklığından oda sıcaklığına geçiş olurken metal alt yapı daha fazla büzülerek porseleni baskı altında tutar ve porselene ilave dayanıklılık sağlar (2).

### 2.5.2. Termal Güçlendirme

Camlar erime sıcaklığına ulaştıktan sonra yavaş yavaş soğutulursa cam içinde oluşan gerilim kuvvetleri serbest kalır. Ancak erime sıcaklığına ulaştıktan sonra birden soğutulursa yumuşak haldeki içyapı sertleşmiş bir yüzey tabakasına dönüşür. Yapı içinde oluşan gerilimler yapı içine hapsolür. Örneğin, eritilmiş yüzeye soğuk hava püskürtme ile tüm yapı eşit olarak

büzülür ve büzülme sonucu oluşan gerilimler dışarıdan gelecek kuvvetlere karşı direnç oluşturur. Termal güçlendirme bu ilkeye dayanmaktadır (17,49,50).

Fırınlama sayısının azaltılması da termal olarak seramiklerin güçlendirilmesine dâhil edilebilir. Fırınlama işlemi porselen yapıdaki partiküllerin eriyerek birbirleriyle kaynaşmasını, böylece düzgün bir yüzey oluşmasını sağlayan bir işlemdir. Bu işlem yapı içinde lösit kristal oluşumunu da sağlar ve lösit kristal konsantrasyonunu artırır. Bu kristallerin oluşması ısıl genişleme katsayısında farklılaşmaya yol açabilir ve metal alt yapı ile bağlantıya zarar verebilir; böylece kırılmalara, kopmalara yol açabilir. Dolayısıyla yapının güçlü kalabilmesi için fırınlama işlemi sayıları azaltılabilir (2,51-53).

### **2.5.3. Kontrollü Kristalizasyon Yolu ile Güçlendirme**

Normal koşullarda camlar belli bir sıcaklığa kadar ısıtılıp soğutulduklarında kristalize olmazlar. Bu yöntemde seramik yapı, ilk yumuşama sıcaklığına kadar ısıtılır. Isı uygulanması sırasında, iç kristaller oluşmaya başlar ve büyürler, çekirdeklenme (nükleasyon) ile eşit olarak dağılan küçük kristaller oluşur. Sıcaklığın artırılmasıyla kristalizasyon artar. Kristallerin sayısı ve büyüklüğü, ısı derecesi ve uygulama süresiyle ayarlanır. Estetik olumsuzlukları nedeniyle çok tercih edilen bir yöntem değildir (48,54).

### **2.5.4. Restorasyonun Optimum Tasarımı ile Gerilim Streslerinin Azaltılması**

Seramik restorasyonlar tasarlanırken, seramiğin düşük gerilme direnciyle ilgili zayıflığı, kırılabilirliği ve onların çatlak oluşumuna duyarlılığı ile başa çıkacak şekilde planlanması gerekir. Düşünülen tasarım, seramiği yüksek gerilime maruz bırakmamalıdır. Keskin açılı ve belirgin kalınlık değişikliği olan restorasyonlardan kaçınılmalıdır (2,55,56). Köprü protezlerinde gerilim streslerini azaltmanın yolu, streslerin yoğunlaştığı

konnektör bölgelerini, dişeti sağlığına zarar vermeyecek şekilde ve uygun kalınlıkta tasarlamaktır (2,57).

### 2.5.5. İyon Değişimi

Seramik restorasyonların başarısızlığı, genelde yüzeydeki mikro çatlakların gerilim kuvvetinin etkisiyle daha büyümesi ve derinleşmesiyle oluşur (58). Bu güçlendirme yöntemi de yüzeydeki çatlakların ilerlemesini engellemek amacıyla düşük ısıda seramik yüzeyinde kompressif bir tabaka oluşturmayı amaçlar. Yüzeyde oluşturulması amaçlanan kompressif tabaka, cam matriks içindeki bazı iyonlar daha büyük iyonlarla yer değiştirilerek elde edilir. Dental seramikler camsı geçiş sıcaklığının altında erimiş potasyum nitrat tuz banyosuna daldırılır ve dental seramikte bulunan yüzeydeki  $\text{Na}^+$  iyonları, tuz banyosunda bulunan  $\text{K}^+$  iyonlarıyla yer değiştirirler. Sodyumdan daha büyük olan potasyum iyonları silikat ağını sıkıştırarak kompresyonu gerçekleştirir (7,49). Buna karşın iyon değişimi yöntemiyle güçlendirilmiş yüzey yeterince derin değildir ve 100  $\mu\text{m}$  derinliğinde bir aşınma ile dayanıklılık başlangıçtaki seviyeye döner (2,49).

### 2.5.6. Kristallerin Cam Faz İçinde Dağılımı

Cam faz içeren dental seramikler, lösit, lityum disilikat, alümina, magnezya-aluminaspinel, zirkonya gibi kristal içeriğinin artırılmasıyla güçlendirilebilir (2). Kristal materyaller camsı faza katıldığında, güçlü bir cam-kristal birleşimi olur, camın dayanıklılığı ve kırılma direnci artar. Çatlak, camsı yapıda ilerlediği kadar kristal partiküllerinden rahat geçip, ilerleyemez. Diğer bir deyimle, kristal partiküller, içyapıda oluşabilecek çatlakların ilerlemesini engeller ve dayanıklı bir yapı oluşmasını sağlar (2,30,59). Dayanıklılık, kristalin tipine, boyutuna, hacmine, partiküller arası boşluklara ve ısı genişleme katsayısına bağlı olarak değişmektedir (59).

### 2.5.7. Dönüşüm Doygunluğu

*Doygunluk*, çatlak ilerlemesi sırasında absorbe edilen enerjinin ölçüsü olarak tanımlanır (60). Dönüşüm doygunluğu ise bir malzemede var olan çatlakları ilerleten itici gücü azaltan ve gerilmenin neden olduğu bir faz dönüşümü esasına dayanan bir olgudur (61). Dönüşüm doygunluğu yöntemiyle güçlendirmede en çok lösit ve zirkonyum kullanılmaktadır. Yöntemin temelinde seramik materyalde ısı değişimleri rol oynar. Isısal değişimlerle kristal fazdaki lösit veya zirkonyumun, camsı matrikste hacmi artar ve yapı içinde baskı stresleri oluşturur. Bu baskı stresleri bir yandan çatlak ilerlemesini durdurucu etki yaparken, öte yandan çatlak tepesindeki gerilim streslerini azaltırlar (2,13).

### 2.5.8. Bor Bileşikleri İlavesi ile Güçlendirme

Bor, periyodik tabloda B simgesiyle gösterilen, atom numarası 5, atom ağırlığı 10,81, yoğunluğu 2,84 gr/cm<sup>3</sup>, ergime noktası 2200 °C ve kaynama noktası 2250 °C olan, siyah renkte, metalle ametal arası yarı iletken özelliklere sahip bir elementtir. Genellikle doğada tek başına değil, başka elementlerle bileşikler halinde bulunur. Tabiatta yaklaşık 230 çeşit bor minerali vardır. Oksijenle bağ yapmaya yatkın olması sebebiyle pek çok değişik bor-oksijen bileşimi bulunmaktadır. Bor-oksijen bileşimlerinin genel adı borattır.

Çeşitli metal veya ametal elementlerle yaptığı bileşiklerin gösterdiği değişik özellikler, endüstride pek çok çeşit bor bileşiğinin kullanılmasına olanak sağlamaktadır. Bor madenlerinin değeri genellikle içindeki B<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (bor oksit) ile ölçülmekte, yüksek oranda B<sub>2</sub>O<sub>3</sub> bileşiğine sahip olanlar daha değerli kabul edilmektedir. Bor madenleri, topraktan çıkarıldıktan (tüvanan cevher) sonra kırma, eleme, yıkama ve öğütme işlemlerini müteakip, ilgili sanayilerin kullanımına hazır hale getirilmektedir (62).

Bor, karbon ve silisyum elementlerine benzerliği en fazla olan ve oksijene karşı afinitesi çok yüksek olan bir elementtir. Elmaştan sonra en sert elementtir. Bor elmaştan sonra ametaller arasında elektropozitifliği en yüksek

olan elementtir. Kolay elektron kaybına uğramaz dolayısıyla iyon haline geçmez. Bu yüzden, bor kovalent bağ yapar ve silika gibi metal olmayan bileşiklerle benzerlik gösterir.  $\text{SiO}_2$  ve  $\text{B}_2\text{O}_3$  asidik karakterde olup eriyiklerinde, metal oksitler kolayca çözünür, boratları ve silikatları oluştururlar (63,64).

Bor madeninin önemli kullanım alanları bulunmaktadır. İnşaat ve çimento sektöründe mukavemet artırıcı ve yalıtım amaçlı olarak kullanılır. Cam elyaf ve ısıya dayanıklı cam sektöründe hafifliği, fiyatının düşüklüğü, gerilmeye olan direnci ve kimyasal etkilere dayanıklılığını arttırması nedeniyle kullanılmaktadır. Deterjan sanayisinde, kozmetik sektöründe, tarımda gübre olarak kullanımda (mikro besleyici olarak), seramik sektörü, silah ve uzay fırlatma sistemlerinde, ulaştırma sektöründe ve yakıt uygulamalarında bor oldukça yaygın kullanım alanına sahiptir (65). Ayrıca seramik karo kaplama, süs ve sofrta malzemeleri üretiminde sıranın ana hammaddesi için bor ürünleri önemli bir unsurdur.

Seramik sırlarının ana hammaddesinde kullanılan bor mineralleri (kolemanit, üleksit-tinkal) ve ürünleri (boraks, borik asit), fluks ve bağlayıcılık özellikleriyle sıranın camsı görünümünü geliştirdiği gibi, yüzeyde oluşacak çatlama ve kavrama gibi yüzey hatalarına mani olur (5). Ayrıca bor oksitler, seramik hamurunun yüzey gerilimini ve ısı genleşme katsayısını düşürürler. Seramik yapının mekanik dayanımını ve çizilme direncini arttırırlar, kimyasallara karşı direnç sağlarlar (6). Alümina seramiklere boron nitrit nanotüp ilavesinin yapının mekanik özelliklerini arttırdığı belirtilmiştir (66).

Tek fırınlama ile oluşturulan seramik yapılarda karşılaşılan en önemli sorun termal şok ve boyut değişimidir. Hızlı ısıtma ve soğutma sonucunda oluşan bu sorunlar, yavaş pişirme ile önlenabilir. Ancak yavaş fırınlama işlemi maliyet artmasına neden olmaktadır. Seramik yapıya eklenen bor fosfatın sıcaklık düşürücü etkisinin yanında, boyut değişimi davranışlarını da düzenlediği, termal şoklara dayanıklılığı arttırdığı, elektriksel ve mekanik özellikleri arttırdığı ifade edilmekte ve bu yöndeki çalışmalar sürmektedir (67).

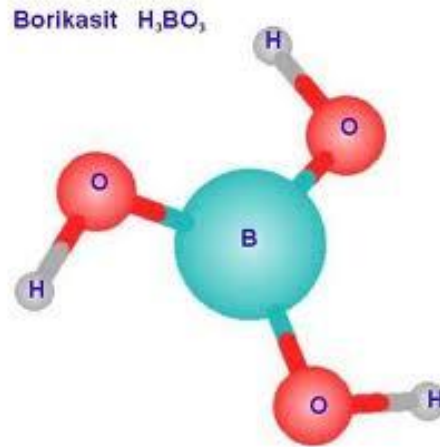


Bor oksit ve lityum oksitin, düşük ısıli dental porselene ilavesinin termal özelliklere ve kimyasal çözünebilirliğe etkisini araştıran bir çalışmada bor ilavesi ile dental porselenin sinterleme sıcaklığında bir değişimin olmadığı bildirilmiştir (68).

Seramiklerin dayanımını arttırmak, sinterleme sıcaklığını azaltmak amaçlı olarak iyi ergitici özelliği olan boraks ve önemli boratlardan biri olan, ergitici ve bağlayıcı olarak borik asit ilave edilebildiği bilinmektedir (69).

### **2.5.8.1. Borik Asit**

Borun bileşikleri içerisinde en yaygın kullanılanı borik asittir ( $H_3BO_3$ ). Borik asitte, oksijenler bir eşkenar üçgenin köşelerinde, bor atomu ise üçgenin köşegenlerinin kesişim noktasında bulunur. Borik asit katı haldeyken bu eşkenar üçgen şekilli moleküller, hidrojen köprüleriyle birbirine sıkıca bağlıdırlar (Şekil 2.7). Borik asit, beyaz bir katıdır. Molekül ağırlığı 61.83 g/mol, yoğunluğu  $2.6 \text{ g/cm}^3$ , erime noktası  $300-400 \text{ }^\circ\text{C}$ , kaynama noktası  $1860 \text{ }^\circ\text{C}$ 'dir (70). Borik asit, seramik sektöründe yaygın olarak kullanılan ergitici özellikte inorganik bir bağlayıcıdır (71). Seramik yapılara borik asit ilavesinin, sinterleme esnasında camsı faz oluşumunda ve camsı fazın viskozitesinin düşmesi üzerinde etkin olduğu bildirilmiştir (72). Önceki bir çalışmada borat ve benzeri bor içeren çeşitli hammadde ilavelerinin yer karolarında porözite miktarını azalttığı belirlenmiştir (71). Borik asit, cam, porselen, eşya sanayinde yaygın kullanım alanına sahiptir. Isıya karşı dayanıklılık, yüzey sertliği ve dayanıklılık gibi özelliklerin istenildiği özel camların üretiminde borik asit ve boraks kullanılmaktadır (73).



**Şekil 2.7.**Borik asidin ağ yapısı

### 2.5.8.2. Boraks ( $Na_2B_4O_7$ )

Boraks, borik asitten sonra en çok üretilen rafine ürün olup, beyaz kokusuz kristalin bir katıdır. Özgül ağırlığı 1,73 olup ergime sıcaklığı  $742\text{ }^{\circ}\text{C}$  ve buharlaşma sıcaklığı  $1545\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'dir (74,75). Tabiatta genellikle renksiz ve saydam olarak bulunur. Ancak, içindeki bazı maddeler nedeniyle pembe, sarımsı ve gri renklerde de bulunabilir (64). En önemli özelliği suda kolaylıkla çözünmesidir (76).

Boraks, sır bileşiminde kuvvetli bir ergitici olarak kullanılır. Viskoziteyi ve yüzey gerilimini düşürerek çizilmeye, çatlaklara ve yüzey lekelenmelerine karşı direnç oluşturur (77). Boraks, borik asit gibi ısıya dayanıklı olduğundan ısıya dayanıklı malzeme yapımında kullanılır (75). Cam, seramik, emaye ve ısıya dayanıklı cam sanayisinde yardımcı madde olarak da kullanılmaktadır. Borosilikat camlarda, camın genleşme katsayısını azaltır, ısıya dayanıklılığını artırır. Ayrıca camın parlaklığını, çizilmeye, aside dayanma direncini artırır ve erimesini kolaylaştırır (75).

## 2.6. MATERYALLERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİ

Diş hekimliğindeki diğer materyaller gibi porselenlerin de belirli bir dayanıma sahip olmaları gerekir. Örneğin ısırma kuvvetleri etkisiyle kırılmamalı, yük altında şekillerini koruyabilmelidirler. Bunun için seramik materyalde fırınlama sırasında, sonrasında oda sıcaklığına soğuma sırasında

ve tesviye işlemleri sırasında oluşacak çatlaklar çok önemlidir ve kırılma ile doğrudan bağlantılıdır. Bu tip özellikler çeşitli testler aracılığıyla tespit edilir. Bu verilerin elde edilmesi için kullanılacak deney tiplerini ele almadan önce, materyallerin mekanik özellikleriyle ilgili terimleri açıklamak gerekir.

### **2.6.1. Gerilim (Stress)**

Bir materyal kütle veya örneğine dıştan bir kuvvet uygulandığı zaman, materyal içinde uygulanan kuvvete zıt yönde bir tepki kuvveti oluşur. Oluşan bu zıt yönlü kuvvete *gerilim* denir. Uygulanan dış kuvvete ise *yük* adı verilir. Gerilim birim alana uygulanan kuvvet ile ölçülür. Gerilimin birimi paskaldır (Pa) (8,16,78).

Bir cisme uygulanan kuvvetin yönüne göre 5 çeşit gerilim meydana gelir:

#### **2.6.1.1. Çekme Gerilimi (Tensile Stress)**

Bir cismi germek veya uzatmak için uygulanan kuvvetin neden olduğu deformasyona karşı oluşan dirençtir. Birbirine zıt yönlü kuvvetlerin aynı doğru üzerinde uygulanmasıyla oluşur ve bu kuvvetin neden olduğu değişiklik ise maddenin uzamasıdır (Şekil 2.8 A) (8,16,78).

#### **2.6.1.2. Baskı Gerilimi (Compressive Stress)**

Bir cismi sıkıştırmak veya kısaltmak için uygulanan kuvvetin neden olduğu deformasyona karşı oluşan dirençtir. Baskı gerilimi, aynı doğru üzerinde birbirine doğru uygulanan iki kuvvet etkisiyle oluşur (Şekil 2.8 B) Maddede bu kuvvet sonucu değişim olarak kısalma olur (8,16,78).

#### **2.6.1.3. Makaslama Gerilimi (Shear Stress)**

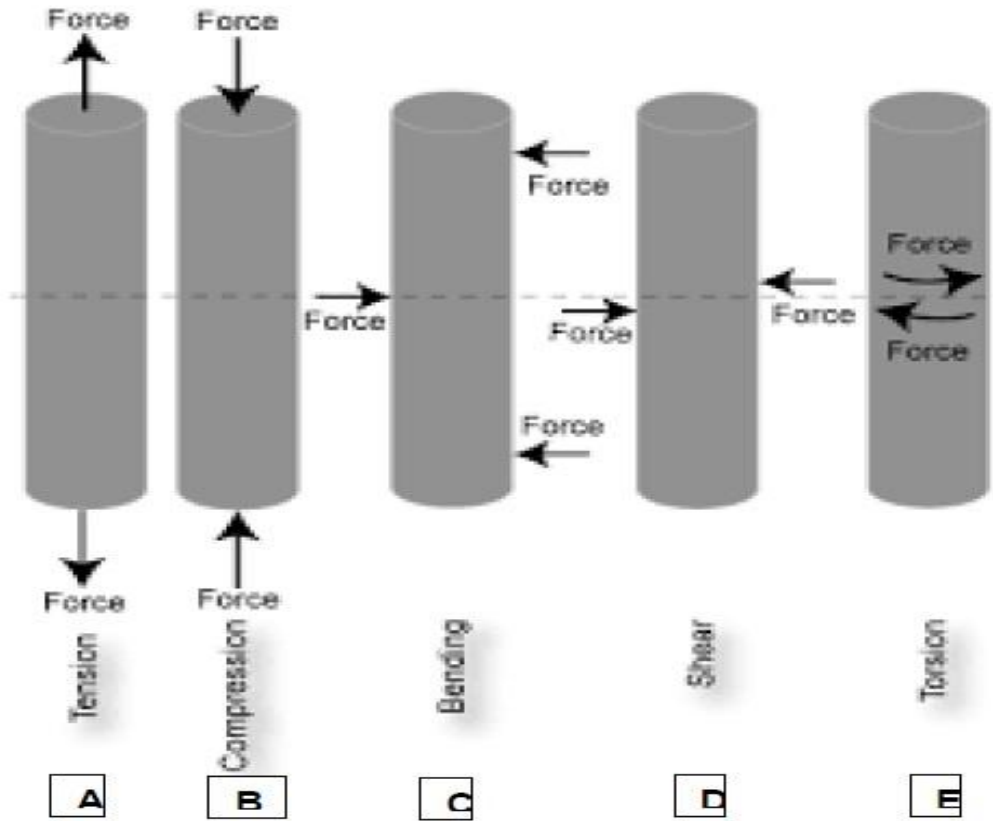
Bir kütleyi diğerinin üzerinde kaydırmaya karşı çıkan gerilime makaslama veya kayma gerilimi denir. Aynı doğru üzerinde olmayan ama aynı düzlemde, birbirine paralel ve birbirlerine doğru yönde kuvvetler tarafından oluşturulur (Şekil 2.8 D) (8,11,16,78).

