

T.C.  
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ  
ANABİLİM DALI

**TEKRARLANAN FIRINLAMA UYGULAMASININ  
FARKLI ZİRKONYA ESASLI ALT YAPI  
SİSTEMLERİNİN MEKANİK ÖZELLİKLERİNE  
ETKİSİ**

DOKTORA TEZİ

DİŞ HEKİMİ  
BEHİYE DABAKOĞLU

DANIŞMAN  
Prof. Dr. ENDER KAZAZOĞLU

İSTANBUL-2009

## ÖZET

**Dabakoğlu B. Tekrarlanan Fırınlama Uygulamasının Farklı Zirkonya Esaslı Alt Yapıların Mekanik Özelliklerine Etkisi. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Tezi, İstanbul 2009.** Tam seramik sistemlerin estetik, biyouyumluluk ve renk stabilitesi gibi avantajlarına rağmen, kırılma olma nedeniyle, son yıllarda zirkonya esaslı seramiklerin kullanımı gündeme gelmiştir. Yüksek mekanik performans, dayanıklılık ve direnç gösteren zirkonya esaslı seramikler, tam seramik restorasyonların güvenilirliğini arttırmıştır. Tam seramik restorasyonların kullanımı anterior tek üye ya da üç üye sabit restorasyonlar ile sınırlı iken, zirkonya altyapı sistemleri ile posterior sabit restorasyonlar ve uzun gövdeli restorasyonlar yapmak mümkün hale gelmiştir. Restorasyonların estetiğini arttırmak için feldspatik porselenle ya da zirkonya alt yapı için özel olarak geliştirilmiş çeşitli veneer seramiklerle veneerlenmektedirler. Zirkonya alt yapılar kırılmaya oldukça dirençlidir. Üretim ve veneerleme işlemleri sırasında materyale uygulanan yüzey ve fırınlama işlemleri materyalin mekanik özelliklerini etkilemektedir. Veneerleme işlemi sırasında materyal ortalama olarak 5 kere fırınlanmaktadır. Klinikte karşılaşılan adaptasyon ve uyum problemleri nedeniyle fırınlama sayısı artmaktadır. Araştırmalar, veneer seramiğinin tekrarlanan fırınlamalardan nasıl etkilendiği incelemiştir ancak bu işlemlerin kor seramiğine etkileri bilinmemektedir. Bu nedenle yaptığımız çalışmanın amacı, tekrarlanan fırınlama işlemlerinin farklı zirkonya esaslı alt yapı sistemlerinin mekanik özelliklerini nasıl etkilediğini incelemektir.

Çalışmamızda üç farklı zirkonya alt yapı sistemi kullanıldı ve 180 tane zirkonya örnek hazırlandı. 60 tane ZirkonZahn (Steger, Ahrntal, Italy), 60 tane Cercon (DeguDent, Hanau, Germany) ve 60 tane Ceramill (AmannGirrbach, Koblach, Austria) firmalarına ait zirkonya alt yapılar oluşturuldu. Örnekler, kalınlığı 1.4 mm çapı 15 mm olan diskler şeklinde hazırlandı. Bu diskler, yüzeyi standardize etmek için 220, 320, 500, 600, 800, 1200 grit silikon karbit kağıt zımpara (English abrasives, England) ile zımpara cihazında (Phoenix Beta Grinder/Polisher, Buehler,

Germany) su altında 300 devir/ dakika‘ da örnek kalınlığı 1.2 mm’ye ininceye kadar zımparalandı. Daha sonra veneerleme yapılacakmış gibi yüzey pürüzlülüğünün ve bağlanmanın artırılması amacıyla uygulanan kuşlama işlemi kalem uçlu bir aygıtla (Microetcher ERC, Danville Eng., CA, USA), 120 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile 0,5 Mpa basınç altında ve yüzeye 10 mm uzaklıktan 15 saniye süreyle tüm örneklerle uygulandı. Tüm örneklerin kuşlama sonrası yüzey pürüzlükleri DIN 4762 standartlarına uygun olarak ölçüldü (Perthometer M1, Mahr, Germany) ve standart yüzeyler elde edildiği görüldü. Kuşlama sonrası örnekler 3 dakika ultrasonik olarak temizlendi. Her grup, örnek sayısı 10 olan 6 alt gruba ayrıldı. Alt gruplar sırasıyla 0, 1, 3, 5, 7 ve 9 kere alt yapı sistemiyle uyumlu veneer seramiklerinin üretici firma talimatlarına uygun olarak fırımlandı. Zirkonzahn sistemi için Ice Keramik, Cercon sistemi için Cercon Ceram Kiss ve Ceramill sistemi için Creation veneer seramiklerinin üretici firma talimatları kullanıldı. Deney için tüm örneklerin hazırlığı tamamlandıktan sonra üniversal test cihazı ile (Instron, 3345, Instron Corp., Norwood, MA, USA) 1 mm/dak. hızda biaksiyel bükme deneyi yapıldı. Deney gruplarının biaksiyel bükme deneyi sonrasında elde edilen bükme kuvvetleri, aritmetik ortalamaları ve standart sapma değerleri hesaplandı. Biaksiyel bükme deneyi tamamlandıktan sonra alt yapı örneklerine “Vickers” (Buehler, Illinois, ABD) cihazı ile sertlik deneyi uygulandı. Sertlik ölçümleri için 9,8 N’luk kuvvet 10 sn süreyle uygulandı ve her örnek için 5 farklı noktadan gerçekleştirildi. Deney gruplarının sertlik deneyi sonrasında elde edilen Vickers sertlik değerleri, aritmetik ortalamaları ve standart sapma değerleri hesaplandı.

Zirkonya alt yapıların biaksiyel bükme kuvveti ve Vickers mikrosertlik değerleri farklılıkları, iki bağımsız değişken olduğu için % 95 güven aralığında ANOVA iki yönlü varyans analizi (TWO WAY ANOVA) ile değerlendirildi. Grup ile fırınlama sayıları arasındaki etkileşim ise istatistiksel olarak anlamlı bulundu (p<0,01). Anlamlılığın hangi gruptan kaynaklandığını saptamak için Post Hoc değerlendirme yapıldı.

Çalışmamızın sonucunda, üç farklı zirkonya alt yapı grubu içinde en yüksek biaksiyel bükme kuvveti ( $1333\pm114$  MPa) ve Vickers mikrosertlik değeri ( $1566\pm159$  HVN) ZirkonZahn grubunda elde edildi. Fırınlama sayısı Zirkonzahn ve Cercon örneklerinde biaksiyel bükme kuvvetinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişikliğe sebep olmadı. Ceramill örneklerde ise en yüksek biaksiyel bükme kuvveti değerini kontrol grubu ( $999\pm144$  MPa) gösterirken, 3. fırınlamada ( $659\pm152$  MPa) anlamlı şekilde düşme görüldü. 5, 7 ve 9. fırınlamalarda (sırasıyla  $823\pm147$ ,  $889\pm148$ ,  $889.7\pm155$  MPa) ise biaksiyel bükme kuvvetinde kademeli olarak artış görüldü. Vickers sertlik deneyi sonuçlarına göre Cercon sisteminde fırınlama sayısı ile mikrosertlik sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmedi. Zirkonzahn sisteminde kontrol grubuna ( $1559\pm103$  HVN) göre ilk 5 fırınlamada (5. fırınlama;  $1720\pm80$  HVN) mikrosertlik değeri kademeli olarak artış gösterip 7 ve 9. fırınlamalarda (sırasıyla;  $1416\pm78$ ,  $1343\pm44$  HVN) tekrar azaldı. Ceramill grubunda en yüksek mikrosertlik değeri kontrol grubunda ( $1503\pm25$  HVN) gözlendi. Fırınlama sayısı arttıkça mikrosertlik değerinde anlamlı şekilde azalma görüldü.