#### 2.6.1.4. Burulma Gerilimi (Torsion Stress)

Bir kütlede çevirme hareketi sonucunda oluşan gerilime burulma gerilimi denir. Kuvvetler cismin dışında, dönme eksenine dik ve ters yönlü ise burulma gerilimi doğar (Şekil 2.8 E) (27).

#### 2.6.1.5. Eğilme Gerilimi (Bending Stress)

Bir kütlede bükme kuvveti sonucunda oluşan gerilimdir (Şekil2.8 C) (27).



**Şekil 2.8.** Gerilim tipleri

A)Çekme B)Baskı C)Eğilme D)Makaslama E)Burulma

#### 2.6.2. Gerilme (Strain)

Cisme uygulanan dış kuvvet karşısında cismin birim boyutunda oluşan boyutsal değişimdir. Yani, uygulanan kuvvetin (gerilim) etkisi ile meydana

gelen boyutsal değişimin başlangıç boyuna oranıdır ve birimi yoktur. Uygulanan kuvvet, yani gerilim, cisimde bir deformasyon oluşturur. Eğer kuvvet ortadan kalktığında cisim eski haline geri dönüyorsa buna elastik deformasyon; uygulanan kuvvet kalktığında cisim eski haline dönmüyorsa cismin boyutu kalıcı değişmiştir ve buna plastik deformasyon denir (2,8,11,18).

Gerilme ile gerilim genellikle karıştırılan terimlerdir. Aslında birbirinden tamamen farklı nicelikler olup gerilim kuvveti ifade ederken, gerilme kuvvet değil kuvvet sonucu oluşan deformasyonun, başlangıç boyuna oranının ifadesidir (18).

### **2.6.3. Dayanıklılık (Strength)**

Bir yapıyı kırmak için gerekli olan maksimum kuvvettir. Baskın gerilim tipine göre çekme dayanıklılığı, basma dayanıklılığı, makaslama dayanıklılığı olarak üç tipi vardır. Mekanik dayanıklılık materyallerin performansını ve klinik başarısını tespit etmekte kullanılan önemli bir parametredir (2,79).

### **2.6.4. Elastik Limit**

Bir malzemeye uygulanan kuvvetler ortadan kalktığında tekrar orijinal boyutuna döndüğü en yüksek gerilime elastik sınır denir (11). Yani, materyalde kalıcı deformasyon oluşmaksızın etki edebilecek maksimum gerilim miktarıdır (27).

### **2.6.5. Orantı Limiti (Proportional Limit)**

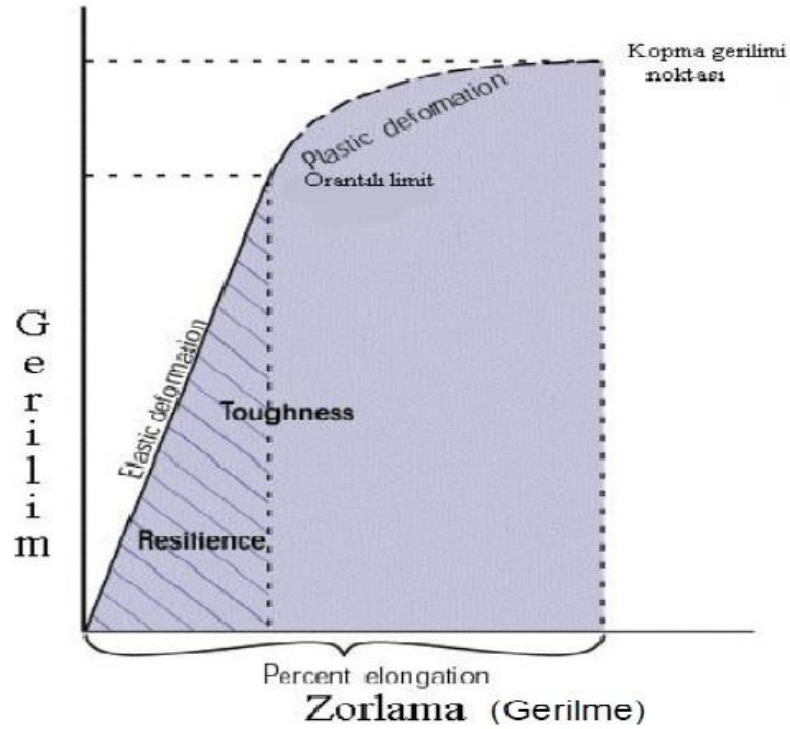
Gerilim-gerilme eğrisinde, gerilim ve gerilmenin doğru orantılı olduğu en yüksek gerilim değeridir. Malzemeye yavaş yavaş artacak şekilde uygulanan yükler dikey eksene, buna karşı malzemede oluşan gerilme ise yatay eksene yerleştirildiğinde, grafik başlangıçta doğrusal olarak ilerlerken bir noktada eğri çizmeye başlar. Bu nokta *Orantı Limitini* gösterir (Şekil 2.9) (11).

### 2.6.6. Akma Noktası Dayanımı (Yield Strength)

Gerilim-gerinim eğrisinde gerilimdeki artışla orantısız olarak gerilmeye hızlı bir artış görülen noktadır. Bu noktadan sonra meydana gelen deformasyon plastik karakterdedir. Plastik deformasyonun başladığı nokta akma dayanımı olarak adlandırılır. Orantı limiti, elastik limit ve akma noktası ayrı ayrı tanımlanmış olsa da bu parametreler materyalin kalıcı deformasyona uğramaksızın dayanabildiği gerilimi ifade eder (78).

### 2.6.7. Elastiklik Modulusu

Elastiklik modulusu, elastik deformasyon sınırları içinde gerilimin (stres) gerilmeye (strain) oranıdır. Diğer bir ifadeyle, elastikiyet modülü stres-strain grafiğinin eğimine denk gelir. Materyalin rijiditesinin bir ölçüsüdür. Aynı büyüklükte kuvvete maruz kalan iki materyalden elastiklik modulusu yüksek olan daha az deforme olur (16,78).



Şekil 2.9. Gerilim-Gerilme Grafisi

### 2.6.8. Poisson's Oranı

Bir cisme çekme gerilimi uygulandığı zaman, cismin uzunluğu artarken kalınlığında azalma olur. Cismin uzunluğunun artmasına aksiyel gerilme denirken, kalınlığının azalmasına lateral gerilme denir. İşte materyalin lateral gerilme miktarının, aksiyel gerilme miktarına oranına *Poisson's Oranı* denir (2).

### 2.6.9. Kırılma Tokluğu (Fracture Toughness)

Seramik gibi kırılğan materyallerde kırılma olayı, bir çatlaktan veya kimyasal, mekanik, termal işlemler sırasında oluşabilecek defektlerden başlar ve genellikle bu çatlak ya da defekt bölgeleri stresin yoğunlaştığı bölgeler gibi davranırlar. Daha önce var olan çatlaklar veya sonradan oluşabilecek çatlaklar stres varlığında daha büyük ve geniş çatlakların oluşmasına neden olabilir. Çatlakların genişlemesi materyalde katastrofik başarısızlığa neden olur (80).

Kırılma tokluğu, kırılğan malzemenin çatlak oluşumuna ve gerilim altında çatlakların yıkıcı ilerleyişine gösterdiği mekanik dirençtir (81). Kırılmanın karakteri, uygulanan kuvvete, ortamın sıcaklığına ve deformasyon hızına bağlı olarak malzemeler arasında farklılık gösterir (27).

Kırılma mekaniği materyalin çatlak ve çizik varlığındaki davranışını belirler. Seramik malzemede laboratuvar işlemleri sırasında oluşabilecek çatlaklar, yapıyı zayıflatarak ani kırılmalara neden olur. Kırılma mekaniği bu tarz başarısızlıkların analiz edilmesine de olanak sağlar (27,44).

### 2.6.10. Sertlik (Hardness)

Materyalin plastik deformasyona ve penetrasyona karşı direncinin ifadesidir. Ayrıca materyalin aşınmaya ve abrazyona direnci olarak da tanımlanabilir (2). Deneysel olarak sertlik materyal üzerinde çentik oluşturmaya karşı direnci olarak ölçülür (16, 27). Genelde Vickers veya Knoop yöntemiyle ölçülür. Ayrıca Barcol, Brinell, Wallace, Rockwell ve Martens yöntemleri de vardır (2).

## 2.7. MEKANİK TESTLER

### 2.7.1. Eğme Testleri

Yapılan çalışmalarda, araştırmacıların kullandıkları mekanik testler yardımıyla dental materyallerin yapısal özelliklerini incelenmektedir. Basma, makaslama ve çekme gerilimlerinin aynı anda olduğu eğme testleri materyallerin dayanıklılıkları hakkında tekrarlanabilen güvenilir sonuçlar verir. Böylece materyallerin dayanıklılıkları kolaylıkla kıyaslanabilmektedir (27). Diğer dental materyallerde olduğu gibi dental seramiklerin de yapımı sırasındaki ısısal ve mekanik işlemler sırasında oluşan mikro çatlaklar ve defektler dental seramiklerin dayanıklılığını ciddi anlamda etkileyebilmektedir (44). Genelde materyallerin esneme dirençleri farklı eğme testleriyle ölçülebilmektedir. Bunlar:

1. Tek eksenli eğme testleri
  - a) 3 nokta eğme testi (Three Point Bending)
  - b) 4 nokta eğme testi (Four Point Bending)
2. İki eksenli eğme testleri
  - a) Halka üzerinde halka (Ring on Ring)
  - b) Halka üzerinde top (Ball on Ring)
  - c) Üç top üzerinde piston (Piston on Three Ball)

ISO 6872 standardı dental seramiklerin esneme direncini (eğme dayanımını) ölçmek için üç nokta eğme testi ile iki eksenli eğme testlerinden üç top üzerinde piston testini önermiştir (82).

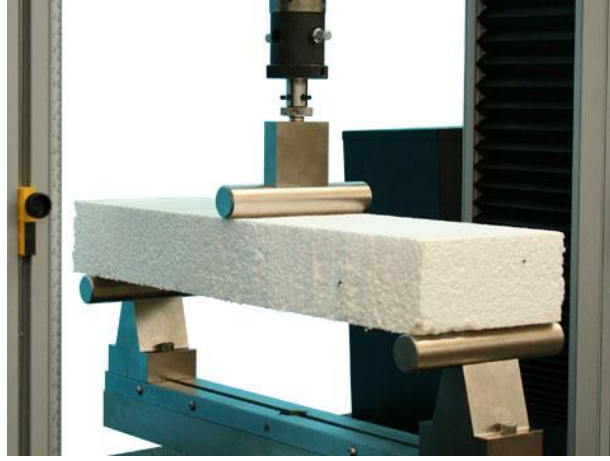
#### 2.7.1.1. Tek Eksenli Eğme Testleri

Üç nokta ve dört nokta eğme testlerini kapsamaktadır. Uluslararası Standartlar Organizasyonu (ISO 6872) ve Amerikan Diş hekimleri Birliği (ADA) üç nokta eğme testinin dental seramiklerin dayanıklılıklarının değerlendirilmesi için uygun bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir (82,83).

Bu test yönteminde dikdörtgen şeklindeki örnekler ISO 6872 standartlarına göre 2x4x25 mm boyutlarında hazırlanmaktadır (82). Test



yapımı için hazırlanan düzende örnekler, aralarında 20 mm olan dairesel çelik barların merkezinde olacak şekilde yerleştirilir. Daha sonra dairesel bir çelik bar ile tam merkezden örnekler dik olacak şekilde kuvvet uygulanır (Şekil 2.10) (84).



**Şekil 2.10.**Üç Nokta Eğme Testi (84)

Kırılmaya neden olan kuvvet miktarı Newton biriminden ISO standartlarına göre aşağıdaki formül kullanılarak MPa birimine çevrilir (82).

$$\text{Esneleme Direnci (MPa)} = 3LF/2WT^2$$

Eşitlikte L, destekler arası mesafe (mm); F, uygulanan kuvvet (F); W, örnek genişliği (mm) ve T, örneğin kalınlığı (mm) dir.

Tek eksenli eğme testleri, örnekler hazırlanırken oluşan yüzeysel çukurlara, örnek kenarlarında ve örnek yüzeyinde oluşan çatlaklara karşı hassastır ve bunlar sonuçları önemli ölçüde etkilemektedir (83,85,86). Ayrıca test örneklerinin boyutları ve hacimlerinin dental restorasyonlardan oldukça farklı olması ve örnekler hazırlanırken porözite oluşumu riskinin daha fazla olması da bu yöntemin dezavantajlarından (87).

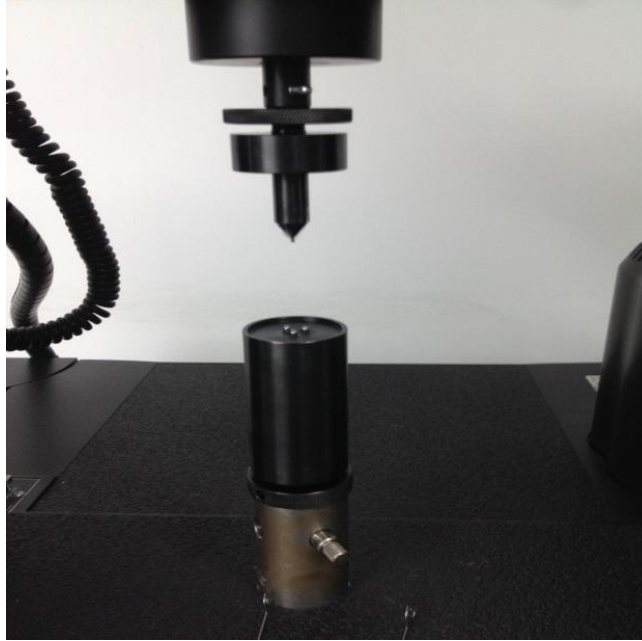
### 2.7.1.2. İki Eksenli Eğme Testleri

Bu testlerde, örnekler disk şeklinde olup, bir halka veya çember oluşturacak şekilde yerleştirilen toprak üzerine yerleştirilir. Altındaki halka veya

topların merkezini hedef alarak konumlandırılmış bir piston ile kuvvet uygulanır (82).

ISO 6872 seramik örneklerin biaksiyel esneme direncini ölçmek için üç top üzerinde piston testini önermiş ve açıklamıştır. Üç top üzeri piston yönteminde, piston başlığı hızı  $1\pm 0,5$  mm/dk ve uygulayabileceği yük 10N ile 1000N arasında olmalıdır (82).

Test düzeneğinde örnekleri, aralarında  $120^\circ$  açı olan ve 10 ile 20 mm çapında bir çember üzerine oturtulmuş 3 tane sertleştirilmiş çelik toplar desteklemektedir. Destek olarak kullanılan çelik topların çapı 2,5 ile 6,5 mm arasında olmalıdır. Piston başı ise çapı  $(1,4 \pm 0,2)$  mm olan bir pin şeklinde olup örneklerin tam merkezinden kuvvet yüklemesini yapmaktadır (Şekil 2.11). Piston başının yüklemeyi yaptığı anda, kuvveti testi yapılacak örneğin üzerine eşit olarak dağıtabilmesi için ince ve yumuşak bir film tabakası piston başının temas edecek yüzeyine yapıştırılmalıdır (82,86).



**Şekil 2.11.**Üç top üzeri piston test yöntemi düzeneği

Bu test yönteminde örnekler disk şeklinde olup, kalınlığı  $1,2 \pm 0,2$  mm, çapı ise 12 mm ile 16 mm arasında olmalıdır. Biaksiyel esneme direncini hesaplamak için aşağıdaki formül kullanılır (82,86).

$$S = -0,238 7P (X-Y) / d^2$$

Bu eşitlikte S, maksimum esneme direnci (MPa); P, kırılmanın olduğu andaki kuvvet (N); d, örnek kalınlığı (mm);  $r_1$ , desteklerin çapı (mm);  $r_2$ , kuvvet uygulanan alanın çapı (mm);  $r_3$ , örneklerin çapı (mm) ise;

$$X = (1 + \nu) \ln (r_2/r_3)^2 + (1 - \nu) / 2 (r_2/r_3)^2 \text{ ve}$$

$$Y = 1 + \nu \left[ 1 + [\ln (r_1/r_3)^2] + (1 + \nu) (r_1/r_3)^2 \right] \text{dir.}$$

### 2.7.2. Kırılma Tokluğu Testleri

Katı bir cismin gerilmeler altında iki veya daha çok parçaya ayrılması, *kırılma* olarak adlandırılır. *Tokluk*, bir malzemenin kırılmadan önce soğurduğu enerjinin ölçüsüdür. Materyalin kırılmadan bir darbeye dayanması söz konusu olduğunda önem kazanan bir özelliğidir. Kırılma tokluğu, yük altında materyalin çatlak yayılmasına karşı direncinin sayı ile ifade edilmesidir. Kırılma tokluğu büyük olan materyaller çatlak yayılmasına karşı daha dirençli olup, sünektirler. Kırılma tokluğu küçük olan malzemeler daha kırılmandır (88).

Kırılma tokluğunu belirlemek için farklı yöntemler uygulanmaktadır. Fakat bu yöntemlerin çoğunda karmaşık şekilli örnekler ve karmaşık test düzenekleri kullanılması gerekmektedir. Büyük ve değişik şekilli örneklerin hazırlanmasındaki zorluklar nedeniyle Vickers indentasyonu ile kırılma tokluğu yöntemi geliştirilmiştir (89-91).

Bu testlerde yüzeye Vickers sertlik cihazı yardımıyla elmas uç batırılır. Bu işlem sertlik ölçüm testine benzer, fakat batırma bölgesinde çatlak oluşumu istenir. Bu test yöntemiyle kırılma olayı için önemli olan çatlak oluşumunun ve sertlik ölçümünün aynı anda incelenmesi olasıdır. Genellikle dental seramiklerin kırılma tokluğunu incelemek için kolay uygulanabilir olması nedeniyle kırma indentasyonu (Vickers indentasyonu) yöntemi kullanılır (81).

Kırma indentasyon test yönteminde, örneklere mikro sertlik cihazı yardımıyla 9,8 N veya 19,6 N kuvvet uygulanarak köşelerinde çatlak izleri oluşacak şekilde çentik açılır (81,91). Bu çentiklerin kabul edilebilmesi için, çatlaklar Vickers indentasyonunun köşelerinden çıkmalı, dallanma

yapmamalı ve çatlakların ortalaması köşegen uzunluğunun en az iki katı olmalıdır. Bu test yönteminde çatlak boyu taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile saptanmaktadır (81,86). Kırılma tokluğu değeri ise Anstis ve ark.nın (92) önerdiği şu formül ile hesaplanabilir:

$$K_{Ic}=0.016 (E/H)^{0.5} (P/c^{1.5})$$

Bu eşitlikte  $K_{Ic}$ , kırılma tokluğu değeri ( $\text{MPa}\cdot\text{m}^{0.5}$ ); E, Elastik modül; H, sertlik (VHN); P, uygulanan kuvvet (N); c, çatlak uzunluğunu (m) temsil eder.

## 2.8. YÜZEY ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

### 2.8.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

SEM analizi, yüzey topografisi, doldurucuların dağılımı ve bağlantıları gibi özelliklerin incelenmesinde etkili ve geniş kabul görmüş bir yöntemdir (93). SEM' de görüntü elde edilirken örnek üzerine elektron demeti gönderilir. Bu elektronlar örnekten yansır ve yansıyan sinyaller algılanıp, görüntü elde edilir.

SEM ile ışık mikroskobunun arasındaki esas farklılık; ışık mikroskobu görüntüyü büyütme için ışık yardımı alırken, SEM' in elektron ışın demetini kullanmasıdır. Yani, SEM elektronları kullanarak görüntü elde eden güçlü bir mikroskoptur. SEM tekniğinin kullanımı görüntülerde mükemmel alan derinliği sağlarken, morfolojiyi tanımak için de yardımcı olur (94).

SEM ile birlikte enerji dağılımlı X ışınları spektrometresi [Energy-Dispersive- X ray Spectrometer, (EDS)] kullanılarak numune üzerindeki parçacıkların kimyasal analizinin yapılması mümkündür. SEM ve EDS materyaller hakkında pratik ve kullanılabilir değerli bilgiler vermektedir (95).

Literatürdeki çalışmalarda seramik yapıda oluşan çatlakları incelemek için SEM analizinin kullanımının uygun olduğu bildirilmiştir (81,96).

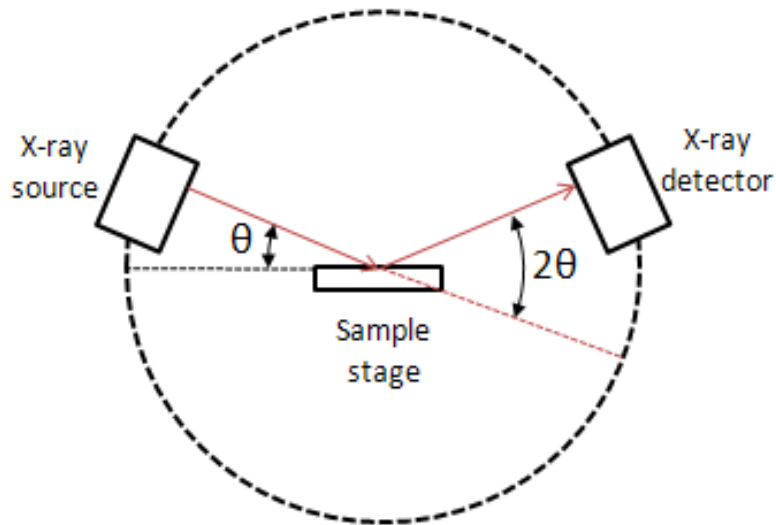
### 2.8.2. X Işını Kırınım Analizi (X-ray Diffraction, XRD)

XRD, X ışınları kullanılarak seramik ve metal gibi malzemelerin molekül şekillerini ve dizilim geometrilerini incelemek için kullanılan bir analiz yöntemidir. Bu yöntemde materyalin kristal yapısı, fiziksel ve kimyasal

işlemlerin kristal yapısı üzerindeki etkisi ve kristal boyutları incelenebilmektedir (97).

X-Işını kırınım yöntemi (XRD), her bir kristalin fazın kendine özgü atomik dizilimlerine bağlı olarak, yüksek enerji ve düşük dalga boyuna sahip X ışınlarını karakteristik bir düzen içerisinde farklı yönlere kırması esasına dayanır. Her bir kristalin faz için bu kırınım profilleri bir nevi parmak izi gibi o kristali tanımlar. Difraktometre, materyalde kırınım hangi açılarda ve ne kadar olduğunu belirleyerek kristal yapının geometrisi ve boyutu hakkında bilgi vermektedir. X ışını kırınım analiz metodu, analiz sırasında numuneyi tahrip etmez ve çok az miktardaki numunelerin dahi (sıvı, toz, kristal ve ince film halindeki) analizlerinin yapılmasını sağlar (98,99).

Difraktometrenin çalışma prensibi; X ışınları üreten tüpten çıkan X ışınları, örnek üzerine  $\theta$  açısı ile gelmekte ve örnekten  $2\theta$  açısıyla yansıyan X ışınlarının yoğunluğunu okuyan X ışın dedektörü tarafından okunmaktadır (Şekil 2.12) (97)



**Şekil 2.12.** XRD cihazının şematik görünümü (97)

Her madde kendine özgü kırınım şekli göstermektedir. Analizi yapılmakta olan materyal tek bir maddeden oluşuyorsa o maddeye ait ya da farklı madde karışımlarından oluşuyorsa bileşenlerinden birine ait kırınım şekli incelenmektedir (100).

XRD sonucunda pikler elde edilir. Elde edilen pikler, data havuzundaki daha önce yapılan analiz sonuçları ile karşılaştırarak faz hakkında bilgiler elde edilir. Bu aşamada incelenen malzemenin üretim bilgileri de önemlidir, çünkü bazı fazların pikleri birbiri ile çakışabilmektedir (101).

Bu çalışmanın amacı, bor bileşikleri olan boraks ve borik asitin feldspatik seramiğe ilave edilmesiyle, feldspatik seramikte oluşacak çatlak boylarını ve feldspatik seramiğin mekanik direncinde oluşacak farklılığı değerlendirmektir.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırma, İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İnönü Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Kimya Bölümü, İnönü Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Merkezi (İBTAM), Ortadoğu Teknik Üniversitesi Metalürji ve Malzeme Mühendisliği Fakültesi ve As Dental Çok Amaçlı Diş Protez Laboratuvarlarında gerçekleştirildi.

Bu çalışmada, feldspatik porselen içerisine değişik oranlarda boraks ve borik asit eklenerek çatlak boyu, sertlik değeri, esneme direnci ve kırılma tokluğu değeri değişimi incelendi. Test materyali olarak bir feldspatik porselen [Ceramco 3 (Dentsply Degudent GmbH, USA)] dentin tozu kullanıldı.

Ceramco 3, feldspatik porselen grubuna ait olup DIN EN ISO 6872 standardına göre Tip 1 dental seramiktir. Opaklaştırıcı ve renk pigmenti içeren inorganik cam tozudur. %80-95 sodyum potasyum alüminasilikat, %0-20 kalay oksit içerir. Kalay oksitin tahriş edici özelliği vardır. Ayrıca içeriğindeki tehlikeli maddeler, %5-17 gliserin, %0-31 dietilen glikol ve %0-17 bütillen glikoldür. Tek veya çok üyeli metal destekli porselen yapımında kullanılır. Gümüş içeren ve içermeyen konvansiyonel yüksek ısı seramik alaşımlarla kullanılabilir. Dentin fırınlama sıcaklığı 900-930°C'dir (102, 103). Fırınlama ısılarına göre yapılan sınıflandırılmada düşük ısı porselenleri grubuna girmektedir.

#### 3.1. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI

Bu çalışma öncesi, bir pilot çalışma ile literatürde bulunan bor bileşikleri ve karıştırma metotları değerlendirildi; bor bileşikleri olarak boraks,

bor nitrür, sodyum peroksoborat ve borik asit ve karıştırma metodu olarak, bu bileşikler feldspatik porselen tozuna ilave etmek için kolay ve pratik olduğu için havanda öğütürerek karıştırma metodu, literatürde çok sık şekilde yer alan ball milling metodu ve çözücü içerisinde manyetik karıştırıcı ile karıştırma metodları denendi. Bu bileşikler ve karıştırma metodları kullanılarak hazırlanan porselen tozları, fırınlanma işlemine tabi tutularak örnekler hazırlandı. Örnekler hazırlanırken, fırınlama işleminde ilk 4 dakika sıcaklık 650 °C olup, dakikada 50-70 °C sıcaklık artışıyla 4 dakikada 910 °C'ye ulaştı ve bu sıcaklıkta 2 dakika bekleyerek fırınlanma işlemi tamamlandı. Gözlemsel olarak incelendiğinde, 3 deneysel karıştırma yöntemiyle de elde edilen bor nitrür ilaveli örneklerin porselen yapıyı bozduğu, çok fazla poröz varlığı ve kireç görüntüsü oluşturduğu tespit edildi. Sodyum peroksoborat ilaveli örnekler incelendiğinde ise, 3 deneysel karıştırma metoduyla da hazırlanan örneklerin yüzeylerinde opak bir tabaka görüntüsü olduğu gözlemlendi.

En uygun ve kabul edilebilir sonuçlar borik asit ve boraks ilaveli örneklerden elde edildi. Karıştırma metodu olarak da çözücü içerisinde manyetik karıştırıcı ile karıştırma metoduyla elde edilen örnekler kabul edilebilir görüntü verdi. Dolayısıyla pilot çalışmanın ve literatür bilgilerinin ışığında, bu çalışmada kullanılmak üzere boraks ve borik asit bileşikleri ve çözücü içerisinde manyetik karıştırıcı ile karıştırma metodu kullanılmasına karar verildi.

Borik asit ve boraks bileşikleri, Ceramco 3 ticari dentin porselen tozunun ağırlık olarak %1, %2, %3'ü olacak şekilde hassas terazide tartıldı (AND GR 200, Tokyo, Japan) (Şekil 3.1) ve manyetik karıştırıcı (Heidolph MR Hei-Standart, Nuremberg, Germany) ile karıştırıldı (Şekil 3.2).

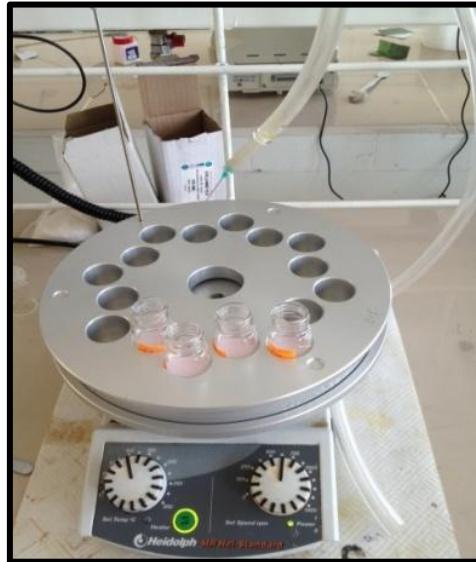
Belirlenmiş oranlarda alınan dentin porselen tozu ve bor bileşikleri etil alkol içerisinde dağıtıldı, ultrasonik banyoda yarım saat sonifikasyon yapılarak homojonize edildi ve manyetik karıştırıcı ile 4 saat karıştırıldı. Alkol buharlaştırılarak uzaklaştırıldı ve örnekler vakum etüvünde 24 saat kurutuldu. Karışımdaki bileşenlerin dağılımının homojen olup olmadığı SEM-EDX



analizleri yapılarak kontrol edildi. Karışımın homojen olduğu görüldükten sonra diğer aşamalara geçildi.



**Şekil 3.1.** Hassas terazi.



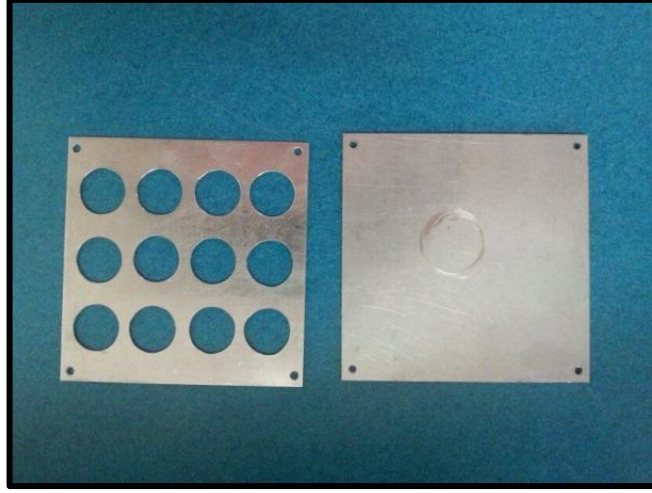
**Şekil 3.2.** Sıcaklık kontrollü manyetik karıştırıcı

Toz karışımları 6 grup oluşturacak şekilde hazırlandı. Kontrol grubu olarak borik asit ve boraks içermeyen dentin porselen tozu kullanıldı (Tablo3.1).

**Tablo 3. 1.** Çalışmada yer alan gruplar ve örnek sayıları

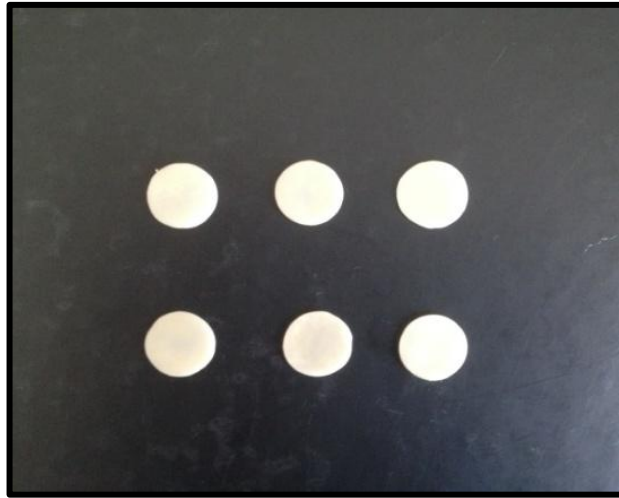
<b>GRUPLAR</b>	<b>AĞIRLIKÇA % İÇERİKLERİ</b>	<b>BİAKSİYEL ESNEME DİRENCİ</b>	<b>SERTLİK-ÇATLAK BOYU - KIRILMA TOKLUĞU</b>
KONTROL	-	n=10	n=10
	%1	n=10	n=10
BORİK ASİT	%2	n=10	n=10
	%3	n=10	n=10
	%1	n=10	n=10
BORAKS	%2	n=10	n=10
	%3	n=10	n=10

Her bir gruptan, Tip 1 seramiklerin üç nokta eğme testi ile ilgili standartlarca (82) belirlenen boyutlarda metal kalıplar kullanılarak (kalınlık  $1,2\pm 0,2$  mm; çap 15 mm) 20'şer tane disk şeklinde örnekler hazırlandı (Şekil 3.3). Bu örneklerin 10'ar tanesi biaksiyel esneme direncini saptamak üzere, 10'ar tanesi de Vickers sertlik değeri ve çatlak boyutu tespit etmek üzere kullanıldı.



**Şekil 3.3.** Örneklerin hazırlanmasında kullanılan kalıp

Örnekler hazırlanırken, fırınlama işleminde ilk 4 dakika sıcaklık 650 °C olup, dakikada 50-70°C sıcaklık artışıyla 4 dakikada 910°C'ye ulaştı ve bu sıcaklıkta 2 dakika bekleyerek fırınlanma işlemi tamamlandı. Örneklerin final yüzey düzeltme işlemleri gren boyutu 15-20 µm olan elmas frez yardımıyla yapıldı. Yüzey düzeltme işlemleri sırasında örneklerin boyutlarının takibi dijital kumpas (Alpha-tools, Mannheim, Germany) yardımıyla yapıldı ve örneklerin hazırlanması tamamlandı (Şekil 3.4).



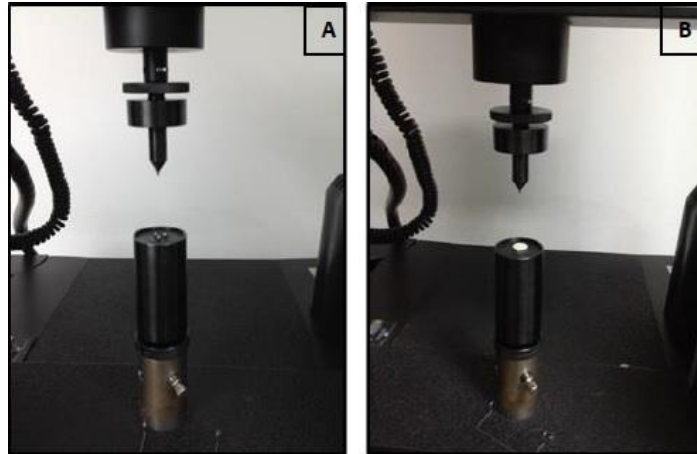
**Şekil 3.4.** Deneyler için hazırlanmış örnekler.

## 3.2. MEKANİK TESTLER

### 3.2.1. Biaksiyel Esneme Direnci

Kalınlığı  $1,2 \pm 0,2$  mm, çapı ise 15 mm olacak şekilde, daha önce tabloda belirtilen 7 grup için 10'ar tane test örneği hazırlandı. Final yüzey işlemleri yapıldıktan sonra örnekler distile su içeren ultrasonik banyoda (Euronda; Erosonic Energy, Italy) 3 dakika temizlendi.

Bu test için, aralarında  $120^\circ$  açı olan ve 10 mm çapında bir çember üzerine oturtulmuş 3 tane çapı 2,5 mm olan sertleştirilmiş çelik top içeren alt parça ve çapı 1,4 mm olan bir pine sahip piston başı yani üst parça, eğme testi cihazına (Instron 5565A, Instron UK, England) yerleştirildi (Şekil 3.5.A). Piston başının yüklemeyi yaptığı anda, test yapılacak örneğin üzerine kuvveti eşit olarak dağıtabilmesi için, ince ve yumuşak bir film tabakası piston başının örneğe temas edeceği yüzeyine yapıştırıldı. Örnekler alt parçada bulunan çelik topların üzerine merkezi olarak yerleştirildi (Şekil 3.5.B). Daha sonra üstteki piston başı ile örneğe, merkezinden ve dik olacak şekilde, 1mm/dk hızla kuvvet uygulandı. Numunenin kırıldığı andaki kuvvet, bilgisayar tarafından Newton cinsinden kaydedildi. Elde edilen sonuçlar, daha önce verilen eşitlik kullanılarak MPa cinsine çevrildi.



**Şekil 3.5.** Eğme testi için kullanılan cihaz.

- A) Çelik topların olduğu alt parçanın ve piston başının Instron cihazına yerleşimi
- B) Örneklerin konumlandırılması

### 3.2.2. Sertlik Testi

Kalınlığı  $1,2 \pm 0,2$  mm, çapı ise 15 mm olacak şekilde, daha önce tabloda belirtilen 7 grup için 10'ar tane test örneği hazırlandı. Final yüzey işlemleri yapıldıktan sonra örnekler distile su içeren ultrasonik banyoda (Euronda; Erosonic Energy, Italy) 3 dakika temizlendi. Bu örnekler, Vickers sertlik testi sırasında desteklik sağlaması için akrilik kalıplar içine gömüldü (Şekil 3.6). Örnekler akrilik kalıplara gömülürken, su terazisi yardımıyla yüzeylerinin tamamen yere paralel olması sağlandı.

Uygulanacak test işleminden önce, daha iyi görüntü alabilmek için örneklerin yüzeyi, zımpara makinesinde (Phoenix Beta, Buehler, USA) 300 rpm devirde kadife bez üzerine  $0,3 \mu\text{m}$  gren boyutlu  $\text{Al}_2\text{O}_3$  çözültisi dökülerek ve su soğutmalı olarak 30 sn süreyle parlatıldı (Şekil 3.7).