**Anahtar Kelimeler:** Dental seramikler, zirkonya, fırınlama, biaksiyel bükme kuvveti, sertlik.

## SUMMARY

**Dabakoglu B. Effect of Repeated Firings on Mechanical Properties of Different Zirconia Based Frameworks. Yeditepe University Health Sciences Institute, PhD Thesis in Prosthetic Dentistry, İstanbul, 2009.**

All ceramic systems have advantages such as esthetics, biocompatibility and colour stability, but their brittleness introduced the usage of zirconia-based ceramics in recent years. The zirconia-based ceramics that demonstrate high mechanical performance and strength increase the reliability of the all ceramic restorations. Indication of all ceramic restoration was restricted with anterior crowns and three unit fixed partial dentures, zirconia core systems made it possible to use all ceramic posterior and long span fixed partial restorations. Unfortunately, current processing technologies cannot make zirconia cores as translucent as natural teeth. To improve the esthetic appearance, the milled cores are veneered with feldspathic ceramic or with ceramics suitable for the zirconia based ceramics. Zirconia cores are very resistant to crack formation. Surface treatments and firing processes performed on the material during the production and veneering process effect the mechanical properties of the zirconia. During the veneering process material is fired usually five times. Firing cycles increase with clinical adaptation and integrity problems. Researches investigated how the repeated firings effect the veneer ceramic but effect of these procedures on core ceramic is still unknown, because of this reason the aim of our study is to investigate the how repeated firing effect the mechanical properties of different zirconia based system frameworks.

In our study, 3 different zirconia core systems and 180 zirconia disc samples were used. 60 samples from Zrikonzahn system (Steger, Ahrntal, Italy), 60 samples from Cercon system (DeguDent, Hanau, Germany) and 60 samples from Ceramill system (AmannGirrbach, Koblach, Austria) were prepared. Samples are prepared in disc shape with 15mm radius and 1.4mm thickness. For surface standardization, these zirconia cores were grounded with silicon carbide paper (English abrasives, England) in a

sequence of 220, 320, 500, 600, 800 and 1200 grit sizes in grinder-polisher device (Phoenix Beta Grinder/Polisher, Buehler, Germany) under water with 300 rpm/min until discs thickness reduced to 1.2 mm. To mimic the veneering process, the specimens were blasted with 120  $\mu\text{m}$  aluminum oxide particles for 15 seconds with a sandblaster (Microetcher ERC, Danville Eng., CA, USA) at an emission pressure of 0,5 MPa with the nozzle 10 mm from the core surface. Later, their surface roughness were measured (Perthometer M1, Mahr, Germany), according to DIN 4762 standards and obtained standard surfaces. All specimens were ultrasonically cleaned for 3 minutes. Each group was divided into 6 subgroups which contained 10 samples. Subgroups are fired 0, 1, 3, 5, 7 and 9 times respectively according to manufacturer instructions of veneer ceramics which are advised by the manufacturer of zirconia core systems. Ice Keramik firing instruction used for Zirkonzahn, Cercon Ceram Kiss firing instruction used for Cercon and Creation firing instruction used for Ceramill zirconia core system. After the finishing all the preparation of discs of experiment, Universal test machine (Instron, 3345, Instron Corp., Norwood, MA, USA) with a 1 mm/min crosshead speed was used for biaxial flexural strength test. Mean biaxial flexural strength values and standard deviations were calculated. After the biaxial flexural strength test, Vickers microhardness test was performed with "Vickers" (Buehler, Illinois, ABD) machine applied 9.8 N load for 10 seconds to the each sample for 5 times. Mean biaxial flexural strength values and standard deviations were calculated.

Two-way ANOVA was used to appraise whether there was any statistical difference among groups at the 95 % confidence level and series of post hoc tests were used to identify which pairs of groups were different.

In the result of our study Zirkonzahn had the highest biaxial flexural strength ( $1333\pm 114$  MPa) and microhardness ( $1566\pm 159$  HVN) values among the all groups. Number of firing did not effect the biaxial flexural strength of Zirkonzahn and Cercon samples significantly. Non-fired group ( $999\pm 144$  MPa) of Ceramill had the highest biaxial flexural strength value and decreased significantly in 3. firing group ( $659\pm 152$  MPa). Biaxial flexural strength values increased respectively during the 5, 7 and 9.

firings (respectively;  $823\pm147$ ,  $889\pm148$ ,  $889.7\pm155$  MPa). Number of firing did not effect the microhardness of Cercon samples significantly. In Zirkonzahn groups, microhardness values increased significantly in first 5 firings (5.firing;  $1720\pm80$  HVN), compared to the non-fired group ( $1559\pm103$  HVN). Microhardness values decreased again in 7. ( $1416\pm78$  HVN) and 9. firings ( $1343\pm44$  HVN). Non-fired group ( $1503\pm25$  HVN) of Ceramill had the highest microhardness value and decreased significantly in following firing groups.

**Keywords:** Dental ceramic, zirconia, firing, biaxial flexural strength, microhardness.

## TEŞEKKÜR

Akademisyen olma hayalimin ilk basamağı olan doktora eğitim sürecinde bana bu şansı tanıyan, hayalimin ilk basamağını gerçekleştirmeme olanak sağlayan anabilim dalımızın değerli öğretim üyelerine;

Akademik hayatımın şekillenmesinde bana yol gösteren ve tez çalışmam boyunca sabrını, yardımını, deneyimlerini ve desteğini esirgemeyen, klinik ve teorik tüm engin bilgilerini cömertçe benimle ve tüm öğrencileriyle sevgi içinde paylaşan değerli hocam, danışmanım, anabilim dalımızın öğretim üyesi ve dekan yardımcımız **Prof. Dr. Ender Kazazoğlu**’na;

İlgisinin ve desteğini benden esirgemeyen çok değerli Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanımız **Prof. Dr. Senih Çalikkocaoğlu** başta olmak üzere, doktora eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan **Prof. Dr. Koray Oral** ve tüm değerli öğretim üyelerine;

Deney örneklerimin hazırlanması sırasında, laboratuvarlarının tüm olanaklarından yararlanmamı sağlayan **Optimal Diş Protez Laboratuvarı ve Yedimavident Diş Laboratuvarının** tüm çalışanlarına;

Malzeme desteği sağlayan **Degudent ve Amann GIRRbach** firmalarına;

Sabırlarını ve desteklerini benden esirgemeyen sevgili aileme tüm emekleri, bana gösterdikleri sonsuz anlayış ve sevgi için

Teşekkür ederim.



# İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
İÇ KAPAK.....	I
ÖZET.....	II
SUMMARY.....	V
TEŞEKKÜR.....	VIII
İÇİNDEKİLER.....	IX
KISALTMALARIN LİSTESİ.....	XIV
RESİMLERİN LİSTESİ.....	XVI
TABLoların LİSTESİ.....	XVIII
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	XIX
<b>1. GİRİŞ VE AMAÇ.....</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>4</b>
<b>2.1 DENTAL SERAMİKLER.....</b>	<b>5</b>
2.1.1 Dental Seramiklerin Tarihçesi.....	5
2.1.2 Dental Seramiklerin Yapısı.....	10
2.1.3 Dental Seramiklerin Elemanları.....	11
2.1.3.1 Feldspar.....	11
2.1.3.2 Kaolin.....	12
2.1.3.3 Kuartz.....	13
2.1.3.4 Renklendirici ve Opaklaştırıcı Ajanlar.....	13
2.1.3.5 Güçlendirici Ajanlar.....	14
2.1.4 Dental Porselenin Özellikleri.....	14
2.1.5 Dental Seramikleri Güçlendirme Yöntemleri.....	15
2.1.5.1 Seramiğin Metal Altyapı Üzerine Uygulanması.....	16
2.1.5.2 Yüzeyde Basma Gerilimlerinin Oluşturulması.....	17

	Sayfa No
2.1.5.3 Camın Kristal Bir Faz İle Güçlendirilmesi.....	19
2.1.5.4 Camın Kontrollü Kristalizasyonu.....	19
2.1.5.5 Cam İnfiltrasyonu İle-Seramiğin Güçlendirilmesi....	20
2.2 DENTAL SERAMİKLERİN SINIFLAMASI.....	20
2.3 TAM SERAMİKLERİN SINIFLAMASI.....	23
2.3.1 Yapım Tekniklerine Göre Sınıflama.....	23
2.3.2 Güçlendirme Mekanizmalarına Göre Sınıflama.....	26
2.3.2.1 Cam Seramikler.....	28
2.3.2.1.1 Lösit Kristalleri İle Güçlendirilmiş Seramikler.....	28
2.3.2.1.2 Lityumdisilikat Kristalleri İle Güçlendirilmiş Seramikler.....	30
2.3.2.1.3 Feldspatik Seramikler.....	31
2.3.2.2 Alumina Esaslı Seramikler.....	32
2.3.2.2.1 In-Ceram Alumina.....	32
2.3.2.2.2 In-Ceram Spinell.....	33
2.3.2.2.3 In-Ceram Zirkonya.....	33
2.3.2.2.4 Procera Allceram.....	34
2.3.2.2.5 Synthoceram.....	35
2.3.2.3 Zirkonya Esaslı Seramikler.....	36
2.3.2.3.1 Lava.....	36
2.3.2.3.2 Procera AllZircon.....	36
2.3.2.3.3 Everest.....	38
2.3.2.3.4 Hint-Els.....	39
2.3.2.3.5 Cercon.....	39
2.3.2.3.6 DC-Zircon.....	40
2.3.2.3.7 Cerec Inlab.....	41
2.3.2.3.8 Celay.....	42
2.3.2.3.9 ZENO Tech.....	42
2.3.2.3.10 Zirkonzahn.....	43
2.3.2.3.11 Ceramill.....	43

	Sayfa No
2.4 CAD/CAM SİSTEMLER.....	44
2.4.1 Tanımı ve Tarihsel Gelişimi.....	44
2.4.2 CAD/CAM Komponentleri.....	45
2.4.2.1 Tarayıcı.....	45
2.4.2.2 Yazılım.....	45
2.4.2.3 Donanım.....	46
2.4.3 Açık ve Kapalı CAD/CAM Sistemleri.....	46
2.4.4 CAD/CAM Materyalleri.....	46
2.5 DIŞ HEKİMLİĞİNDE ZİRKONYA.....	48
2.5.1 Zirkonya.....	48
2.5.2 Zirkonya İle İlgili Biomedikal Çalışmalar.....	50
2.5.3 Zirkonya Seramiklerin Üretimi.....	51
2.5.3.1 Green Zirkonya.....	51
2.5.3.2 Pre-sinterize Zirkonya.....	51
2.5.3.3 Sinterlenmiş Zirkonya.....	51
2.5.4 Zirkonya Seramiklerin Tanecik Yapısı.....	53
2.5.5 Zirkonyanın Faz Dönüşümleri.....	56
2.5.6 Zirkonyada Dönüşüm Toklaşması.....	58
2.5.7 Zirkonyanın Kararlı Hale Getirilmesi.....	62
2.5.7.1 Tam Stabilize Zirkonya.....	64
2.5.7.2 Kısmen Stabilize Zirkonya.....	64
2.5.7.3 Tetragonal Zirkonya Polikristalleri.....	65
2.5.8 Zirkonya Seramiklerin Mekanik Özellikleri.....	66
2.5.9 Zirkonyanın Kimyasal Stabilitesi.....	68
2.5.10 Y-TZP'nin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler...	68
2.5.10.1 Stabilizatör Oksitin Miktarı.....	69
2.5.10.2 Zirkonya Partiküllerinin Boyutu ve Şekli.....	70
2.5.10.3 Sıcaklık.....	70
2.5.10.4 Nem.....	71
2.5.10.5 Zaman.....	71
2.5.10.6 Materyale Uygulanan İşlemler.....	72

	Sayfa No
2.5.10.6.1 Aşındırma.....	72
2.5.10.6.2 Kumlama.....	74
2.5.10.6.3 Fırınlama.....	75
2.5.11 Diş Hekimliğinde Zirkonya Seramiklerin Kullanım Alanları.....	76
2.5.12 Zirkonya Altyapı Seramiklerinin Veneerlenmesi.....	76
2.5.13 Veneerleme İşleminin Zirkonya Altyapı Üzerine Etkisi...	77
<b>2.6 TAM SERAMİKLERİN DAYANIKLILIĞININ BELİRLENMESİNDE UYGULANILAN MEKANİK TESTLER.....</b>	<b>78</b>
2.6.1 Dayanıklılığı Etkileyen Faktörler.....	78
2.6.1.1 Yüzey Çatlaklarının Tipi, Boyutu, Dağılımı.....	78
2.6.1.2 Test Ortamı.....	79
2.6.1.3 Test Metodu.....	79
2.6.2 Tek Eksenli Bükülme Testleri.....	80
2.6.3 İki Eksenli Bükülme Testleri.....	81
2.6.3.1 Üç Top Üzerinde Piston Bükülme Testi.....	81
2.6.4 Yüzey Pürüzlülüğü.....	83
2.6.5 Yüzey Sertliği.....	84
2.6.5.1 Yüzey Sertliği Ölçüm Yöntemleri.....	84
2.6.5.2 Vicker's Sertlik Testi.....	85
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>	<b>88</b>
3.1 Deney Gruplarının Oluşturulması.....	88
3.1.1 Zirkozahn Grubu.....	89
3.1.2 Cercon Grubu.....	89
3.1.3 Ceramill Grubu.....	90
3.2 Altyapı Örneklerinin Oluşturulması.....	91
3.2.1 Zirkozahn Altyapı Örneklerinin Oluşturulması.....	94
3.2.2 Cercon Altyapı Örneklerinin Oluşturulması.....	96
3.2.3 Ceramill Altyapı Örneklerinin Oluşturulması.....	99

	<b>Sayfa No</b>
3.3 Örneklerin Yüzey Özelliklerinin Hazırlanması.....	101
3.4 Örneklerin Fırınlanması.....	105
3.5 Biaksiyel Bükme Testinin Uygulanması.....	107
3.6 Vicker's Sertlik Testinin Uygulanması.....	111
3.7 İstatistiksel Analiz.....	113
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>114</b>
4.1 Biaksiyel Bükme Testi Bulguları.....	114
4.2 Vicker's Sertlik Testi Bulguları.....	125
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>140</b>
<b>6. SONUÇLAR.....</b>	<b>158</b>
<b>7. KAYNAKLAR.....</b>	<b>161</b>
<b>8. ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>176</b>