**Şekil 3.6.** Örneklerin akrilik kalıplar içine gömülmüş hali



**Şekil 3.7.** Örneklerin parlatılmasında kullanılan cihaz

Örneklere Vickers mikro sertlik cihazı (Shimadzu HMV-2000, Germany) yardımıyla 19,6 N kuvvet uygulanarak çentik açıldı (Şekil 3.8). Bu çentik cihazın kendine ait optik kamerasından tespit edilip Vickers sertlik değeri (VHN) belirlendi.



**Şekil 3.8.** Vickers micro sertlik cihazı ve örnek konumlandırılması

### 3.3. SEM ANALİZİ

Sertlik denemelerinden sonra kabul edilebilir çatlak modelleri, SEM (LEO, EVO 40, Cambridge-England) ile incelendi. Örnekler kaplama cihazında (BAL\_TEC; SCD50, Liechtenstein) altın-paladyum (Au-Pd) kaplanarak çatlak boyları tespit edildi. Sinterlenmiş örneklerin kimyasal analizi SEM ünitesine bağlı EDS (Bruker, 125 eV, Minden-Germany) cihazı ile yapıldı (Şekil 3.9).



**Şekil 3.9.** Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ve EDS ünitesi.

### 3.4. KIRILMA TOKLUĞU TESTİ

Bu çalışmada, kırılma tokluğunu değerlendirmek için Vickers indentasyonu ile kırılma tokluğu yöntemi kullanıldı. Bu yöntemde her grup için daha önce sertlik testinde indentasyon yapılan 10'ar adet disk şeklindeki örnekler kullanıldı.

Örneklere Vickers mikro sertlik cihazı (Shimadzu HMV-2000, Germany) yardımıyla 19,6 N kuvvet uygulayarak kabul edilebilir çatlak modelleri oluşturuldu. Çatlakların vickers indentasyonunun köşelerinden çıkmış olmasına, dallanma yapmamasına ve çatlakların ortalaması köşegen uzunluğunun en az iki katı olmasına dikkat edildi. Kabul edilemez çatlak modelleri için tekrar indentasyon yapıldı. Çatlak uzunlukları SEM (LEO, EVO 40, Cambridge-England) cihazıyla tespit edildi. Her örnek için Vickers indentasyonunun dört köşesinden çıkan ve dallanmayan çatlak izleri ölçüldü. Literatüre uygun olarak indentasyonun merkezinden itibaren çatlağın bittiği uzunluk ölçüldü ve dört köşeden de uzanan çatlakların uzunluklarının aritmetik ortalaması alınarak çatlak boyları tespit edildi (81, 86). Daha sonra Anstis ve arkadaşlarının (92) bulduğu formül ile her gruptaki 10'ar örnek için kırılma tokluğu değeri  $\text{MPa}\cdot\text{m}^{0,5}$  cinsinden hesaplandı. Chantikul ve arkadaşlarının çalışmalarında (104), elastik/plastik parametreleri tümüyle bilinmeyen materyallerde elastik modulusunun sertlik değerine oranı yerine

0,88 sabit değerini kullanılabileceği ve bunun %10'dan daha fazla bir hata oluşturmayacağı bildirilmiştir. Bu çalışmada da borik asit ve boraks ilavelerinin ağırlıkça %1,%2,%3 gibi düşük seviyelerde olmasından ve elastik modulusunun değerinin tam bulunamamasından dolayı kırılma tokluğu hesaplamasındaki eşitlikte E/H yerine 0,88 sabiti konuldu.

$$K_{Ic}=0.016 (E/H)^{0,5} (P/c^{1,5})$$

Bu eşitlikte  $K_{Ic}$ , kırılma tokluğu değeri ( $MPa.m^{0,5}$ ); E, elastik modül; H, sertlik; P, uygulanan kuvvet (N); c, çatlak uzunluğu (m)'dur.

### 3.5. XRD ANALİZİ

Hazırlanan numunelerin kristalografik analizleri bilgisayar kontrollü X ışını difraktometresi (RigakuRadB-DMAX-II, Woodlands-USA) kullanılarak incelendi. Ölçümler için hazırlanmış olan disk şeklindeki katı örnekler kullanıldı.

Tüm lmler CuK ( $\lambda=1,5405 \text{ \AA}$ ) ışını kullanılarak ve  $2\theta = 2-80^\circ$  arasında yapıldı. Örneklerin kristal parametreleri ise "Jade6.0+ Crystal Refinement" programı ve referans verilerle karşılaştırarak yapıldı.

### 3.6. İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Çalışma verilerinin istatistiksel değerlendirmesinde IBM SPSS for Windows version 22 yazılımını kullanıldı. Değişkenlere ilişkin nicel verilerin tanımlanması aritmetik ortalama (Ort)  $\pm$  standart sapma (SS) olarak sunuldu. Nicel verilerin normal dağılım gösterdiği Shapiro Wilk normallik testi ile saptandı ( $p>0.05$ ). Bu nedenle, değişkenlerin gruplararası karşılaştırmalarında bağımsız gruplarda tek yönlü varyans analizi ve farklılığa neden olan grubun tespitinde Tukey HSD testi kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık  $p<0.05$  olarak kabul edildi.



## 4. BULGULAR

### 4.1. BİAKSİYEL ESNEME DİRENCİ

Hazırlanan örneklere uygulanan biaksiyel esneme testi sonucunda elde edilen verilerin değerlendirilmesi Tablo 4.1' de dir.

**Tablo 4.1.** Grupların biaksiyel esneme dirençlerine göre karşılaştırılması

	Biaksiyel Esneme Direnci (MPa)*
	Ort ± SS
<b>Kontrol</b>	72,06 ± 11,24
<b>Borik asit %1</b>	57,52 ± 7,41
<b>Borik asit %2</b>	66,47 ± 6,93
<b>Borik asit %3</b>	67,06 ± 11,42
<b>Boraks %1</b>	71,46 ± 9,56
<b>Boraks %2</b>	67,08 ± 11,53
<b>Boraks %3</b>	77,77 ± 11,94
<b>p</b>	<b>0,003</b>

\*One-way ANOVA Testi

Grupların biaksiyel esneme direnci ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p=0.003$ ;  $p<0.01$ ). Borik asitin %1 oranında eklendiği grubun biaksiyel esneme direnci ortalaması, kontrol grubu ( $p=0.034$ ;  $p<0.05$ ), boraks %1 ( $p=0.048$ ;  $p<0.05$ ) ve boraks %3 ( $p=0.001$ ;  $p<0.01$ ) gruplarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. Diğer grupların biaksiyel esneme direnci ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

### 4.2. SERTLİK TESTİ BULGULARI

Sertlik testi sonuçlarına ait ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4.2' de verilmiştir.

**Tablo 4.2.** Grupların Vickers sertlik değerine göre karşılaştırılması

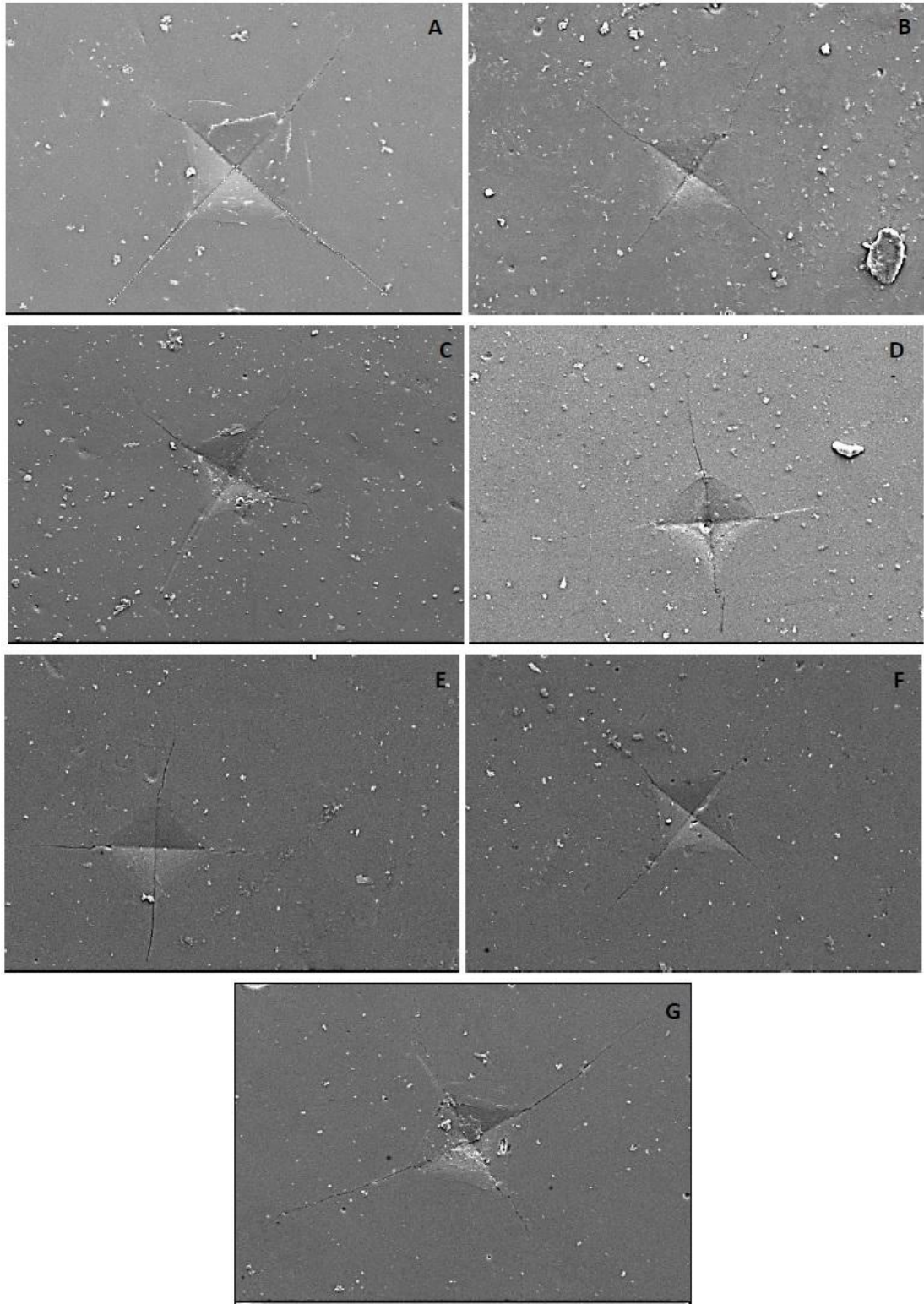
	Vickers Sertlik Değeri (VHN)*
	Ort ± SS
<b>Kontrol</b>	541,9 ± 34,83
<b>Borik asit %1</b>	548,5 ± 32,64
<b>Borik asit %2</b>	564,0 ± 16,50
<b>Borik asit %3</b>	512,3 ± 19,63
<b>Boraks %1</b>	507,5 ± 37,94
<b>Boraks %2</b>	510,6 ± 24,95
<b>Boraks %3</b>	530,5 ± 32,63
<b>p</b>	<b>0,001</b>

\*One-way ANOVA Testi

Grupların Vickers sertlik değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p=0.001$ ;  $p<0.01$ ). Borik asidin %2 oranında eklendiği grubun Vickers sertlik değeri ortalaması, borik Asit %3 ( $p=0.004$ ;  $p<0.01$ ), boraks %1 ( $p=0.001$ ;  $p<0.01$ ) ve boraks %2 ( $p=0.003$ ;  $p<0.01$ ) gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Borik asidin %1 oranında eklendiği grubun Vickers sertlik değeri ortalaması, boraks %1 ( $p=0.042$ ;  $p<0.05$ ) grubundan anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Diğer grupların Vickers sertlik değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

### 4.3. ÇATLAK BOYU DEĞERLENDİRİLMESİ BULGULARI

Örnekler üzerinde oluşturulan çatlak boyları SEM yardımıyla görüntülenmiştir. Gruplara ait elde edilen SEM görüntüleri Şekil 4.1 'dedir. Test edilen tüm gruplarda, örneklerde düzenli ilerleyen, poroziteler tarafından sönümlenmeyen çatlaklara sahip olan izler gözlemlendi.



**Şekil 4.1.** Sinterlenmiş örnekler üzerine oluşturulan çatlakların SEM görüntüleri

**A)** ilavesiz feldspatik porselen örnekteki çatlağın x1000 büyütmedeki görüntüsü **B)** %1 borik asit ilaveli porselen örnekteki çatlağın x1000 büyütmedeki görüntüsü **C)** %2 borik asit ilaveli porselen örnekteki çatlağın x1000 büyütmedeki görüntüsü **D)** %3 borik asit ilaveli porselen örnekteki çatlağın x1000 büyütmedeki görüntüsü **E)** %1 boraks ilaveli porselen örnekteki çatlağın x1000 büyütmedeki görüntüsü **F)** %2 boraks ilaveli porselen örnekteki çatlağın x1000 büyütmedeki görüntüsü **G)** %3 boraks ilaveli porselen örnekteki çatlağın x1000 büyütmedeki görüntüsü

Oluşturulan çatlakların boy ortalaması ve standart sapma değerleri Tablo 4.3'tedir.

**Tablo 4.3.** Grupların çatlak boyu değerlerine göre karşılaştırılması

	Çatlak Boyu ( $\mu\text{m}$ )*
	Ort $\pm$ SS
<b>Kontrol</b>	93,90 $\pm$ 8,48
<b>Borik asit %1</b>	90,73 $\pm$ 6,42
<b>Borik asit %2</b>	89,41 $\pm$ 7,46
<b>Borik asit %3</b>	88,22 $\pm$ 5,12
<b>Boraks %1</b>	90,48 $\pm$ 4,71
<b>Boraks %2</b>	91,11 $\pm$ 6,30
<b>Boraks %3</b>	97,95 $\pm$ 9,73
<b>p</b>	<b>0,062</b>
*One-way ANOVA Testi	

Test gruplarından elde edilen veriler, sayısal değer olarak incelendiğinde %1, %2 ve %3 borik asit ilavesinin ve %1, %2 boraks ilavesinin çatlak boyunu azalttığı, %3'lük borik asit ilavesinin ise çatlak boyunu en fazla azalttığı tespit edilmiştir. Bununla birlikte gruplara ait çatlak boylarının tek yönlü varyans analizi sonucunda, grupların çatlak boyları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ( $p=0.062$ ;  $p>0.05$ ). Diğer bir ifadeyle, yapılan ilavelerin istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşabilecek kadar çatlak boyunu azaltmadığı gözlemlendi.

#### 4.4. KIRILMA TOKLUĞU BULGULARI

Kırılma tokluğuna ait ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4.4' te verilmiştir.

**Tablo 4.4.** Grupların kırılma tokluğu değerlerine göre karşılaştırılması

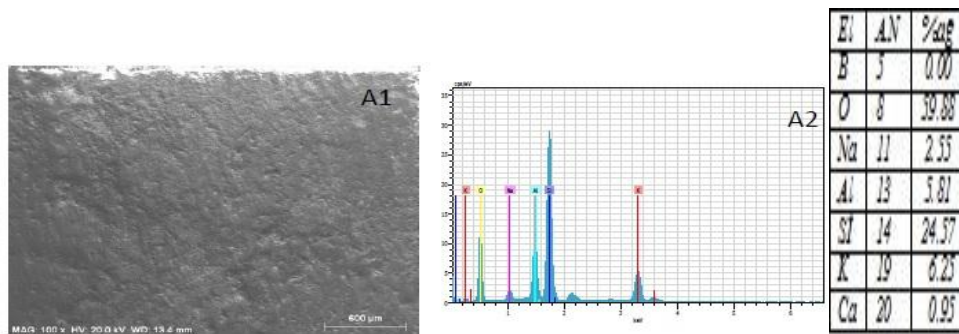
	Kırılma Tokluğu (MPa/m <sup>0.5</sup> )*
	Ort ± SS
<b>Kontrol</b>	1,06 ± 0,14
<b>Borik asit %1</b>	1,11 ± 0,11
<b>Borik asit %2</b>	1,14 ± 0,14
<b>Borik asit %3</b>	1,15 ± 0,10
<b>Boraks %1</b>	1,11 ± 0,09
<b>Boraks %2</b>	1,10 ± 0,12
<b>Boraks %3</b>	1,00 ± 0,16
<b>p</b>	<b>0,112</b>

\*One-way ANOVA Testi

Test gruplarından elde edilen veriler, sayısal değer olarak incelendiğinde %1, %2 ve %3 borik asit ilavesinin ve %1 ile %2 boraks ilavesinin kırılma tokluğunu arttırdığı tespit edildi. Ancak tek yönlü varyans analizi sonucunda, grupların kırılma tokluğu ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ( $p=0.112$ ;  $p>0.05$ ).

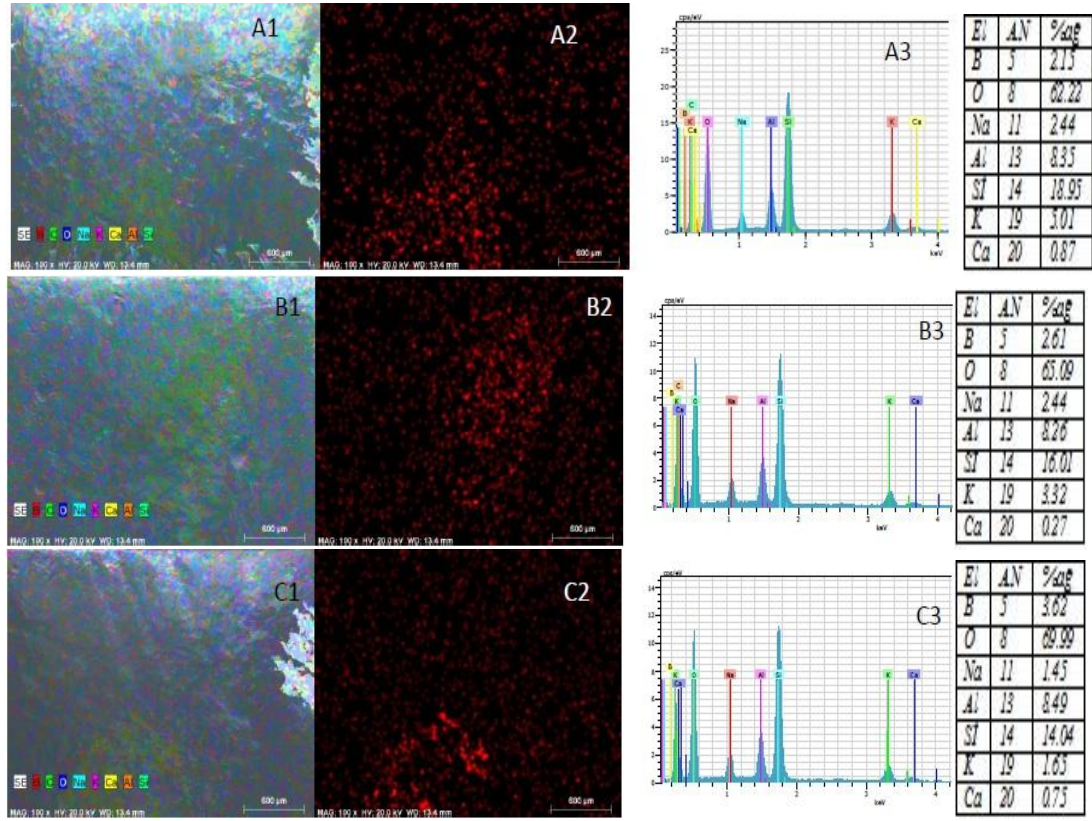
#### 4.5. SEM ve EDS İNCELEMELERİ

Sinterlenmiş seramik örneklerin SEM görüntüleri EDS analizleri Şekil 4.2, Şekil 4.3 ve Şekil 4.4 'te gösterilmiştir. EDS analizinde Bor (B) artışı ve homojen dağılımı izlenmektedir.