## KISALTMALARIN LİSTESİ

$Al_2O_3$	Aluminyum oksit, Alumina
$Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$	Hidrate alumina silikat
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
CaO	Kalsiyum oksit
CeO <sub>2</sub>	Seryum oksit
GPa	Gigapaskal
Hf	Hafniyum
HIP	Hot Isostatic Pressing
HV	Hardness Vickers
$K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$	Potasyum alumina silikat
m	Monoklinik
Mg	Magnezyum
$MgAl_2O_4$	Magnezyum alüminyum oksit, Spinel
MgO	Magnezyum oksit
Mpa	Megapaskal
N	Newton
$Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$	Sodyum alumina silikat
PSZ	Parsiyel Stabilize Zirkonya
SiO <sub>2</sub>	Silika
SiO <sub>2</sub>	Silisyum Tetrahedra
t	Tetragonal
t→m	Tetragonal-monoklinik faz transformasyonu

TZP	Tetragonal Zirkonya Polikristalleri
Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Yitrium oksit
Y-TZP	Yitrium ile Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristalleri
Zr	Zirkonyum
ZrO <sub>2</sub>	Zirkonya, Zirkonyum dioksit
ZrSiO <sub>4</sub>	Zirkonyum silikat
µm	Mikrometre
x	Aritmetik ortalama
sd ±	Standart sapma
F#	Frekans
p	Anlamlılık
n	Örnek sayısı
NS	Not Significant
S	Significant

## RESİMLERİN LİSTESİ

**Resim 1:** Metal kalıp halkaları

**Resim 2:** “Filtek™ LS Low Shrink Posterior Restorative System” kompozit

**Resim 3:** Metal kalıp içine kompozit uygulanması

**Resim 4:** Kompozit kalıbın ışınla polimerize edilmesi

**Resim 5:** Kompozit disk örnekler

**Resim 6:** Zirkograph 025 ECO milling ünitesi

**Resim 7:** Zirkograph 025 ECO milling ünitesi

**Resim 8:** Kazıma işlemi

**Resim 9:** Sinterleme fırını

**Resim 10:** Zirkonzahn disk örnekleri

**Resim 11:** Cercon özel çerçevesi

**Resim 12:** Cercon brain makinası

**Resim 13:** Yarı sinterlenmiş zirkonyum oksit bloklar

**Resim 14:** Cercon disk örnekleri

**Resim 15:** Ceramill için akrilik rezin kalıp hazırlanması

**Resim 16:** Örneklerin birleştirilmesi

**Resim 17:** Kazıma ünitesine yerleştirilen Ceramill blok

**Resim 18:** Tarama ünitesine yerleştirilen rezin örnekler



- Resim 19:** Frezleme işlemi
- Resim 20:** Ceramill disk örnekleri
- Resim 21:** Örneklerin zımparalanması
- Resim 22:** Dijital kumpas ile örneklerin ilk kalınlıklarının ölçümü
- Resim 23:** Dijital kumpas ile örneklerin son kalınlıklarının ölçümü
- Resim 24:** Profilometre cihazı
- Resim 25:** Yüzey pürüzsüzlük ölçümü
- Resim 26:** Profilometre cihazının ekranı
- Resim 27:** Ivoclar Vivadent Programat P500 fırını
- Resim 28:** Örneklerin fırınlanması
- Resim 29:** Instron üniversal test cihazı
- Resim 30:** Örneklerin cihazda konumlandırılması
- Resim 31:** Örnekler üzerine yük uygulanması
- Resim 32:** Örneklerin yük altında kırılması
- Resim 33:** Örneğin yük altında kırılması
- Resim 34:** “Vickers” (Buehler, Illinois, ABD) cihazı
- Resim 35:** Sertlik testinin uygulanması
- Resim 36:** Vickers sertlik deneyinde oluşan baklava dilimi

## TABLULARIN LİSTESİ

- Tablo 1:** Dental seramiğin mekanik özellikleri
- Tablo 2:** Üretim şekline göre dental zirkonya sistemlerinin gruplandırılması
- Tablo 3:** Dental zirkonya içerikli seramiklerin kristal yapıya göre sınıflandırılması
- Tablo 4:** Kristal formların yoğunluk ve sıcaklık değerleri
- Tablo 5:** Biomedikal kullanımı olan seramiklerin özellikleri
- Tablo 6:**  $ZrO_2$ 'ya yapılan bazı ilavelerin katyon iyon yarıçapları
- Tablo 7:** Çalışmamızda kullanılan malzemeler
- Tablo 8:** Deney gruplarının oluşturulması
- Tablo 9:** Ice Keramik materyalinin fırınlama şartları
- Tablo 10:** Ceramco PFZ materyalinin fırınlama şartları
- Tablo 11:** Creation ZI materyalinin fırınlama şartları
- Tablo 12:** Biaksiyal bükme kuvveti ölçümlerinin dağılımı
- Tablo 13:** İki yönlü Varyans analizi değerlendirme sonuçları
- Tablo 14:** Biaksiyal Bükme Kuvvetlerinin Post Hoc değerlendirme tablosu
- Tablo 15:** Vickers mikrosertlik ölçümlerinin dağılımı
- Tablo 16:** Vickers mikrosertlik iki yönlü varyans analizi değerlendirme sonuçları
- Tablo 17:** Vickers mikrosertlik değerlerinin Post Hoc değerlendirme tablosu