**Şekil 4.2.** Kontrol grubu örneğin x1000 büyütmede SEM görüntüsü ve EDS analizi  
**A1)** Kontrol grubunun X1000 büyütmedeki SEM görüntüsü **A2)** Kontrol grubunun EDS analizi, içerdiği elementler

Sinterlenmiş kontrol grubu porselen örneklerden alınan SEM-EDS analizi sonucuna göre yapının Si ve O'ce zengin olduğu, bor elementinin bulunmadığı görülmüştür (Şekil 4.2).

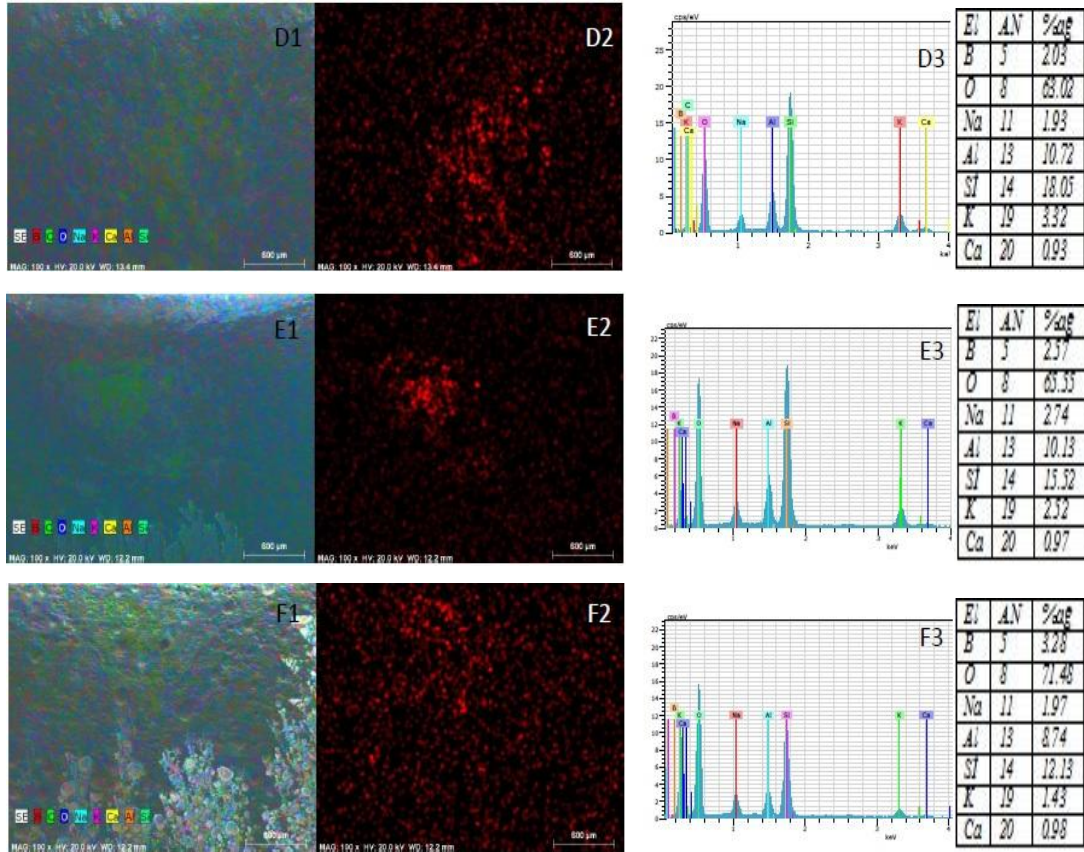


**Şekil 4.3.** Boraks ilaveli grupların x1000 büyütmedeki SEM-EDS analizi ve Bor haritalaması

**A1)** %1 boraks ilaveli grubun x1000 büyütmedeki SEM-EDS görüntüsü ve element içeriğinin haritalaması **A2)** %1 boraks ilaveli grubun bor elementinin homojen dağılımı **A3)** %1 boraks ilaveli grubun element içeriğinin miktarları **B1)** %2 boraks ilaveli grubun x1000 büyütmedeki SEM-EDS görüntüsü ve element içeriğinin haritalaması **B2)** %2 boraks ilaveli grubun bor elementinin homojen dağılımı **B3)** %2 boraks ilaveli grubun element içeriğinin miktarları **C1)** %3 boraks ilaveli grubun x1000 büyütmedeki SEM-EDS görüntüsü ve element içeriğinin haritalaması **C2)** %3 boraks ilaveli grubun bor elementinin homojen dağılımı **C3)** %3 boraks ilaveli grubun element içeriğinin miktarları

Boraks ilaveli sinterlenmiş porselen gruplarından alınan SEM-EDS analizi sonuçlarına göre yapının Si ve O' ce zengin olduğu görüldü. EDS analiz sonucunda Bor elementinin, seramik yapıyı oluşturan elementlerin skalasında ağırlıkça %'lik miktarları ve artışları görülmektedir (Şekil 4.3. A3,B3,C3). EDS analizinde genel problem olan atom numarası küçük elementlere ait pik şiddetlerinin düşüklüğü yapılarıdaki borun net miktarının tespitinde güçlük yaratmıştır. Ayrıca ilave edilen boraks miktarlarının azlığı da

buna etki etmiştir. Borun tespiti amacıyla yapılan boraks katkılı sinterlenmiş dental seramik örneklerden alınan element dağılım haritasında kırmızı kod renkli bor elementinin matriks içinde olduğu ve homojen bir şekilde dağıldığı tespit edilmiştir (Şekil 4.3. A2,B2,C2).



**Şekil 4.4.** Borik asit ilaveli grupların x1000 büyütmedeki SEM-EDS analizi ve Bor haritalaması

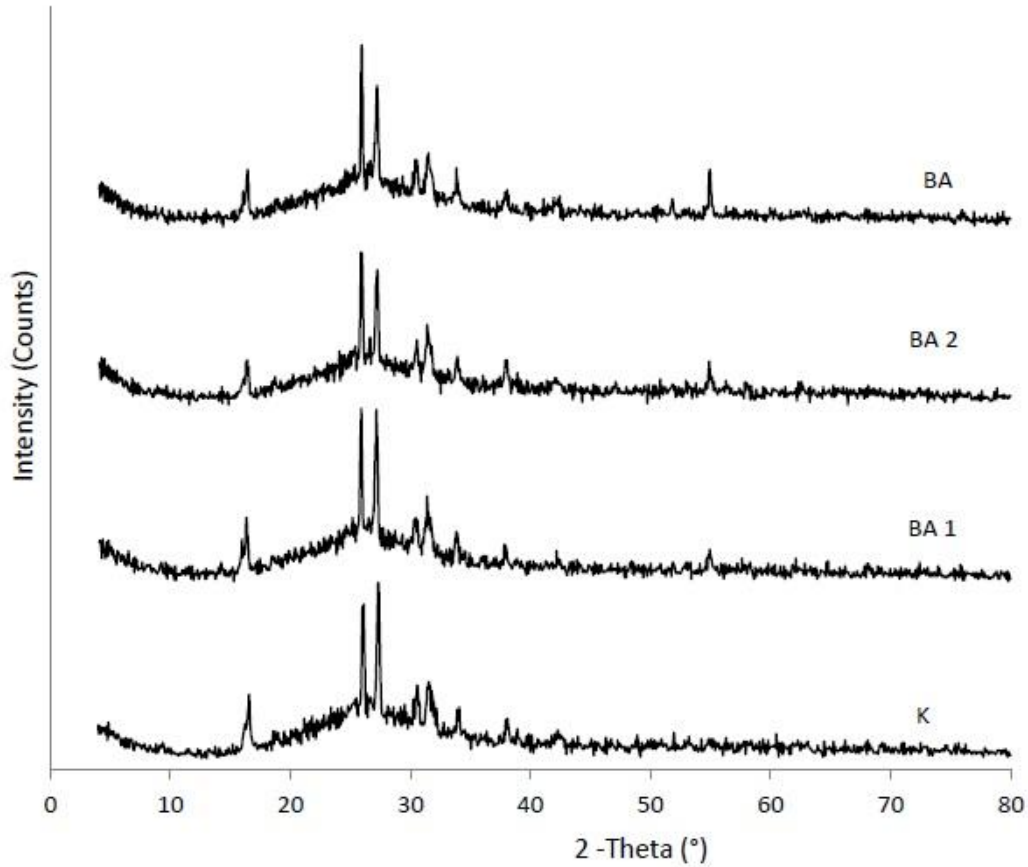
**D1)** %1 borik asit ilaveli grubun x1000 büyütmedeki SEM-EDS görüntüsü ve element içeriğinin haritalaması **D2)** %1 borik asit ilaveli grubun bor elementinin homojen dağılımı **D3)** %1 borik asit ilaveli grubun element içeriğinin miktarları **E1)** %2 borik asit ilaveli grubun x1000 büyütmedeki SEM-EDS görüntüsü ve element içeriğinin haritalaması **E2)** %2 borik asit ilaveli grubun bor elementinin homojen dağılımı **E3)** %2 borik asit ilaveli grubun element içeriğinin miktarları **F1)** %3 borik asit ilaveli grubun x1000 büyütmedeki SEM-EDS görüntüsü ve element içeriğinin haritalaması **F2)** %3 borik asit ilaveli grubun bor elementinin homojen dağılımı **F3)** %3 borik asit ilaveli grubun element içeriğinin miktarları

Borik asit ilaveli sinterlenmiş dental seramik gruplarından alınan SEM-EDS analizi sonuçlarına göre yapının Si ve O' ce zengin olduğu görülmüştür (Şekil 4.4). EDS analiz sonucunda Bor elementinin, seramik yapıyı oluşturan elementlerin skalasında ağırlıkça %' lik miktarları ve artışları görülmektedir

(Şekil 4.4 D3,E3,F3). Borun tespiti amacıyla yapılan borik asit katkılı sinterlenmiş dental seramik örneklerden alınan element dağılım haritasında kırmızı kod renkli bor elementinin matriks içinde olduğu ve homojen bir şekilde dağıldığı tespit edilmiştir (Şekil 4.4 D2,E2,F2).

Ayrıca çatlak boyu tespiti için kontrol, borik asit ve boraks ilaveli feldspatik porselen gruplarından SEM görüntüleri alınmıştır (Şekil 4.1). Şekil 4.1'deki borik asit (B,C,D) ve boraks (E,F,G) ilaveli grupların görüntülerinin; düzgün ve homojen olduğu, referans olarak alınan kontrol grubu görüntüsüyle (A) uyumlu olduğu tespit edilmiştir.

#### 4.6. XRD ANALİZİ

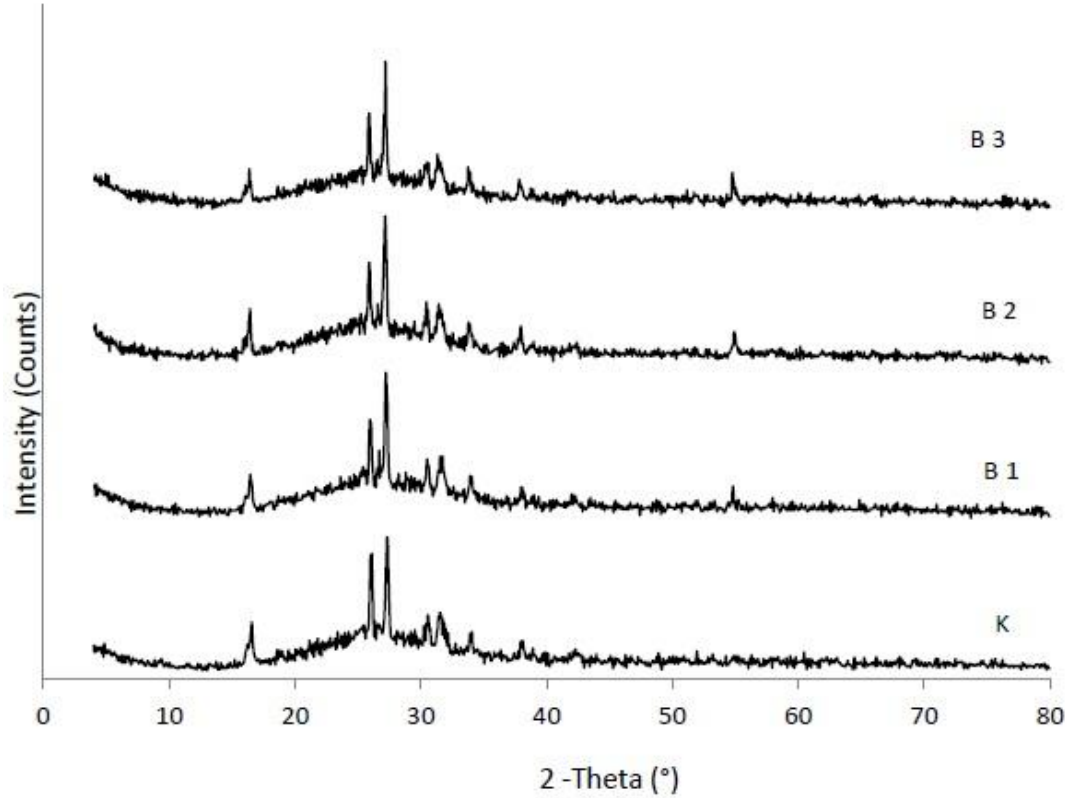


**Şekil 4. 5.** Borik asit ilaveli grupların kontrol grubuyla karşılaştırmalı XRD sonuçları

Şekil4.5'te görülen %1, %2, %3 borik asit ilaveli gruplara ve kontrol grubuna ait XRD desenleri incelendiğinde ana fazın silika olduğu



görülmüştür. Feldpastik matrikse ilave edilen borik asitin yapıya girdiğini 27°'deki silikaya ait 2θ pikininin şiddetinin azalmasından ve 55°'deki borik asite ait 2θ piklerinden görmekteyiz. Feldpastik faza ait XRD piklerinin konumları ve şekilleri değişmediğinden borik asitin yapıya ilave olmasına rağmen ana fazın kristal yapısını değiştirmedeği görülmüştür.



**Şekil 4.6.** Boraks ilaveli grupların kontrol grubuyla karşılaştırmalı XRD sonuçları

Şekil4.6'da görülen %1, %2, %3 boraks ilaveli gruplara ve kontrol grubuna ait XRD desenleri incelendiğinde ana fazın silika olduğu görülmüştür. Feldpastik matrikse ilave edilen boraksın yapıya girdiğini 27°'deki silikaya ait 2θ pikininin şiddetinin azalmasından ve 55°'deki boraksa ait 2θ piklerinden görmekteyiz. Feldpastik faza ait XRD piklerinin konumları ve şekilleri değişmediğinden boraksın yapıya ilave olmasına rağmen ana fazın kristal yapısını değiştirmedeği görülmüştür.

## 5. TARTIŞMA

Dental seramiğin mükemmel estetiği evrensel olarak kabul görmektedir, ancak dental seramiğin kırılabilirliği, düşük çekme ve makaslama direnci, seramik restorasyonlarını çiğneme sırasında kırılmaya eğilimli hale getirmektedir. Seramik restorasyonların başarısızlıklarını en iyi açıklayan ifade çatlak oluşumu ve çatlakların yayılmasıdır. Porselen kırığı yaygın olarak yüzey çatlaklarından ve bunların materyal içindeki diğer çatlaklara doğru ilerleyip birleşmesinden oluşur (105). Dental seramikler, diğer dental materyallerle karşılaştırıldığında düşük kırılma tokluğu gösterirler (91). Genelde feldspatik porselen diye adlandırılan kaplama seramiği, diş hekimliğinde en yaygın kullanılan seramiktir. Fakat içerik bakımından çok miktarda camsı faz baskın olduğundan dolayı diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin en zayıfıdır (106,107). Seramik restorasyonlar hazırlanırken, laboratuarda fırınlanmaya tabi tutulur. Fırınlanmış seramik malzemenin oda sıcaklığına kadar soğutulması sırasında, malzemedeki oluşan hacimsel büzülme nedeniyle porselenin yüzeyinde mikro çatlaklar oluşur. Bu mikro çatlakların daha da derine yayılması söz konusudur. Ayrıca restorasyona son şeklinin verilmesi sırasında yapılan tesviye işlemi de mikro çatlakları olumsuz etkiler. Mikro çatlakları içeren katmanın olumsuz yönde etkilenmesi seramik malzemenin mekanik özelliklerini de olumsuz yönde etkiler (4,40,46).

Bor bileşikler, seramiklerin mekanik özelliklerini kuvvetlendirmek için kullanılmaktadır. Alümina, yapı seramiği olarak çok yaygın kullanılan bir seramik tipidir, ancak kırılabilirliği pratikte kullanımını kısıtlamaktadır. Bor nitrit nanotüplerin ilave edilmesiyle alümina seramiklerin mekanik özelliklerinin kuvvetlendiği rapor edilmiştir (66,108). Öte yandan, seramik bünyelere katılan bor fosfatın sıcaklık düşürücü etkisinin yanında, boyut değişimi davranışlarını düzelttiği, termal şoklara dayanıklılık sağladığı, elektriksel ve mekanik özellikleri iyileştirdiği bildirilmektedir (67).

Bor oksit, normal koşullarda tek başına cam formuna geçebilir, ama genelde bağlayıcı ve ağ yapı oluşturucu olarak kullanıldığı bilinmektedir. Boratın glazür teknolojisi açısından önemli bir yere sahip olduğu ve silikadan sonra en önemli ikinci ağ yapı oluşturucusu olduğu literatürde yer almaktadır. Seramik glazürleri içeriğinde borat miktarının artmasıyla, mekanik direncin ve çizik oluşumuna karşı direncin arttığı bildirilmiştir (109).

Bor oksit ( $B_2O_3$ ), alkali metal iyonları gibi silika aė yapısının viskozitesini ve yumuşama sıcaklığını dūřürerek bir cam modifiye ajanı olarak davranmaktadır. Bor oksit kendi aė yapısına sahiptir. Bu aė yapı, üç boyutlu silika aė yapısının aralarına girer. Silika tetrahedrallerindeki oksijenlerle, bor bileşikleri arasında bor-oksijen (-Si-O-B-) etkileşmesi ile silika tetrahedrallerinin üç boyutlu aė yapısı kısmen bozulur. Bu da silika aė yapısının yumuşama sıcaklığının ve termal genleşme katsayısının saf silikaya göre dūřmesini sağlamaktadır (14).

Borik asit ve boraks seramik sektöründe yaygın olarak kullanılan ergitici özellikle inorganik birer bağlayıcıdır (71,77). Viskoziteyi ve yüzey gerilimini dūřürerek çizilmeye, çatlaklara ve yüzey lekelenmelerine karşı direnç sağladıkları literatürde belirtilmektedir (71,77,110). Önceki çalışmalarda kullanılan borik asit miktarı ağırlıkça %1 ile %3'lük oranları arasındadır (71,110).

Dūřük termal genleşme katsayısına sahip olan yapılar daha az gerilimin oluşması nedeniyle, daha yüksek termal řok direncine sahiptir (19). Dental seramikler, yüksek genleşme katsayısına bağlı olarak dūřük termal řok direncine sahiptir. Çalışmamızda kendi aė yapısına sahip olan borik asit ve boraks ilavesinin, porselen restorasyonlarda yaygın olarak kullanılan silika yapılı feldspatik porselende, termal genleşme katsayısını dūřürerek, termal řok direncini arttıracadı ve çatlak oluşumunu azaltacadı öngörüldü. Geleneksel bir feldspatik porselene, ağırlıkça %1-3 oranında borik asit veya boraks bileşikleri ilave edildi. Vickers indentasyonu ile çatlak oluşturuldu ve SEM ile oluşan çatlak boyları karşılaştırıldı.

Çatlak boylarının sırasıyla %1,%2,%3 borik asit ilavesiyle göreceli olarak azaldığı tespit edildi. Yine çatlak boylarının %1 ve %2 boraks ilavesiyle göreceli olarak azalırken, ağırlıkça %3 boraks ilavesi yapıldığında ise arttığı tespit edildi. Ancak, çatlak boylarındaki bu azalış istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. Her ne kadar örnek hazırlanması sırasında uygulanan ve sadece kenar pürüzlerinin düzeltilmesi için yapılan standart tesviye işleminin her bir gruptaki örneklere uygulandığı için ayırıcı bir etki yaratmadığı düşünülmekte ise de gelecekte yapılacak daha kapsamlı çalışmalarda örneklere glaze uygulanıp denemeler yapılabileceği de düşünülmektedir.

Seramiklerin kuvvet karşısında mekanik davranışını etkileyen faktörlerden birisi de seramiklere eklenen kristal yapıların varlığıdır (48). Son yıllarda, seramiklerin üretim metodunda yapılan güçlendirmeler mekanik özelliklerde önemli avantajlar sağlamıştır. Bu güçlendirme metotlarının en yenisi de camsı yapıda olan dental seramiklerin içine kristal yapıların dağıtılmasıdır. Örneğin; lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklerde ekstra ilave edilen lösit kristalleri, yüksek miktarda alüminyum oksit içeren alümina seramiklerde camsı matriks içine dağılmış alümina kristalleri, genelde seramik yapı içerisinde doldurucu görevi gören silika yapısındaki kuartzdan daha kuvvetlidirler ve çatlak önlemede daha etkindirler. Dental seramikler yüksek oranda camsı faz içerdiklerinden, çatlağın ilerlemesi çok kolaydır. Ancak, seramik yapıya katılan alümina partikülleri, camdan daha zor kırıldıklarından dolayı çatlağın ilerlemesi sırasında kırılmaları için daha fazla enerji ihtiyacı oluşur ve çatlak ilerlemesi daha zorlaşır. Alümina-cam bileşimi cam fazdan iki kat daha fazla dayanıklılık gösterir (16,48,111).

Hammouda ve Beyari (112), çalışmalarında konvansiyonel dental porselene yitrium kısmen stabil zirkonyumu kütlece %3,%5 ve%7 oranında ilave etmişler ve %3 ve %5'lik ilavenin esneme direncini arttırdığını fakat sertliği azalttığını, radyoopasitesini arttırdığını bildirmişlerdir.

Kristallerin cam faz içinde dağılması yöntemiyle güçlendirme alümina, lösit, ve zirkonyum oksit gibi kristaller kullanılarak yapılır. Bu kristaller yapı içindeki çatlakların ilerleyişini durdurur, çünkü çatlakların bu kristallere

penetrasyonu zordur (2). Bazı araştırmacılar, porselen tozuna endüstriyel bir mineral olan ve doğal kalsiyum metasilikat olarak tanımlanan wollastonit ilave etmişler ve kütlece %2'lik wollastonit ilavesinin dental alümina kor porselenin esneme direncini arttırdığını bildirmişlerdir (113).

Medeiros ve arkadaşları (114), porseleni Gadolinyum Alüminyum Perovskit ( $GdAlO_3/Al_2O_3$ ) lifleriyle güçlendirme çalışmaları yapmışlar ve porselenin esneme direncinde artış olduğunu rapor etmişlerdir.

Çalışmamızda silika yapıya benzerliği ve seramik sanayisinde ergitici olarak kullanıldıklarından dolayı, kristal yapıdaki borik asit ve boraks bileşiklerinin ilavesinin, feldspatik porselenin mekanik özelliklerine etkisi incelendi.

Porselenleri güçlendirme çalışmaları gün geçtikçe gelişmekte olan bir konudur. Bu geliştirme çalışmaları devam ederken porselen tozuna katılan materyal kadar, materyalin porselen tozuna nasıl katıldığı da bir tartışma konusudur. Cengiz ve Kara (71), çalışmalarında tek pişirim duvar karosu bünyelerine borik asit eklerken, seramik tozlarını laboratuvar tipi değirmende öğütterek bulamaç haline getirdikten sonra ilave edeceği borik asiti suda çözüp seramik kompozisyonuna ilave etmişlerdir.

Bir çalışmada (66), alümina seramik tozuna ilave edilen bor nitrit nanotüpleri laboratuvar tipi  $Al_2O_3$  bilyeli öğütücüde 8 saat karıştırılmış ve sonra bulamaç kurutulup 100 meşlik ( $150 \mu m$ ) elekten geçirilip kullanılmıştır.

Çalışmamız öncesi yapılan pilot çalışmada karıştırma metodu tespiti için uygun yöntem araştırıldı. Çözücü içerisinde ultrasonifikasyon ve manyetik karıştırıcı ile karıştırma diğer yöntemlere göre daha pratik olduğu ve kabul edilebilir sonuçlar verdiği için tercih edildi. Bu metodla elde edilen karışımların homojen bor bileşikleri dağılımı SEM-EDS element haritalaması ile tespit edildi.

Esneme direnci testleri, dayanıklılığı etkileyen faktörlerin değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılmaktadır. Dental seramiklerin dayanıklılıkları arasındaki farklılıklar üretim teknikleri, içerdiği mikro çatlak miktarından kaynaklanabilmektedir. Bunlardan farklı olarak test yöntemi,

örnek boyutu, test ortamı, yükleme hızı, yüzey şekillendirmesi ve örneğin kuvvet uygulanan alanı da dayanıklılığı etkileyen diğer faktörlerdir (115).

Araştırmacılar, seramik materyallerin dayanıklılığını test etmek için çeşitli metotlar kullanmaktadır. Literatürde dental seramiklerin dayanıklılık değerleri ile ilgili farklı sonuçlar yer almaktadır. Bunun nedeni ise test metodu ve test için hazırlanan örneklerin şekillerinin ve boyutlarının farklılığıdır (116). Bazı araştırmacılar yüzey sertliklerinden yola çıkarak dayanıklılık için veriler elde etmeye çalışmışsa da bu konu da en standart ve güvenilir sonuçlar esneme direnci testleri ile elde edilebilmiştir (117).

Dental seramiklerin bükülme dayanıklılığını tespit etmek için tek eksenli eğme testleri kullanılmaktadır. Uluslararası Standartlar Organizasyonu (ISO 6872) dental seramiklerin esneme direncini (bükülme dayanımını) ölçmek için üç nokta eğme testi ile iki eksenli eğme testlerinden üç top üzerinde piston testini önermiş ve açıklamıştır (82).

Tek eksenli eğme testleri, örnekler hazırlanırken, örnek yüzeyinde ve kenarlarında oluşan çatlaklara ve yüzeysel çukurlara karşı hassastır. Bu çatlakların, defektlerin ve yüzeydeki çukurların oluşumu alınacak sonuçları önemli ölçüde etkilemektedir (83,85,86). Ayrıca test örneklerinin boyutları ve hacimlerinin dental restorasyonlardan oldukça farklı olması ve örnekler hazırlanırken porözite oluşumu riskinin daha fazla olması da bu yöntemin dezavantajlarından (87). Bu nedenlerden dolayı, çalışmamızda ISO'nun dayanıklılık deneyi için hazırladığı 6872 standardına uygun olarak kalınlığı  $1,2\pm 0,2$  mm, çapı ise 15 mm olacak biçimde disk şeklinde örneklerin esneme dirençlerini tespit etmek için iki eksenli eğme testlerinden üç top üzerinde piston testi uygulandı.

Feldspatik porselen en yaygın kullanılan dental seramiktir, fakat esneme direnci yalnızca 60-70 MPa arasında olup, bu yüzden güçlendirilmesi için metal alt yapıya gerek duyar (17). Feldspatik porselenlerin mekanik özelliklerini inceleyen pek çok araştırma yapılmıştır.

Giordano ve arkadaşları (118), In-Ceram alümina kor, In-Ceram cam, alümina üzerine In-Ceram, döküm Dicor seramik, polisaj yapılmış Dicor

seramik ve feldspatik porselen numunelerine dört nokta eğme testi uygulamışlardır. Elde edilen verilere göre ortalama esneme direnci değerleri; In-Ceram alümina kor 18,39 ± 5,00 MPa, In-Ceram cam 76,53±15,23 MPa, alümina üzerine In-Ceram 236,15±21,94 MPa, döküm Dicor seramik 71,48±7,17 MPa, polisaj yapılmış Dicor seramik 107,78±8,45 MPa, feldspatik porselen 69,74±5,47 MPa olduğu bildirilmiştir. Sonuç olarak feldspatik porselenin en düşük ortalama değere sahip olduğu bildirilmiştir.

Kılıçarslan ve Zaimoğlu (119), IPS-Empress ve feldspatik porselene çok benzer yapıdaki Colorlogic porselen numunelere üç nokta eğme testini uygulamışlardır. IPS-Empress'in esneme direncini 151,30±12,40 MPa, Colorlogic porselenin esneme direncini 67,31±9,93 MPa olarak tespit etmişlerdir.

Seghi ve Sorenson (120), çalışmalarında altı farklı seramik materyalin esneme direncini değerlendirmişlerdir. En yüksek esneme direncini 603,70 MPa olarak alümina ve zirkonyum ile güçlendirilmiş In-Ceram'da tespit etmişlerdir. IPS-Empress seramiğin esneme direncini; presleme yaptıktan sonra fırınlanmayıp glaze uygulanmayan örneklerde 97,04 MPa bulurken, ikinci kez fırınlayıp glaze uyguladıkları örneklerde 127,44 MPa olduğunu bildirmişler. Aynı çalışmada konvansiyonel feldspatik porselen (Vita VMK 68) kontrol grubu olarak kullanılmış olup esneme direnci 70,78 MPa olarak bildirilmiştir.

Çalışmamızda üç top üzerinde piston testi kullanılmış olup literatüre paralel olarak kontrol grubu için kullanılan konvansiyonel feldspatik Ceramco 3 porselenin esneme direnci 72,06±11,24MPa olarak tespit edilmiştir. Test sonucunda bulunan tüm değerlerin, ISO 6872 "Dental Ceramics" standardına göre en düşük olması gereken değer olan 50 MPa değerinin üzerinde olduğu ve dental seramik standardıyla uyumlu olduğu tespit edilmiştir.

Seramik kristalindeki atomik bağlar hem kovalent hem de iyonik yapıdadır ve serbest elektronları yoktur. Bu kuvvetli atomik bağlar yapıya stabilite, sertlik ve kimyasal maddelere karşı direnç gibi özellikler sağlar.

Ancak bu atomik bağlar yüzünden düşük ısı iletkenliği ile kırılma gibi sakıncalı bir durum ortaya çıkar (11).

Çalışmamızda ağırlıkça %2 ve %3 borik asit ilavelerinin esneme direncinde anlamlı bir değişikliğe neden olmadığı görülmüştür ( $p=0.003$ ;  $p<0.01$ ). %1 borik asit ilave edilmiş feldspatik porselen grubunun esneme direnci  $57,52\pm 7,41$  MPa bulunmuş olup kontrol grubundan istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde düşük çıkmıştır ( $p=0.034$ ;  $p<0.05$ ). %1 borik asit ilavesine ilişkin sonuçlar, yapının sertliğini düşürmese de bu katkının bağlayıcılık rolüyle silika tetrahedrallerinin üç boyutlu ağ yapısındaki Si-O bağlantı miktarını daha az azaltmış olabileceğini ve seramik kristalindeki atomik bağların daha kuvvetli kalmış olabileceğini düşündürmektedir.

Boraks ilaveli grupların esneme direnci açısından kontrol grubu ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmasa da ( $p=0.003$ ;  $p<0.01$ ), %3'lük boraks ilavesinde kontrol grubuna göre sayısal olarak bir miktar artış gözlenmektedir. %3'lük boraks ilavesi seramik materyalde silika tetrahedrallerinin üç boyutlu ağ yapısındaki Si-O bağlantılarını ve kovalent bağları çok fazla azaltarak yapıya kendi kafes yapısıyla girmiş olabilir. Bu durumun, materyalin stabilitesini ve sertliğini azaltırken boraksın kendine özgü kafes yapısından dolayı esneme direncini bir miktar arttırdığı düşünülmektedir.

Materyallerin sertliği doğrudan kristal yapıları ve atomlar arasındaki bağ kuvvetleri ile ilintilidir. Bağ kuvvetleri arttıkça minerallerin sertliği de artmaktadır (121).

Ağız ortamında kullanılan restoratif materyallerin sertlik değeri önemlidir. Restoratif amaçlı kullanılacak olan malzemenin sertlik değeri diş mine dokusundan daha yüksek olursa doğal dişlerde normalden fazla aşınmaya neden olabilmektedir. Bu sebeple restoratif amaçlı kullanılacak malzemenin sertlik değeri mineye yakın olmalıdır. Seramik malzemenin sertlik değeri mine dokusundan daha yüksek düzeyde olup seramik malzemenin yüzeyinde oluşturulan glaze katmanıyla aşındırıcı etkisi azaltılmaktadır (122,123). Dental seramikler, kırılma ve hassas bir yapıya



sahip oldukları için literatür bilgisi ışığında çalışmamızda Vickers Sertlik Test yöntemi kullanıldı; Vickers sertlik ölçüm cihazıyla çatlak oluşturularak, çatlak boyutu tespit edildi.

Bu çalışmada günümüzde sıklıkla kullanılan Ceramco3 feldspatik porselenin sertlik değeriyle borik asit ve boraks ilaveli feldspatik porselen numunelerin sertlik değeri karşılaştırılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre kontrol grubunun sertlik değeri  $541,9 \pm 34,83$  VHN olarak tespit edilmiştir. Bunun yanında %1, %2, %3 boraks ilaveli gruplarda sertlik değeri sırasıyla  $507,5 \pm 37,94$  VHN;  $510,6 \pm 24,95$  VHN;  $530,5 \pm 32,63$  VHN olup %1 ve %2 boraks ilaveli grupların sertlik değeri kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde azalmıştır ( $p=0,042$ ;  $p<0,05$ ). %3 boraks ilaveli gruptaki azalış istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ( $p>0,05$ ). %1, %2, %3 boraks ilavesi silika tetrahedrallerinin üç boyutlu ağ yapısındaki Si-O bağlantılarını azaltarak yapıya kendi kafes yapısıyla girmiştir. Bu durumun seramik kristalindeki atomik bağlantıları zayıflatmış ve sertliği düşürmüş olabileceği düşünülmektedir. Ayrıca %1, %2, %3 boraks ilavesi, feldspatik porselenin aşındırıcılığını arttıracak bir etki oluşturmamıştır ve klinik kullanımı açısından uygun bir sonuçtur.

Öte yandan %1 ve %2'lik borik asit ilavesinin kontrol grubuyla sertlik değeri açısından anlamlı bir fark oluşturmadığı görülmüştür. Seramik yapının stabilitesini etkileyen Si-O bağlantılarını gereğinden fazla azaltmayarak yapının stabilitesini ve sertliğini düşürmediği ve aksine bir miktar iyileştirdiği düşünülmektedir. % 3 borik asit ilavesinin silika tetrahedrallerinin üç boyutlu ağ yapısındaki Si-O bağlantılarını fazlaca azalttığı kristal yapının yumuşama sıcaklığını ve genleşme katsayısını düşürerek partiküller arası boşluğu azalttığı halde atomik bağları zayıflatmış ve dolayısıyla sertliği düşürdüğü ileri sürülebilir.

Bu çalışmada çatlak oluşumu ve yayılması ile ilgili olarak çatlak boyu değerlendirilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre kontrol grubu olan ilavesiz feldspatik porselen grubunda çatlak boyu  $93,90 \pm 8,48$   $\mu\text{m}$  iken, %1,%2,%3 borik asit ilaveli gruplarda sırasıyla çatlak boyu değerleri  $90,73 \pm 6,42$   $\mu\text{m}$ ,

89,41±7,46 µm ve 88,22±5,12 µm'dir. Çatlak boyları açısından, borik asit ilaveli gruplarda kontrol grubuna göre bir azalış vardır ama gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Borik asit ilavesinin silika tetrahedrallerinin üç boyutlu ağ yapısındaki Si-O bağlantı miktarını azaltarak porselenin yumuşama sıcaklığını ve termal genleşme katsayısını düşürmesiyle partiküller arası mesafe azalmış ve çatlak ilerlemesi daha zor olup çatlak boyu azalmış olabileceği düşünülmektedir.

Ayrıca %1,%2,%3 boraks ilaveli gruplarda, çatlak boyu değerleri sırasıyla 90,48±4,71µm 91,11±6,30µm, 97,95±9,73µm'dir. %1 ve %2'lik boraks ilavesi de yine aynı etkiyi göstermiş ve çatlak boyu azalmıştır. %3'lük boraks ilavesi seramik yapının stabilitesini etkileyen Si-O ağındaki bağlantıları ve kovalent bağları gereğinden fazla azaltmış, yapıya zarar vermiş olabilir ve böylece çatlak daha kolay ilerlemiş olabilir.

Sonuçlara dayalı olarak, boraks ve borik asit ilavesinin çatlak ilerlemesini bir miktar engellediği ama yeteri kadar olmadığı söylenebilir. Çalışma verileri aynı konuda daha ileri çalışmalar için dayanak oluşturabilir; örnek sayı ve hazırlama koşulları değiştirilerek daha anlamlı sonuçlar elde edilebilir. %3 boraks ilaveli grupta çatlak boyunun kontrol grubuna göre en uzun saptanması sonucu boraks katkı oranını belirlemede dikkate alınması gereken bir husustur.

Seramik malzemelerin kırılma tokluğunun belirlenmesinde en sık kullanılan teknikler; kırma indentasyonu yöntemi ile sertlik izi ölçümlerden hareketle kırılma tokluğunun belirlenmesi ve indentasyon dayanıklılığı tekniğine göre tek tarafı çatlaklı çubuk şeklindeki numunelerin üç nokta eğme dayanımı testine tabi tutularak kırılma tokluğunun belirlenmesidir. İndentasyon dayanıklılığı tekniğine göre yapılan kırılma tokluğu ölçümlerinde ise test için hazırlanacak numunenin boyutlarının standarda göre belli oranlarda olması gerekmektedir ve ayrıca numunenin tek tarafında çatlak oluşturulması gerekmektedir. Belirtilen tekniklerin arasında kırma indentasyon tekniğinin uygulanması oldukça basittir, çünkü kırılma tokluğu ölçülecek örneğin düzgün parlatılmış bir yüzeyinin olması yeterlidir.

Literatürde yapılan çalışmalar incelendiğinde seramik malzemelerin kırılma tokluğunun belirlenmesinde genellikle bu tekniğin kullanıldığı görülmektedir (124,125).