## ŞEKİLLERİN LİSTESİ

**Şekil 1:** Porselenin yapısı

**Şekil 2:** Seramik yüzeyinde iyon değişimi

**Şekil 3:** Zirkonyanın kübik tanecik yapısı

**Şekil 4:** Zirkonyanın tetragonal tanecik yapısı

**Şekil 5:** Zirkonyanın monoklinik tanecik yapısı

**Şekil 6:** Zirkonyanın faz dönüşüm şeması

**Şekil 7:** Dönüşüm sertleşmesinin şematik gösterimi

**Şekil 8:** Faz transformasyonuna bağlı oluşan dönüşüm sertleşmesinin şematik gösterimi

**Şekil 9:** Zirkonya-yitriyum faz diagramının zirkonya bölümü

**Şekil 10:** İki eksenli bükülme testinin şematik resmi

**Şekil 11:** Knoop ve Vickers sertlik testlerinin oluşturduğu izlerin şematik resmi

**Şekil 12:** Zirkozahn biaksiyal bükme kuvveti değerlerinin fırınlama sayılarına göre dağılımı

**Şekil 13:** Cercon biaksiyal bükme kuvveti değerlerinin fırınlama sayılarına göre dağılımı

**Şekil 14:** Ceramill biaksiyal bükme kuvveti değerlerinin fırınlama sayılarına göre dağılımı

**Şekil 15:** Biaksiyal bükme kuvveti ölçümlerinin 3 alt yapı sistemi içinde dağılımı

**Şekil 16:** Biaksiyal bükme kuvveti ölçümlerinin 3 alt yapı sistemi içinde dağılımı

**Şekil 17:** Gruplara göre biaksiyal bükme kuvvetinin dağılım grafiği

**Şekil 18:** Zirkonzahn Vickers mikrosertlik değerlerinin fırınlama sayılarına göre dağılımı

**Şekil19:** Cercon Vickers mikrosertlik değerlerinin fırınlama sayılarına göre dağılımı

**Şekil 20:** Ceramill Vickers mikrosertlik değerlerinin fırınlama sayılarına göre dağılımı

**Şekil 21:** Vickers mikrosertlik ölçümlerinin dağılımı

**Şekil 22:** Vickers mikrosertlik ölçümlerinin tüm gruplara göre dağılımı

**Şekil 23:** Gruplara göre Vickers mikrosertlik değerlerinin dağılımı

**Şekil 24:** ZirkonZahn grubu için Biaksiyal bükme kuvveti ve Vickers Mikrosertlik değerlerinin grafik dağılımı

**Şekil25:** Cercon grubu için Biaksiyal bükme kuvveti ve Vickers Mikrosertlik değerlerinin dağılımı

**Şekil26:** Ceramill grubu için Biaksiyal bükme kuvveti ve Vickers Mikrosertlik değerlerinin dağılımı

**Şekil27:** Tüm gruplar için biaksiyal bükme kuvveti ve Vickers mikrosertlik değerlerinin dağılım grafiği

# 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Metal alt yapı ile desteklenen seramik restorasyonlar üstün mekanik özellikleri sayesinde hem posterior diş eksikliklerinde hem de anterior bölgedeki estetik restorasyonlarda başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Ancak metal renginin dişetine yansımaları, alerji oluşturabilmesi, korozyona uğrayabilmesi ve anterior bölgede ışık geçirgenliğine sahip olmaması gibi dezavantajları mevcuttur. Estetik kaygıların artması ve teknolojik gelişmeler uzun süredir kullanılan metal destekli seramik restorasyonlara alternatif olarak diş renginde, biyouyumlu, metal alt yapının sağladığı üstün mekanik özellikleri sağlayan farklı restoratif sistemlere kullanım alanı yaratmıştır (1, 2, 3).

Araştırmacılar farklı malzemeler kullanarak restorasyonun alt yapısını kuvvetlendirmeye çalışmışlardır. Kontrollü kristalizasyon ile alüminanın dağıtılması, cam infiltrasyonu, lösit veya lityum disilikat kristallerinin kullanılması gibi değişik teknikler ile seramik alt yapılar kuvvetlendirilmeye başlanmıştır (1, 4, 5, 6, 7). Ancak, bu yöntemler kullanılarak üretilen seramikler ile sadece ön bölgede tek kuronlar ve 3 üye sabit restorasyonlarda sınırlı başarıya ulaşılmıştır (8). Günümüzde artan estetik ihtiyaçlardan dolayı posterior bölgelerde de tam seramik restorasyonlar hastalar tarafından talep edilmektedir.

Tam seramik restorasyonların üretiminde farklı sistem ve materyaller kullanılmaktadır. Tam seramik restorasyonlar, ya tek bir seramik tabakadan oluşur ya da iki tabakalı (kırılgan veneer seramiğini destekleyen güçlü bir alt yapı seramiği) sistemlerden oluşur (8, 9). Tam seramik materyalleri, doğal diş yapısına yakın estetik özellikleri, kimyasal stabiliteleri ve biyouyumlulukları sayesinde metal-seramik restorasyonlara alternatif oluşturmuşlardır. Ancak, kırılma dayanıklılıkları ve gerilim stresleri karşısında düşük dayanıklılık göstermeleri bu materyallerin klinik uygulamalarını kısıtlamaktadır. Yakın tarihe kadar tüm seramik sistemlerin

kullanımı sadece ön bölge dişleri ile sınırlandırılırken, günümüzde gelişmiş dental seramikler sayesinde posterior dişlerinde de uygulama alanı bulmuşlardır. Diğer tam seramik sistemlere kıyasla yüksek mekanik performans, dayanıklılık, gerilim direnci, kimyasal ve boyutsal stabilite gösteren zirkonya, tam seramik sistemlerin güvenilirliğini arttırmıştır (9, 10, 11, 12).

Zirkonya, özellikle çok üyeli köprülerde oluşan yüksek gerilim streslerine dayanabilen en uygun seramiktir (13, 14, 15). Üstün mekanik özellikleri ile posterior parsiyel dişsizlik olgularında bile tam seramik restorasyon yapımına olanak sağlayan zirkonya alt yapının, opak görünümü nedeniyle feldspatik yapılu bir seramikle veneerlenmesi gerekmektedir (3, 9, 16). Böylelikle hem dayanıklı hem de doğal dişe benzer translüsentliğe sahip estetik restorasyonlar yapılabilmektedir.

Veneerleme prosedürleri restorasyonun yüksek sıcaklıklarda (750°C- 900°C) fırınlanması ve soğutulmasını gerektirmektedir. Bu işlemler bir restorasyonun bitimine kadar ortalama olarak beş kere tekrarlanmaktadır (1 ya da 2 opak, 2 dentin, 1 mine ve 1 glaze). Uzun köprülerde oturma sorunu, ölçü ve preperasyon işlemlerinin hatalı olması, teknisyen hataları nedeniyle, kısa köprüler ya da tek üye restorasyonlarda uyum ve estetik problemler nedeniyle fırınlama sayısı artmaktadır (17).

Polimorfik yapıya sahip olan Zirkonyanın monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere 3 allotrobu vardır. Monoklinik faz 1170°C'ye kadar stabildir, 1170-2370°C arasında tetragonal yapı, 2370°C'den erime ısısına kadar kübik faz stabildir. CaO, MgO, CeO<sub>2</sub>, Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> gibi "stabilize" edici oksitlerin saf zirkonyuma eklenmesi ile "Kısmen Stabilize Zirkonya" (PSZ-Partially Stabilized Zirconia) elde edilmiştir. %2-3 mol Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ilavesi ile "Yitrium ile stabilize Tetragonal Zirkonya" (Y-TZP) elde edilmiştir. Zirkonyaya uygulanan aşındırma, kumlama, veneerleme, cilalama gibi işlemler materyal yüzeyinde stres oluşturarak faz transformasyonuna neden olurlar. Bu durumda materyalin dayanıklılığını etkilemektedir (11, 14, 18, 19).

Araştırmalar, sinterleme ısısının altında olsa bile veneerleme sırasında uygulanan fırınlama ısısının kor seramiğini etkilediğini göstermiştir (3, 9, 20, 21, 22). Yitrium ile stabilize ortopedik zirkonya implantlar için ısı, yaşlandırmayı tetikleyen bir faktör olarak kabul edilmektedir (23, 24).

Tekrarlayan fırınlama işlemlerinin veneer seramiğinin dayanıklılığı ve rengi üzerine etkisini inceleyen birçok araştırma yapılmıştır (25, 26, 27, 28, 29, 30, 31) ancak bu işlemlerin kor seramiği üzerindeki etkileri net olarak bilinmemektedir.

Bu bilgilerin işığında planlamış olduğumuz tez çalışmamızda amacımız, veneerleme işlemleri sırasında uygulanan tekrarlanan fırınlamaların zirkonya altyapı seramiğinin mekanik özelliklerine etkisini belirlemektir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1 DENTAL SERAMİKLER

#### 2.1.1 Dental Seramiklerin Tarihçesi ve Gelişimi

Dişhekimliğinde diş eksikliğinde ya da estetik ihtiyaçların karşılanmasında kullanılan sabit protezlerin ve dental seramik materyallerinin bugünkü düzeye ulaşması yüzyıllar sürmüştür. Seramikler, orijinini Yunanca'da yanık madde anlamına gelen "keramos" sözcüğünden alırlar (6). Seramik kullanımı 10.000 yıl önceki taş devrine kadar uzanmaktadır. Mezopotamya ve Asur uygarlıklarında yapı malzemesi olarak kullanılan seramik, Anadolu uygarlıklarında dekorasyon işlemlerinde ve çinicilikte yaygın bir uygulama alanı bulmuştur. Çeşitli ev ve süs eşyalarının yapımında kullanılan ilk seramikler opak, oldukça zayıf ve pöröz yapıda oldukları için diş hekimliğinde kullanılması pek uygun görülmemiştir. Daha sonraları diş hekimliğinde kullanılan porselen, seramiğin özel bir tipi olarak geliştirilmiştir. Bu tür porselenler, şeffaflık ve dayanıklılık açısından mesleğimizde kullanılmaya uygun bir malzeme olarak kabul edilmiştir (32).

'Porselen', İtalyanca küçük deniz kabuğu anlamına gelen 'porcellana' kelimesinden türetilmiştir. Porselen; tümü killi topraktan yapılmış veya kil ihtiva eden ham maddelerden üretilmiş ürünlerin oluşturduğu seramik grubunun bir elemanıdır. Seramik grubunun ilk ve en ilkel ürünü; balçık tuğla veya kerpiç tuğladır. Bunlar basit, kaba seramiklerdir. Daha sonra ise üretim aşamaları sıralamasına göre sırasıyla toprak çanak çömlekler, majorka çinisi (elvan çini), fayans, taş eşya ,taştan oyma kap, seramik ve porselen gelmektedir. Porselen seramiğin en üstün ve en mükemmel formudur. Benzer şekilde, 'Dental seramikler' ifadesi daha geniş bir materyal grubunun tanımlanmasında kullanılırken, 'dental porselenler' deyimini alt gruptan birini ifade etmektedir. Bu deyim geleneksel olarak, içinde farklı kristal partiküllerinin serpiştirildiği cam matriks içeren,



dayanıklı ve camsı seramik materyaller için kullanılmaktadır. Camsı yapı, düzensiz bağlar içeren, zayıf, amorf ve tamamen transparandır. Kristalin yapı ise daha düzenli bir atomik dizilişe sahiptir ve daha dayanıklıdır (33).

Yapısı değiştirilerek elde edilen en eski inorganik materyal olma özelliğine sahip porselenler, ilk olarak M.Ö. 50'de Çin'de geliştirilmiştir (34). Uzakdoğuda ticaretin yaygınlaşması ile birlikte bu porselen 17.yy'da Portekizli denizciler tarafından Çin'den Avrupa'ya gelmiştir (35).

Felspatik porselenin keşfinden önce 1723' de Pierre Fauchard "*Lechirurgien Dentiste*" isimli kitabında metal protezlerin porselen ile kaplanmasından bahsetmiştir (34, 36). Fauchard porselenin dişhekimliğinde ki önemini belirtmiş ve böylece porselen ile ilgili çalışmaların başlamasına öncülük etmiştir. 1747' de Pierre Fauchard, anterior tek ya da çoklu diş eksikliği olgularında diş eksikliği olan bölgeye komşu diş köklerini destek alan bir restorasyon tarif etmiştir. Bu yöntem göre; altın veya gümüş pivolar (postlar) köklerin içine "mastik" denilen ve ısıyla yumuşayan bir maddeyle yapıştırılıp üzerine kronlar yapılmaktadır (37, 38).

1774' de Paris' li eczacı Alexis Duchateau, dişhekimisi Nicholas Dubois de Chemant' ın yardımıyla Guerhard Dental Porselen Fabrikasını kurarak ilk porselen protezleri üretmiş ve patent almıştır (35, 37, 38, 39, 40, 41).

1808' de Paris'te yaşayan İtalyan dişhekimisi Giuseppangelo Fonzi platin pinlere sahip ilk porselen takım dişleri üretmiştir (35, 40, 41, 42).

1850 yılında White ve Ash porselen dişleri ticari olarak piyasaya sunmuşlardır (41, 43).

1870' li yıllarda hazır porselen dişlerden aşındırılarak inleyler yapılmıştır. Bu arada cam inleylerin üretimi konusunda gelişme sağlanmıştır (40).

1873'de Beers porselen tam kron fikrini ortaya atmıştır (40).

1885’ de Logan, porselen kronlar ile genelde tahtadan yapılan postlar arasındaki retansiyon problemini porseleni platin bir posta bağlayarak çözmüştür. Bu restorasyona “Richmond Kron” denilmektedir (36).

1808’de Fonzi’ nin platin pinli ilk porselen takım dişleri yapmasından sonra bu platin post kronlar metal-seramik sisteminin kullanıldığı ilk yenilikçi kavram olmuşlardır (34).

1886’da Matterson altın yaprak ile ilk estetik kronu yapmış ve üstüne porselen pişirmiştir. İlk olarak porseleni kaviteye göre pişirmeyi 1887’de Land ortaya koymuş, 1886’ da Land, ilk platin folyo matriksi kullanarak feldspatik porselen kron ve inley yapımını tarif etmiş ve 1889’ da patentini almıştır. Bu şekilde porselen inleylerin güncel yapım metodu ortaya çıkmış ve ilk porselen tam kronun yapımı ile diş hekimliğinde porselenin kullanılması yaygınlaşmıştır (35, 41, 43, 44, 45, 46). Bu yeni teknoloji sayesinde dişhekimlerine estetik ve uyumlu restorasyonlar yapma olanağı doğmuştur. Charles Henry Land’ in porselen jaket kron yapım tekniğini geliştirmesinden sonra diş preparasyon kuralları da değişmiş, dişin koronal kısmı retansiyon için korunmuş ve diş vital olarak kullanılabilmeye başlanmıştır. Bu preparasyon tekniği ile yumuşak ve sert dokulara minimum zarar verilirken daha estetik sonuçlar elde edilmeye başlanmıştır (37).

1903’ de Land, platin folyo tekniğini kullanarak ilk seramik veneerleri üretmiş ve klinikte kullanmıştır (37).

1931’ de Legro porselenin asitle pürüzlendirilebileceğini göstermiştir (40).

1933’ de Brodsky dişhekimliğinde kullanılacak rövetmanı ilk olarak üretmiştir (40).

1949’ da Moore ve Watt fosfat bağlı rövetmanı bulmuştur (40).

Porselen, dişhekimliğinde yüzyıldır kullanılmasına ve estetik olmasına rağmen dayanıksız olduğu için 1950’ lere kadar tercih edilmemiştir. 1950 yılında porselene

leucite'in eklenmesiyle porselenin ısıl genişleme katsayısı artmıştır. Porselenin ısıl genişleme katsayısının artması, porselen-metal bağlantısını güçlendirmiş ve porselenin dayanıklılığını arttırmıştır (36, 45).

1955' de Buonocore kimyasal olarak minerin pürüzlendirilebileceğini rapor etmiştir (40).

1958 yılında ise Vines ve arkadaşları vakum ile pişirilen ince seramik tozunu ve vakumlu fırınlamayı geliştirmişlerdir (1, 47).

1959' da Morrison ve Warnick etil silikat rövetmanın dişhekimliğinde kullanımını rapor etmiştir (40).

1962 yılında Weinstein ve arkadaşları ilk defa %11-15 oranında K<sub>2</sub>O (Potasyum Oksit) içeren seramik tozu ile metal destekli seramik restorasyonları yapmışlardır (1). Ancak metal altyapının ışığın geçişine izin vermemesi nedeniyle mevcut doğal dişlerle renk uyumunun sağlanmasında zaman zaman sorunlar ortaya çıkmıştır (7).