Scherrer ve arkadaşları (81), dental cam ve dental seramiklerde kırma indentasyonu tekniği, Amerika Test ve Materyal Derneği (ASTM) e399 standardına göre kırılma tokluğu testi ve tek V şekilli çentikten yayılma tekniği olmak üzere üç tip kırılma tokluğu test tekniğini karşılaştırmışlardır. Dental seramiklerin kırılma tokluğunu değerlendirirken, üç teknik ile bulunan değerler arasında istatistiksel anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Ayrıca kırma indentasyonu yönteminde 9,8 N ve 19,6 N olmak üzere iki farklı kuvvet uygulamışlar ve iki kuvvetle de hesaplanan kırılma tokluğu değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmadığını rapor etmişlerdir.

Çalışmamızda da uygulamadaki kolaylığı ve örnek boyutları dikkate alınarak kırılma tokluğunu değerlendirmek için kırma indentasyon test yöntemi kullanıldı.

Hammouda ve Beyari (112), kütlece %3,%5 ve %7 oranında yitrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristalin (YTZP) ilave edilen konvansiyonel dental porselenin kırılma tokluğunu ASTM e399 standardına göre değerlendirmişlerdir. İlavesiz konvansiyonel feldspatik porselenin kırılma tokluk değeri  $0,538 \pm 0,049 \text{ MPa.m}^{0,5}$  bulunurken, %3,%5 ve %7 yitrium kısmen stabil zirkonyum ilaveli grupların kırılma tokluk değerleri sırasıyla  $1,424 \pm 0,064 \text{ MPa.m}^{0,5}$ ,  $0,782 \pm 0,106 \text{ MPa.m}^{0,5}$ ,  $0,489 \pm 0,069 \text{ MPa.m}^{0,5}$  bulunmuştur. Bu farklılıklarının sebebi olarak -diğer mikro yapısal değişkenler sabit tutulduğunda- maddenin tanecik boyut artışının kırılma tokluğunu düşürmesi gösterilmiştir.

Yoshimura ve arkadaşları (126), çalışmalarında yüksek ısı alümina kor seramiğinin, feldspatik porselenin, sıcak pres lösit bazlı cam seramiğinin, sıcak pres lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiğinin ve cam infiltre alümina seramiğinin kırılma tokluklarını Astm e399 standardına göre değerlendirmişlerdir. Kırılma tokluğu değerlerini sırasıyla  $0,67 \pm 0,08 \text{ MPa.m}^{0,5}$ ;  $0,84 \pm 0,07 \text{ MPa.m}^{0,5}$ ;  $0,96 \pm 0,03 \text{ MPa.m}^{0,5}$ ;  $1,81 \pm 0,18 \text{ MPa.m}^{0,5}$  ve

2,91±0,20MPa.m<sup>0,5</sup> olarak bulmuşlardır. Araştırmacılar, kullandıkları materyallerin farklı mekanik özellikleri olabileceğini belirtmişler ve cam infiltre alümina seramiğin kırılma tokluk değerinin en yüksek oluşunun, elastik modulusunun ve kırık yüzey enerjisinin yüksekliğine bağlı olabileceğini bildirmişlerdir.

Bu çalışmada, kontrol grubunun kırılma tokluğu değeri 1,06±0,14 MPa.m<sup>0,5</sup> iken, %1,%2,%3 borik asit ilaveli grupların kırılma tokluğu değerleri sırasıyla 1,11±0,11 MPa.m<sup>0,5</sup>;1,14±0,14 MPa.m<sup>0,5</sup>;1,15±0,10 MPa.m<sup>0,5</sup> bulundu. Gruplar arasında nicelik olarak bir fark olsa da, bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. Borik asit ilavesi ile silika tetrahedrallerinin üç boyutlu ağ yapısındaki Si-O bağlantı miktarı azalarak porselenin yumuşama sıcaklığı ve termal genleşme katsayısı düşmüş olabilir. Böylece de partiküller arası mesafe azalmış ve çatlak ilerlemesi daha zor olmuş olabilir. Bundan dolayı yapının kırılma tokluğu artmış olabileceği düşünülmektedir. Ayrıca borik asit daha az kompleks bir yapı olduğundan dolayı silika yapıları seramik yapının içine daha iyi penetre olup, yapı içindeki boşlukları daha iyi doldurmuş ve böylece kırılma tokluğunun sayısal değerinin artışına sebep olmuş olabileceği düşünülmektedir.

%1 ve %2'lik Boraks ilaveleri ile de aynı etki gerçekleşmiş ve seramik yapının kırılma tokluğu artmışken, %3'lük boraks ilavesi seramik yapının stabilitesini etkileyen Si-O ağındaki bağlantıları ve kovalent bağları fazlaca azaltmış, yapıya zarar vermiş böylece kırılma tokluğu değeri azalmış olabilir. Ayrıca boraksın daha geniş kafes yapısıyla, yapı içindeki etkileşimleri tanecik boyutları ile alakalı olarak düşürmüş ve yapı içindeki ağırlıkça yüzdesi arttıkça kırılma tokluğu değeri düşmüş olabilir.

Öte yandan feldspatik porselene %1,%2,%3 boraks ilaveli gruplarda, kırılma tokluğu değerleri sırasıyla 1,11±0,09 MPa.m<sup>0,5</sup>; 1,11±0,09MPa.m<sup>0,5</sup>; 1,00±0,16MPa.m<sup>0,5</sup> olup kırılma tokluğu değerinde %1 ve %2 oranlarında boraks ilavesinin artışa neden olduğu, fakat bu artışın istatistiksel olarak anlam ifade edecek kadar olmadığı saptandı. Oysa %3 boraks ilavesinin kırılma tokluğunda göreceli olarak azalmaya neden olduğu belirlendi.

Literatürde dental materyallerde çatlak oluşumu ve uzunluğunu görüntülemek için birkaç teknik öne sürülmüştür. Bunlar; SEM, ışık mikroskobu, eş odaklı lazerli tarama mikroskobu, transilluminasyon (arkasından ışık vererek görüntüleme) tekniğidir (96,127,128). Bunlar arasında SEM analizi, yüzey topografisi, doldurucuların dağılımı ve bağlantıları gibi özelliklerin incelenmesinde etkili ve geniş kabul görmüş bir yöntemdir (93).

Beck ve arkadaşları (127), feldspatik porselende ve zirkonyum seramiklerde transilluminasyon tekniğinin mikroçatlak incelemedeki hassasiyetini değerlendirdikleri çalışmada transilluminasyon tekniğiyle floresent penetre tekniğini karşılaştırmış ve feldspatik porselen disklerindeki çatlakların %37'sinin, zirkonyum seramik disklerindeki çatlakların %64'ünün transilluminasyon tekniğiyle incelenemediğini bildirmişlerdir. Transilluminasyon tekniği ile feldspatik porselende incelenebilir minimum çatlak uzunluğu 33µm iken, zirkonyumda 54 µm'dir.

Etman (96), çatlak incelemede eşodaklı lazerli tarama tekniğiyle, SEM tekniğini karşılaştırmış ve SEM tekniğinin yüzeydeki çatlakları tespit etmekte iyi olduğunu ama eşodaklı lazerli tarama tekniğinin malzemenin içindeki çatlakları da tespit ettiğini bildirmişlerdir.

Denry ve arkadaşları (128), feldspatik porselende kübik lösit stabilizasyonunun esneme direncine etkisini araştırmışlardır. Bu çalışmada çatlak uzunluğu SEM ile incelenmiştir.

Çalışmamızda çatlak uzunluğunu tespit için literatürde kabul görmüş olan SEM tekniği kullanıldı. Ayrıca SEM ünitesine bağlı EDS dedektörü ile de örneklerin kimyasal analizleri değerlendirildi.

Vickers mikro sertlik cihazı ile düzenli ilerleyen, poroziteler tarafından sönümlenmeyen çatlaklara sahip olan izler oluşturulduğu gözlenmiştir. Bu izlerin görüntüsü literatür ile uyumluluk göstermektedir (81). Ayrıca borik asit ve boraks ilaveli grupların görüntülerinin düzgün ve homojen olduğu ve referans olarak alınan katkısız feldspatik porselen grubunun görüntüsüyle

uyumlu olduğu tespit edildi. Bu sonuç borik asit ve boraks ilavelerinin feldspatik porselen yapısına zarar vermediğini düşündürmektedir.

Çalışmamızda EDS analizi sonucunda kontrol grubu, borik asit ve boraks ilaveli gruplardaki örneklerin silisyum ve oksijen elementlerince zengin olduğu görülmüştür. Zaten alışmamızda kullanılan feldspatik porselenin ağırlıklı yapısı silisyum ve oksijen elementlerinden oluşan silika yapıdır ve EDS sonuçları da uyumluluk göstermektedir. Porselen yapısını oluşturan elementlerin miktarlarını gösteren skalada kontrol grubundan farklı olarak, boraks ve borik asit ilaveli gruplarda bor miktarının tespit edilmiş olması boraks ve borik asitin yapıya dahil olduğunu göstermektedir. Ayrıca EDS analizi ile elde edilen element dağılımı haritasında kırmızı renk kodlu bor elementinin homojen olarak dağıldığının izlenmesi bu kanıyı desteklemektedir.

Materyallerdeki değişik kristal yapıları ve örgü parametrelerini belirlemek için X ışını kırınımı yöntemi (XRD) kullanımı yaygındır. Çalışmamızda bor bileşiklerinin seramik yapıya etkisinin incelenmesi amacıyla XRD analizleri yapıldı. Sinterlenmiş katkısız feldspatik porselen grubu, borik asit ve boraks ilaveli gruplardan elde edilen XRD grafikleri incelendiğinde ana fazın silika olduğu görülmüştür. Bu bulgu kullanılan feldspatik porselenin yapısıyla uyumluluk göstermektedir ve aynı zamanda EDS analizi sonucunu da destekler niteliktedir. Boraks ve borik asit ilaveli grupların XRD desenleri kontrol grubundan farklı bulundu. Feldpastik matrikse ilave edilen borik asidin ve boraksın yapıya girdiği 27°deki silikaya ait 2θ pikininin şiddetinin azalmasından ve 55°deki borik asite veya boraksa ait 2θ piklerinden gözlendi. Feldpastik faza ait XRD piklerinin konumları ve şekilleri değişmediğinden, boraksın ve borik asitin yapıya ilave olmasına rağmen ana fazın kristal yapısını değiştirmedeği sonucuna varıldı. Kontrol grubu, boraks ve borik asit katkılı gruplardan elde edilen sinterlenmiş porselen örneklerin SEM görüntüleri kristal yapının değişmediğini desteklemektedir. Ayrıca XRD sonuçları, EDS analiz sonuçlarıyla uyum göstermektedir.

## 6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Çalışmanın sınırlamaları altında, farklı oranlarda borik asit ve boraks ilavesinin feldspatik porselende çatlak boyuna etkisine ilişkin sonuçlar aşağıdaki şekilde sıralanmıştır:

1. Ağırlıkça %1,%2,%3 borik asit ilave edilen grupların tümünde çatlak boyu kontrol grubuna göre azalmıştır ve en çok azalma %3 borik asit ilaveli grupta bulunmuştur. Ancak kontrol grubu ve %1,%2,%3 borik asit ilave edilen grupların arasındaki bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.
2. Ağırlıkça %1,%2,%3 boraks ilave edilen gruplar arasında %1 ve %2 oranında boraks ilave edilen gruplarda kontrol grubuna göre çatlak boyu azalmış; %3 oranında boraks ilave edilen grupta çatlak boyu artmıştır, ancak farklılıklar kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı değildir.
3. Kırılma tokluğu değerleri yönünden %1,%2,%3 borik asit ilave edilen grupların tümünde çatlak boyu kontrol grubuna göre artmıştır ve en yüksek değer %3 borik asit ilaveli grupta bulunmuştur, ancak farklılıklar kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı değildir.
4. Kırılma tokluğu değerleri açısından %1,%2,%3 boraks ilave edilen gruplar ve kontrol grubu karşılaştırıldığında %1 ve %2 oranında boraks ilave edilen gruplarda kontrol grubuna göre kırılma tokluğu değeri artmış olup %3 oranında boraks ilave edilen grupta kırılma tokluğu azalmıştır. Ancak farklılıklar kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı değildir.
5. Sertlik değerleri, kontrol grubuna göre %1 ve %2 oranında borik asit ilave edilen gruplarda artmış, ancak %3 oranında ilave edilen grupta kontrol grubuna göre azalmıştır.

6. %1,%2,%3 boraks ilave edilen grupların tümünde sertlik değerleri kontrol grubuna göre azalmıştır; en fazla düşüş %1 boraks ilave edilen grupta tespit edilmiştir.
7. Biaksiyel esneme direnci %1,%2,%3 borik asit ilave edilen grupların tümünde kontrol grubuna göre azalmıştır.
8. Biaksiyel esneme direnci, kontrol grubuna göre %1 ve %2 oranında boraks ilaveli gruplarda azalmış; %3 boraks ilaveli grupta artmıştır.



## KAYNAKLAR

1. Taşveren, S., Özdemir, A.K. (2005). Yüksek Miktarda Alumina ile Güçlendirilmiş Metal Desteksiz Porselen Sistemleri. *Cumhuriyet Dent J*, 8 (2), 128-132.
2. Anusavice, K.J., Philips, R.W., Shen, C. (2003). *Phillips' Science of Dental Materials (11<sup>th</sup> ed.)*. Saunders St Louis: Elsevier Science.421.
3. Yavuzylmaz, H. (1996). *Metal Destekli Estetik Kronlar*. Ankara: Gazi Üniversitesi Yayınları.232-243.
4. Anusavice, K.J., Hojjatie, B. (1991). Effect of Thermal Tempering on Strength and Crack Propagation Behavior of Feldspathic Porcelains. *J Dent Res*, 70 (6), 1009-1013.
5. Özaslan, B. (2003). *Bor Ürünleri ve Türk Seramik Sektörüne Etkileri*. Bor Ürünleri Çalıştayı Raporu. İstanbul.
6. Sezzi, G. (2001). Borates and Ceramic Glazes. *Ceram World Rev*, 40, 76-78.
7. Zaimoğlu, A., Can, G. (2011). *Sabit Protezler*. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.139-159.
8. McCabe, J.F., Walls, A.W.G. (2008). *Applied Dental Materials (9<sup>th</sup> ed.)*. UK: Blackwell Publishing Ltd. 64-77.
9. Akın, E. (1983). *Diş Hekimliğinde Porselen*. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Yayınları.

10. Coşkun, A., Yaluğ, S. (2002). Metal Desteksiz Porselen Sistemleri. *Cumhuriyet Dent J*, 5 (2), 97-102.
11. Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., Aksu, L. (1993). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara: Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları.355-388.
12. Yılmaz, B. (2010). Beş Farklı Yöntemle Hazırlanan Zirkonyum Altyapılı Kronların Marjinal Uyum ve Kırılma Dirençlerinin In Vitro Olarak Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Atatürk Üniversitesi, Erzurum.
13. Eroğlu, Z. (2010). Galvano Seramik, Metal Seramik ve Tam Seramik Üç Üyeli Köprü Protezlerinin Kırılma Dirençlerinin In Vitro Olarak Karşılaştırılması. Doktora Tezi, Erciyes Üniversitesi, Kayseri.
14. Kah, M. (1992). Comparison of Surface Treatments on the Strength of Dental Porcelain. Doctorate Thesis, The University of Sydney, Sydney.
15. Yavuzylmaz, H., Turhan, B., Bavbek, B., Kurt, E. (2005). Tam Porselen Sistemleri I. *Gazi Üniv Diş Hek Fak Derg*, 22 (1), 41-48.
16. O'Brian W.J. (2008). *Dental Materials and Their Selection* (4<sup>th</sup> ed.). Canada: Quintessence Publishing, 212-229.
17. McLean, J.W., Hubbard, J.R., Kedge, M.I. (1979). *The Science and Art of Dental Ceramics* (1<sup>st</sup> ed.). The nature of dental ceramics and their clinical use. Illinois: Quintessence Publishing Co.
18. Phillips, R.W. (1973). *Skinner's Science of Dental Materials* (7<sup>th</sup> ed.). Philadelphia: Saunders Co.

19. Kadioğlu, H. (2009). Sert ve Yumuşak Porselenlerde Pişirim Sıcaklıkları ve Sürelerinin Düşürülmesi. Doktora tezi, Anadolu Üniversitesi, Eskişehir.
20. Quirynen, M., Bollen, C.M. (1995). The Influence of Surface Roughness and Surface-Free Energy on Supra- and Subgingival Plaque Formation in Man. A Review of the Literature. *J Clin Periodontol*, 22 (1), 1-14.
21. Bollenl, C.M., Lambrechts, P., Quirynen, M. (1997). Comparison of Surface Roughness of Oral Hard Materials to the Threshold Surface Roughness for Bacterial Plaque Retention: A Review of the Literature. *Dent Mater*, 13 (4), 258-269.
22. Rosenstiel, S.F., Land, M.F., Fujimoto, J. (2006). *Contemporary Fixed Prosthodontics* (4<sup>th</sup> ed.). St. Louis, Missouri: Mosby Elsevier Health Sciences.
23. Powers, J.M., Wataha, J.C. (2007). *Dental Materials: Properties and Manipulation* (9<sup>th</sup>ed.). St. Louis, Missouri: Mosby Elsevier Health Sciences.317-336.
24. Cal, E., Sonugelen, M., Guneri, P., Kesercioglu, A., Kose, T. (2004). Application of a Digital Technique in Evaluating the Reliability of Shade Guides. *J Oral Rehabil*, 31 (5), 483-491.
25. Giordano, R. (1996). Dental ceramic restorative systems. *Compend contin educ dent*, 17 (8), 779-82.
26. Arango Santander, S., Pelaez Vargas, A., Saldarriaga Escobar, J., Jorge Monteiro, F., Restrepo Tamayo, L.F. (2010). Ceramics for Dental Restorations-An Introduction. *Dyna*, 163, 26-36.

27. Sakaguchi, R.L., Powers, J.M. (2011). *Craig's Restorative Dental Materials* (13<sup>th</sup> ed.). Philadelphia: Elsevier Mosby.53,443.
28. Çalikkocaoğlu, S. (2004). *Tam protezler (4.bs.)*. Ankara: Özyurt Matbaacılık. 415-425.
29. Wassell, R.W., Walls, A.W., Steele, J.G. (2002). Crowns and Extra-coronal Restorations: Materials Selection. *Brit Dent J*, 192 (4), 199-211.
30. Crispin, B.J. (1994). *Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals*. Tokyo: Quintessence Pub Co.
31. Claus, H. (1990). Vita In-Ceram, a New System for Producing Aluminium Oxide Crown and Bridge Substructures. *Quintessenz Zahntech*, 16, 35-46.
32. Conrad, H.J., Seong, W.J., Pesun, I.J. (2007). Current Ceramic Materials and Systems with Clinical Recommendations: A Systematic Review. *J Prosthet Dent*, 98 (5), 389-404.
33. Sağırkaya, C.E. (2010). Farklı Alt Yapı ve Üst Yapı Oranlarının Tüm Seramik Sistemlerinde Bağ Dayanımına Etkisinin Mekanik Yöntemlerle Araştırılması. Doktora Tezi,, Ege Üniversitesi, İzmir.
34. Tinschert, J., Zvez, D., Marx, R., Anusavice, K. J. (2000). Structural Reliability of Alumina-, Feldspar-, Leucite-, Mica- and Zirconia-Based Ceramics. *J Dent*, 28 (7), 529-535.
35. Chen, Y.M., Smales, R.J., Yip, K.H., Sung, W.J. (2008). Translucency and Biaxial Flexural Strength of Four Ceramic Core Materials. *Dent Mater*, 24 (11), 1506-1511.