Metal destekli dental seramik restorasyonlar ilk kez 1962' de Weinstein tarafından altın alaşımları üzerinde kullanılmaya başlanmış ve patenti alınmıştır (40).

1965 yılında da McLean ve Hughes, porseleni metal destek olmaksızın %40-50 oranında alumina kristalleri ile kuvvetlendirerek, yüksek dirence sahip porselenlerin gelişmesinde ilk adımı atmışlardır (1, 39, 40, 45, 48).

1968' de MacCulloch ilk defa cam döküm tekniğinin dişhekimliğindeki uygulamalarını rapor etmiştir (40).

1971' de Francois Duret ilk defa CAD-CAM tekniği ile dental restorasyonların yapılabileceğini belirtmiştir (40).

1972 yılında Southan ve Jorgensen "refraktör day" materyalini geliştirmişlerdir. Bu gelişme ile birlikte diş hekimliğinde tam seramik sistemler yaygınlaşmıştır (7).

1976 yılında McLean ve Sced, çift folyo tekniğini geliştirerek platin folyonun kron iç yüzeyinde bırakılarak alumina seramik jaket kronların güçlendirilmesini sağlamışlardır. Bu sistemde porselene bağlanan metal folyo açık yüzey defektlerini elimine ederek gerilim kuvvetlerini bağlı oluşacak hasarları azaltmaktadır. Bu sistemde folyo 2µm kalınlığında kalayla kaplanmaktadır, Bu kalay tabakasının oksitlenmesi ile porselen bağlantısı güçlenmektedir. Bu sistem ticari olarak Vita-Pt (Vita Zahnfabrik, Sackingen, Germany) ismi ile piyasaya sunulmuştur (1, 45).

Kronun iç yüzeyinde bırakılan folyo renklenmeye sebep olduğu ve ışık geçirgenliğini engellediği için tam seramik restorasyonların estetik avantajını yok etmiştir (1, 45).

1980' de Mörmann ve Brandestini, dental porseleni CAD-CAM sistemi ile muayenehane ortamında işleyebilen Cerec sistemini bulmuşlardır (40).

1983' de Horn, mine porselenini asitle pürüzlendirerek rezin bağlı restorasyon kavramını ortaya koymuştur (40).

1983' de Calamia, rezin bağlı restorasyonlarda porselenin asitle pürüzlendirilmesini tekrar tanımlamıştır (40).

1985' de Adair ve Grossman ilk ticari dökülebilir seramik olan Dicor'u geliştirmiştir (39,40). Aynı dönemlerde Bruggers'de Hi-Ceram'ı geliştirmiştir (7).

1985' de Sadoun cam infiltrasyonlu alumina tekniği olan In-Ceram'ı geliştirmiştir (40).

1989'da alüminyum oksit içeriği %90'nın üzerine çıkarılmış ve dayanıklılığı arttırılmış olan In-Ceram sistemi piyasaya sunulmuştur (7).

1990' da Wohlwend ve Scharer, ilk preslenebilen seramik olan Empress sistemini bulmuştur (40).

1990'lı yılların sonlarına gelindiğinde, %70 oranında lityum disilikat içeren ve IPS Empress'e göre kırılma direnci üç kat daha yüksek olan IPS Empress 2 klinik kullanıma sunulmuştur.

1996' da Techceram, dişhekimliğinde termal sprey yöntemini ticari olarak piyasaya sürmüştür (40).

IPS Empress 2'nin tanıtımını, diğer dental seramik üretici firmalar tarafından (kuru preslenmiş, millenmiş ve sinterlenmiş alumina kor seramik (Procera AllCeram); cam infiltre edilmiş alumina kor seramik (In-Ceram Alumina); cam infiltre edilmiş zirkonya-alumina kor seramik (In-Ceram Zirconia); kısmen ya da tamamen sinterlenmiş zirkonya kor seramik (Lava); ön sinterleme işleminden geçirilmiş zirkonya seramik (Cercon); tam seramik sistemlerinin geliştirilmesi izlemiştir (49, 50).

Diş hekimliğinde kullanılan bir restoratif materyalin, ideal bir materyal olarak adlandırılabilmesi için; diş yapısını koruması, dayanıklı olması, estetik olması, doku uyumunun iyi olması, doğal dişe benzer aşınma ve aşındırma özelliğine sahip olması, mine ısıl genleşme katsayısına yakın olması, düşük ısıl iletkenliğinin olması, üretim kolaylığının olması, düşük maliyette üretilebilmesi, hızlı ve kontrollü üretim yapılması gerekir (46).

Dental seramiklerin tarihsel gelişimi incelendiğinde, Dr. Charles Henry Land' ın 1886' da feldspatik porselen ile kronları üretmesiyle başlayan dental seramik teknolojisi, zaman içinde büyük gelişmeler göstermiştir. Özellikle 1960'larda daha dayanıklı porselenlerin üretilmesi ve fırınlama tekniklerinin geliştirilmesi ile porselen restorasyonların anterior bölgede kullanımında kabul edilebilir başarı sağlanmıştır (51).

Porselen, restoratif bir materyalden beklenen en iyi estetik özellikleri göstermesinin yanı sıra baskı kuvvetlerine karşı da dayanıklıdır, ancak çekme kuvvetlerine karşı yeterli dayanıklılığa sahip değildir (47).

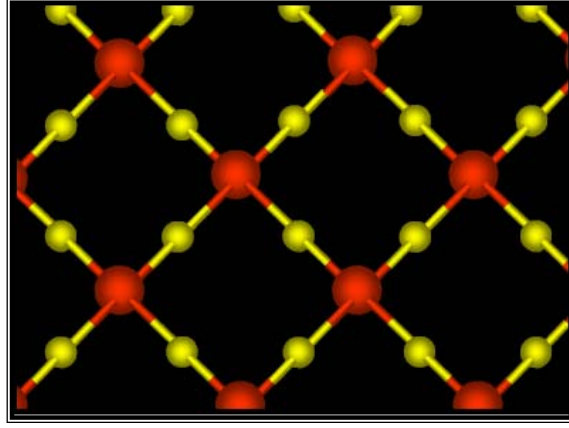
20. yy'ın başında dayanıklılığı arttırmak için kullanılan metal alt yapıların estetik ve biyolojik uyumluluk problemleri nedeniyle metal altyapının yerine geçecek alternatif materyal ve sistemler üzerine çalışılmış, estetik beklentilerin artması ile birlikte tam seramik sistemler geliştirilmiştir ve böylece seramiklerin basit inleylerle başlayan endikasyon çerçeveleri günümüzde tam seramik posterior köprülere kadar ulaşmıştır (48, 51).

### 2.1.2 Dental Seramiklerin Yapısı

Protez Terimleri Sözlüğüne göre seramik, birden fazla metalin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı birleşimdir (52). Bu birleşimde büyük oksijen atomları bir matriks görevi görür ve küçük metal atomları arasına sıkışır. Seramik kristalindeki atomik bağlar, hem iyonik hem de kovalent bağ özelliğindedir. Bu güçlü bağlar seramiğe stabilite, sertlik, ısıya ve kimyasal maddelere karşı direnç gibi özellikler kazandırır. Fakat diğer taraftan aynı yapı, seramiği kırılgan bir hale dönüştürdüğü için sakıncalı bir durum oluşturur (35).

Dental seramikler deyince akla ilk gelen, günümüzdeki dental seramiklerin başlangıç noktası olan ve temel yapısı olarak kabul edilen feldspatik porselenlerdir. Feldspatik porselenin ana yapısı oksijen iyonu ile silisyum tetrahedra (SiO<sub>4</sub>) gibi dörtlü ünitelerin kimyasal bağlarla bağlanması sonucu oluşur (Şekil 2.1).