36. Geller, W., Kwiatkowski, S.J. (1987). The Willi's Glas Crown: A New Solution in the Dark and Shadowed Zones of Esthetic Porcelain Restorations. *Quintessence Dent Technol*, 11 (4), 233-242.
37. Yavuzylmaz, H., Turhan, B., Bavbek, B., Kurt, E. (2005). Tam Porselen Sistemleri II. *Gazi Üniv Diş Hek Fak Derg*, 22, 49-60.
38. Piconi, C., Maccauro, G. (1999). Zirconia as a Ceramic Biomaterial. *Biomater*, 20 (1), 1-25.
39. Kelly, J.R., Benetti, P. (2011). Ceramic Materials in Dentistry: Historical Evolution and Current Practice. *Aust Dent J*, 56, 84-96.
40. Eskitaşcıoğlu, G., Akman, S., Kalkan, M., Belli, S. (2010). Farklı Seviyelerdeki Porselen Kırıklarının İndirekt Tamirinden Sonraki Renk Uyumlarının İn Vitro Karşılaştırılması. *Selçuk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 10 (2), 129-133.
41. Shillingburg, H.T., Hobo, S., Whitsett, L.D., Brackett, S.E. (1997). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics (3<sup>rd</sup> edi.)*. Chicago: Quintessence Pub. Co.
42. Yamamoto, M. (1985). *Metal-Ceramics: Principle and Methods of Makoto Yamamoto*. Chicago: Quintessence Pub. Co.
43. Çapa, N., Özkurt, Z., Kazazoğlu, E. (2006). Ağız İçi Porselen Tamir Sistemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 16, 34-40.
44. Aksoy, G. (2003). Dental Seramiklerde Glazür Katmanının Önemi. *Ege Üniv Diş Hek Derg*, 24 (2), 103-111.

45. Erturk, E., Dalkiz, M., Ozyilmaz, E., Akbas, H.Z., Cetinkara, H.A., Aykul, H. (2013). Evaluation of the Effects of Surface Treatments on Different Dental Ceramic Structures. *Mater Tehnol*, 47 (5), 653-660.
46. Cook, R.F., Lawn, B.R., Dabbs, T.P., Chantikul, P. (1981). Effect of Machining Damage on the Strength of a Glass-Ceramic. *J Am Ceram Soc*, 64 (9), 121-122.
47. Campbell, S.D. (1989). A Comparative Strength Study of Metal Ceramic and All-Ceramic Esthetic Materials: Modulus of Rupture. *J Prosthet Dent*, 62 (4), 476-479.
48. Yavuz, Ö. (1996). Tüm Seramik Kronların Kırılma Dirençlerinin Seramometal Restorasyonların Kırılma Dirençleri ile Karşılıklı Olarak Araştırılması. Doktora tezi, Ege Üniversitesi, İzmir.
49. Anusavice, K.J., Shen, C., Lee, R.B. (1992). Strengthening of Feldspathic Porcelain by Ion Exchange and Tempering. *J Dent Res*, 71 (5), 1134-1138.
50. Dehoff, P.H., Anusavice, K.J. (1989). Tempering Stresses in Feldspathic Porcelain. *J Dent Res*, 68 (2), 134-138.
51. Fairhurst, C.W., Anusavice, K.J., Hashinger, D.T., Ringle, R.D., Twigg, S.W. (1980). Thermal Expansion of Dental Alloys and Porcelains. *J Biomed Mater Res*, 14 (4), 435-446.
52. Fairhurst, C.W., Lockwood, P.E., Ringle, R.D., Thompson, W.O. (1992). The Effect of Glaze on Porcelain Strength. *Dent Mater*, 8 (3), 203-207.
53. Mackert, J., Evans A. (1991). Effect of Cooling Rate on Leucite Volume Fraction in Dental Porcelains. *J Dent Res*, 70 (2), 137-139.

54. DeHoff, P.H., Anusavice, K.J. (1992). Analysis of Tempering Stresses in Bilayered Porcelain Discs. *J Dent Res*, 71 (5), 1139-1144.
55. Zeng, K., Odén, A., Rowcliffe, D. (1996). Flexure Tests on Dental Ceramics. *Int J Prosthodont*, 9 (5), 434-439.
56. Kelly, J.R., Campbell, S.D., Bowen H.K. (1989). Fracture-surface Analysis of Dental Ceramics. *J Prosthet Dent*, 62 (5), 536-541.
57. McLaren, E.A. (1998). All-ceramic Alternatives to Conventional Metal-ceramic Restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 19 (3), 307-308.
58. Anusavice, K.J. (2012). Standardizing Failure, Success, and Survival Decisions in Clinical Studies of Ceramic and Metal–Ceramic Fixed Dental Prostheses. *Dent Mater*, 28 (1), 102-111.
59. McLean, J.W., Hughes, T.H. (1965). The Reinforcement of Dental Porcelain with Ceramic Oxides. *Brit Dent J*, 119 (6), 251-267.
60. Gogotsi, G.A. (2013). Criteria of Ceramics Fracture (Edge Chipping and Fracture Toughness Tests). *Ceram Int*, 39 (3), 3293-3300.
61. Özkurt, Z. (2008). Farklı Zirkonya Esaslı Alt Yapılara Bağlanan Veneer Seramiklerin Makaslama Kuvvetlerine Karşı Dirençlerinin Karşılaştırılması. Doktora tezi, Yeditepe Üniversitesi, İstanbul.
62. Eğri, F.A. (2003). Asit Borik İlavesinin Porselen Karo Üzerine Olan Etkileri. Yüksek Lisans tezi, Anadolu Üniversitesi, Eskişehir.
63. Yet, G. (2007). Yer Karosu Bünyelerinde Farklı Ergiticilerin Çamur Reolojisi Ve Sinterleme Üzerine Etkileri. Yüksek Lisans tezi, Anadolu Üniversitesi, Eskişehir.

64. Bilgiç, M., Dayık, M. (2013). Borun Özellikleri ve Tekstil Endüstrisinde Kullanımıyla Sağladığı Avantajlar. *Tekstil Tekno Elekt Derg*, 7 (2), 27-37.
65. Bor madeni ve kullanım alanları. Erişim: 01 Aralık 2013, <http://bormadeni.blogcu.com/kullanim-alanlari>.
66. Wang, W.L., Bi, J.Q., Sun, K.N., Du, M., Long, N.N., Bai, Y.J. (2011). Fabrication of Alumina Ceramic Reinforced with Boron Nitride Nanotubes with Improved Mechanical Properties. *J Am Ceram Soc*, 94 (11), 3636-3640.
67. Bor Madeni. Erişim:01 Aralık 2013, <http://www.mta.gov.tr/bor>
68. Ko, D.J., Kim, K.N., Lee, Y.K., Kim, B.H., Kim, K.M. (2005). The Effect of  $\text{Li}_2\text{O}$  and  $\text{B}_2\text{O}_3$  on Thermal Properties and Chemical Solubility of Low-Fusing Dental Porcelain. *Key Eng Mater*, 284, 917-920.
69. Görhan, G. (2012). Bor Oksit Ve Borik Asit Katkisinin Kil Tuğlasi Özelliklerine Etkisi. *Selçuk Üniv Tekn Online Derg*, 11 (3), 96-109.
70. Durak, E. (2003). Borik Asitin Katki Maddesi Olarak Yağlama Yağında Kullanılmasının Araştırılması. *BAÜ Fen Bil Enst Derg*, 5 (1), 121-129.
71. Cengiz, Ö., Kara, A. (2012). Tek Pişirim Duvar Karosu Bünyelerinde Borik Asit İlavesinin Sinterleme Davranışına Etkileri. *Afyon Kocatepe Üniv Fen Bil Derg*, Özel sayı, 29-35.
72. Cook, S.G. (2002). Borate Fluxes in Ceramic Bodies. *Ceram Eng Sci Proc*, 23 (2), 47-55.
73. Kılıcı, S. (2011). Borik Asidin Dehidratasyonu. Yüksek Lisans Tezi. Sakarya Üniversitesi, Sakarya.



74. Uwe, E.A., Boccaccini, A.R., Cook, S.G., Cheeseman, C.R. (2007). Effect of Borate Addition on the Sintered Properties of Pulverised Fuel Ash. *Ceram Int*, 33, 993-999.
75. Zeki, A. (1985). Etibank Boraks Fabrikası Atıklarından, Ham Boraks, Saf Boraks, Borik Asit, Perborat Üretim Şartlarının Araştırılması. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul Üniversitesi, İstanbul.
76. Özkan, Ş., Cebi, H., Delice, S., Doğan, M. (1997). Bor Minerallerinin Özellikleri ve Madenciliği, 2.Endüstriyel Hammaddeler Sempozyumu, İzmir.
77. KAVAS, T.Boraks atıklarının hızlı pişirim porselen karo cam-seramik sırlarının son özelliklerine etkisi. Erişim: 05 Ocak 2014, <http://www.bekirkarasu.com>.
78. Craig, R.G., Powers, J.M. (2002). *Restorative Dental Materials* (12<sup>th</sup> edi.). St. Louis: CV Mosby.
79. Ban, S., Anusavice K.J. (1990). Influence of Test Method on Failure Stress of Brittle Dental Materials. *J Dent Res*, 69 (12), 1791-1799.
80. Albakry, M., Guazzato, M., Swain, M.V. (2004). Influence of Hot Pressing on the Microstructure and Fracture Toughness of Two Pressable Dental Glass–ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 71 (1), 99-107.
81. Scherrer, S.S., Denry, I.L., Wiskott, H.W. (1998). Comparison of Three Fracture Toughness Testing Techniques Using a Dental Glass and a Dental Ceramic. *Dent Mater*, 14 (4), 246-255.
82. International Organization of Standardization, *ISO 6872 - Dentistry - Ceramic Materials*. 2008, Geneva.

83. Ersu, B., Yenigül, B., Tulunoğlu, İ. (2007) Three point bending strength of in-ceram core material sinterized with colloidal alumina. *J Hacettepe Uni Fac Dent*, 31 (2), 71-78.
84. Cattell, M.J., Clarke, R.L., Lynch, E.J. (1997). The Transverse Strength, Reliability and Microstructural Features of Four Dental Ceramics—Part I. *J Dent*, 25 (5), 399-407.
85. Miller, A., Long, J., Miller, B., Cole, J. (1992). Comparison of the Fracture Strengths of Ceramometal Crowns Versus Several All-Ceramic Crowns. *J Prosthet Dent*, 68 (1), 38-41.
86. Yilmaz, H., Aydin, C., Gul, B.E. (2007). Flexural Strength and Fracture Toughness of Dental Core Ceramics. *J Prosthet Dent*, 98 (2), 120-128.
87. Kelly, J.R. (1995). Perspectives on Strength. *Dent Mater*, 11 (2), 103-110.
88. Hanyaloglu, C., Aksakal, B., Bolton, J.D. (2001). Production and Indentation Analysis of WC/Fe–Mn as an Alternative to Cobalt-bonded Hardmetals. *Mater Charact*, 47 (3), 315-322.
89. Kelly, J.R. (1999). Clinically Relevant Approach to Failure Testing of All-ceramic Restorations. *J Prosthet Dent*, 81 (6), 652-661.
90. Wagner, W.C., Chu, T.M. (1996). Biaxial Flexural Strength and Indentation Fracture Toughness of Three New Dental Core Ceramics. *J Prosthet Dent*, 76 (2), 140-144.
91. Rizkalla, A.S., Jones, D.W. (2004). Indentation Fracture Toughness and Dynamic Elastic Moduli for Commercial Feldspathic Dental Porcelain Materials. *Dent Mater*, 20 (2), 198-206.

92. Anstis, G.R., Chantikul, P., Lawn, B.R., Marshall, D.B. (1981). A Critical Evaluation of Indentation Techniques for Measuring Fracture Toughness: I, Direct Crack Measurements. *J Am Ceram Soc*, 64 (9), 533-538.
93. Xie, D., Brantley, W.A., Culbertson, B.M., Wang, G. (2000). Mechanical Properties and Microstructures of Glass-Ionomer Cements. *Dent Mater*, 16 (2), 129-138.
94. Yañez, M.J., Barbosa, S.E. (2003). Changes in Particle Area Measurements Due to SEM Accelerating Voltage and Magnification. *Microsc Res Tech*, 61 (5), 463-468.
95. Hayat, M.A. (2000). Principles And Techniques Of Electron Microscopy: Biological Applications. *Cambridge Univ Press*.
96. Etman, M.K. (2009). Confocal Examination of Subsurface Cracking in Ceramic Materials. *J Prosthodont*, 18 (7), 550-559.
97. Stock, S. and B. Cullity (2001). *Elements of X-ray diffraction (3<sup>rd</sup> ed.)*. UpperSaddle River NJ:Prentice Hall
98. XRD- X Işını Kırınım Cihazı. Erişim: 04 Nisan 2014, [www.selcukiltek.com/equipment](http://www.selcukiltek.com/equipment).
99. Samuel, R., Chandrasekar, S., Farris, T.N., Licht, R.H. (1989). Effect of Residual Stresses on the Fracture of Ground Ceramics. *J Am Ceram Soc*, 72 (10), 1960-1966.
100. Mekikoğlu, A. (2011). Farklı materyaller ilave edilen geleneksel cam iyonomer simanın kırılma tokluğu ve biyoaktivitesinin değerlendirilmesi. Doktora tezi, Gazi Üniversitesi, Ankara.

101. X Ray Cihazı. Erişim:04 Nisan 2014, <http://www.metalurjistiz.blogspot.com>
102. Dentsply, *Ceramco malzeme güvenlik veri sayfası*. 2008.
103. Dentsply, *Ceramco3 Directions for Use*. 2007.
104. Chantikul, P., Anstis, G., Lawn, B.R., Marshall D. (1981). A critical evaluation of indentation techniques for measuring fracture toughness: II, strength method. *J Am Ceram Soc*, 64 (9), 539-543.
105. Rosenblum, M.A., Schulman A. (1997). A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Ass*, 128 (3), 297-307.
106. Seghi, R., Daher, T., Caputo A. (1990). Relative flexural strength of dental restorative ceramics. *Dent Mater*, 6 (3), 181-184.
107. Weinstein, M. (1962) *Fused porcelain-to-metal teeth*. Google Patents.
108. Wang, W.L., Bi, J.Q., Wang, S.R., Sun, K.N., Du, M., Long, N.N., Bai Y.J. (2011). Microstructure and mechanical properties of alumina ceramics reinforced by boron nitride nanotubes. *J Eur Ceram Soc*, 31 (13), 2277-2284.
109. Borates. Erişim: 23 Mart 2014, <http://www.riotintominerals.com>.
110. Aydın, T., Kara, A. (2012). Borik Asit İlavesinin Elektroporselen Bünyelerin Sinterleme Davranışları Üzerine Etkisinin İncelenmesi. *Afyon Kocatepe Üniv Fen Bil Derg*, Özel sayı, 29-35.
111. Shenoy, A., Shenoy N. (2010). Dental ceramics: An update. *J Conserv Dent*, 13 (4), 195.

112. Hamouda, I.M., Beyari M.M. (2013). Addition of Yattria Partially Stabilized Zirconia for Reinforcement of Dental Porcelain. *Int J Sci Res Know*, 404.
113. Asar, N.V., Korkmaz, T., Gül E.B. (2010).The effect of wollastonite incorporation on the linear firing shrinkage and flexural strength of dental aluminous core ceramics: A preliminary study. *Mater Desing*, 31 (5), 2540-2545.
114. Medeiros, I.S., Luz, L.A., Yoshimura, H.N., Cesar, P.F., Hernandez, A.C. (2009). Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>/GdAlO<sub>3</sub> fiber for dental porcelain reinforcement. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2 (5), 471-477.
115. Albakry, M., Guazzato, M., Swain, M.V. (2003). Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthetic Dent*, 89 (4), 374-380.
116. Chong, K.H., Chai, J., Takahashi, Y., Wozniak, W. (2001). Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont*, 15 (2), 183-188.
117. Pröbster, L. (1992). Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 5, 409-409.
118. Giordano II, R.A., Pelletier, L., Campbell, S., Pober, R. (1995). Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J Prosthetic Dent*, 73 (5), 411-418.
119. Kiliçarslan, M.A., Zaimoğlu A. (1998). Relative Flexural Strength And Hardness Of Different Dental Restorative Ceramics. *J Istanbul Univ Fac Dent*, 32 (1), 28-33.

120. Seghi, R.R., Sorensen, J.A. (1995). Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont*, 8, 239.
121. Materyallerin sertliği. Erişim: 05 Nisan 2014, <http://www.wikipedi.org>.
122. Hudson, J.D., Goldstein, G.R., Georgescu M. (1995). Enamel wear caused by three different restorative materials. *J Prosthet Dent*, 74 (6), 647-654.
123. Jagger, D., Harrison, A. (1994). An in vitro investigation into the wear effects of unglazed, glazed, and polished porcelain on human enamel. *J Prosthet Dent*, 72 (3), 320-323.
124. Abi, C.B. (2009). Geleneksel ve teknik seramiklerin kırılma tokluğunun incelenmesi. Yüksek Lisans tezi, Afyon Kocatepe Üniversitesi, Afyon.
125. Çömlekoglu, M.E., Gungor, M.A., Dundar, M., Ozcan, M., Gokce, B., Artunc, C. (2011). Güçlendirilmiş dental seramiklerin vickers sertlikleri ve yük altında kırılma davranışları. *Cumhuriyet Dent J*, 12 (2), 119-120.
126. Yoshimura, H.N., Gonzaga, C.C., Cesar, P.F., Miranda, W.G. (2012). Relationship between elastic and mechanical properties of dental ceramics and their index of brittleness. *Ceram Int*, 38 (6), 4715-4722.
127. Beck, N., Graef, F., Gerstbrein, O., Karl, M. (2010). Sensitivity of transillumination for detecting microcracks in feldspathic and zirconia ceramic materials. *J Prosthet Dent*, 104 (5), 301-305.
128. Denry, I., Mackert, J., Holloway, J., Rosenstiel, S. (1996). Effect of cubic leucite stabilization on the flexural strength of feldspathic dental porcelain. *J Dent Res*, 75 (12), 1928-1935.

## **EKLER**

### **EK.1: Etik Kurul Onayına Gerek Olmadığına Dair Belge**

13 Nisan 2013 tarih ve 28617 sayı ile T.C. Resmi Gazetede yayınlanan “klinik araştırmalar hakkında yönetmelik’ in Birinci Bölümünün 2. Maddesinin 1. Fıkrası (Bu yönetmelik, biyoyararlanım ve biyoeşdeğerlik çalışmaları dahil, ruhsat veya izin alınmamış olsa dahi insanlar üzerinde yapılacak olan ilaç, tıbbi ve biyolojik ürünler ile bitkisel ürünlerin klinik araştırmaları, klinik araştırma yerlerini ve bu araştırmaları gerçekleştirecek gerçek veya tüzel kişileri kapsar.) gereğince tezimin bir klinik araştırma değil sadece laboratuvar çalışması olması sebebiyle Etik Kurul kararı alınmamıştır.

## ÖZGEÇMİŞ

**Mustafa Hayati ATALA**, 1984 yılında Uşak'ta doğdu. İlkokul öğrenimini Boyabat Fatih İlköğretim okulunda, ortaokul ve lise öğrenimini Sinop Anadolu Lisesinde tamamladı. 2003 yılında Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesine girdi ve 2009 yılında mezun oldu. 2010 yılında İnönü Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda araştırma görevlisi olarak çalışmaya başladı. Aynı Anabilim Dalında doktora eğitimine de başladı. Halen aynı görevi sürdürmektedir. Evli ve bir çocuk babasıdır.