Silisyum tetrahedra, dental seramiğin ana yapısı olup, dental seramiği oluşturan feldspar ( $K_2OAl_2O_3 \cdot 6SiO_2$ ), kaolin ( $2H_2OAl_2O_3 \cdot 2SiO_2$ ) ve Quartz'ın (SiO<sub>2</sub>) yapısına girer (Şekil 1). Fırınlanmış tüm porselenlerin içeriğinde silika matrikse gömülmüş küçük kristaller (*leucite* ve/veya alumina-silikat kristaller) bulunur. Kristallerin miktarı porselenin kullanılacağı endikasyona göre belirlenir. *Leucite*, potasyum feldspar ve camın reaksiyonu sonucu oluşur. *Leucite* optik özellikleri, termal genleşmeye etkisi, dayanıklılığı ve sertliği sağlaması nedeniyle dental porselenlerde önemli bir yere sahiptir (12, 32, 45).



**Şekil 1.** Silisyum tetrahedranın moleküler yapısı; kırmızı renkte görülen Silisyum (Si) atomları, sarı renkte olanlar Oksijen (O<sub>2</sub>) atomlarıdır.

### 2.1.3 Dental Seramiğin Elemanları

1. Feldspar
2. Kaolin
3. Quartz
4. Renklendirici ve opaklaştırıcı ajanlar
5. Güçlendirici ajanlar

#### 2.1.3.1 Feldspar

Albite olarak da bilinen feldspar, potasyum alumina silikat ( $K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$ ) ve sodyum alumina silikat ( $Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$ ) karışımıdır. Porselene doğal bir translusenslik veren ana yapıyı teşkil eden maddedir. Minimum %60'lık orana sahiptir. Bu maddenin bağlayıcı bir özelliği vardır. Fırınlama sırasında eriyerek kuartz ve kile

matriks oluşturur (35). 1100-1300 °C da ergiyen feldspar, doğal haldeyken hiçbir zaman saf değildir. Feldspar 1250-1500 °C civarında eriyerek serbest kristalin fazında cama dönüşür ve kuartz ve kaoline yapı olarak yardımcı olur (5).

Feldsparlar doğada kendiliğinden bulunan maddelerdir bu nedenle potas ( $K_2O$ ) ve soda ( $Na_2O$ ) oranları bir miktar farklılık gösterebilir (5, 53). Bu durum feldsparın özelliklerini etkiler; soda füzyon ısısını düşürürken potas erimiş camın viskozitesini arttırır. Bu nedenle, porselenin pişirilmesi esnasında piropplastik akış denilen ve dışın formunun porselenin akarak şekil değiştirmesine bağlı bozulmasının önüne geçebilmek için yeterli ve doğru miktarda potas bulunması çok önemlidir (1, 53).

Potas formundaki feldspar molekülünün yapısındaki 6 adet silisyumdioksit ile bağlanmakta ( $K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$ ), 4 adet silisyumdioksit ile bağlandığında ise molekül "lösit" olarak tanımlanmaktadır. Potasın cam ile reaksiyonu sonucunda elde edilen ve feldspardan daha güçlü yapıdaki lösit ( $K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$ ), seramiği güçlendirmekte, optik özelliklerini arttırmakta ve ısıl genleşme katsayısını yükselterek metale yakın bir ısıl genleşme katsayısı oluşturmaktadır (4, 5, 32, 36, 42, 53).

### **2.1.3.2 Kaolin**

Çin kili olarak da bilinen kaolin bir alüminyum silikat hidratıdır ( $Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$ ), %1-5 oranında bulunmaktadır. 1800°C ergiyen kaolin ısıya oldukça dayanıklıdır (35). Porselenin birarada kalmasında ve pişirilmeden önce kolay şekillendirilebilmesinde rol oynar. Ancak opak olmasından dolayı az miktarda dahi olsa kaolin içeren ilk dental porselenlerde yeterli ışık geçirgenliği elde edilememiş ve bu yüzden yerini kristalin içeren feldspatik cama bırakmıştır (5, 42, 48, 53, 54).



### 2.1.3.3 Kuartz

Erime ısısı diğer maddelere nazaran daha yüksek (yaklaşık 1700°C) olan kuartz tutucu bir destek oluşturur. Silika yapısında olup, yapı içinde doldurucu görevi yapar. Kuartz (SiO<sub>2</sub>) porselenin pişirilmesi esnasında değişime uğramaz ve pişirme sonucu meydana gelebilecek büzölmeleri önleyerek güçlendirici olarak rol oynar. Termal genişleme katsayısını kontrol etmekte yardımcıdır, %10-30 oranında bulunur. Porselenin dayanıklılığının artmasını sağlar (53). Materyale şeffaf bir görünüm kazandırır (5, 43).

Dişhekimliğinde kullanılan porselen tozu yukarıda bahsedilen içeriklerin basit bir karışımı değildir. Bu tozlar önce bir kez fırınlanır, üretici firma bunları belirli oranlarda karıştırır, ilave metal oksitler katar, birleştirir ve erimiş kitleyi suda soğutur. Sonuçta çıkan bu ürün 'frit' olarak bilinir. Bu ani soğutmaya bağlı olarak cam içinde önemli bir stres birikimi ve yaygın çatlaklar oluşur. Bu materyal kolayca ezilerek toz haline getirilir ve diş teknisyenleri tarafından kullanılan ince porselen tozu elde edilir (53).

### 2.1.3.4 Renklendirici ve Opaklaştırıcı Ajanlar

Porselene renk vermek için, Ti, Mn, Fe, Co, Cu, Ni gibi elementlerin yüksek ısıya dayanıklı metal oksitleri feldspar ve ince cam tozu ile yüksek ısıda birleştirilir. Oluşan yapı öğütölerek (*fritting*) porselen renk pigmentleri elde edilir. Doğal renklerin elde edilebilmesi için porselen içinde opaklaştırıcı yapılara da ihtiyaç duyulur. Özellikle metal destekli porselenlerde opaklaştırıcı yapıların ilavesi estetik sonuçlar verir. Metal oksitlerden elde edilen opaklaştırıcı ajanlar olan seryum oksit , titanyum oksit ve zirkonyum oksit yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Porselenler içinde, partikül boyutları ve cam matriks içinde dağılımları farklı olan opaklaştırıcı ajanlar, ışığı farklı şekilde yansıtırlar (43).

### 2.1.3.5 Güçlendirici Ajanlar

$B_2O_3$ ,  $K_2O_3$ ,  $Na_2O$ ,  $MgO$ ,  $Li_2O$  ve  $P_2O_5$  gibi oksitler cam modifiye edici olarak adlandırılırlar. Bunlar camın erime derecesini düşürmek amacıyla kullanılırlar. Yanlış kullanımları devitrifikasyon problemini ortaya çıkarır. Devitrifikasyon; cam yapıcı silisyum tetrahedraların ( $SiO_4$ ) oluşumunun engellenmesi sonucu camın kristal yapısının bozulması anlamına gelir. Bu olay porseleni zayıflatır ve bulutlu bir görünüm ortaya çıkarır. Dental porselenler fırınlama sırasında ortaya çıkan akmaya karşı (piroplastik akma) dirençli olmak zorundadırlar. Bu nedenle camın viskozitesi ve pişirme derecesi düşük olmalıdır. Bu da “ara oksitlerin” kullanılmasıyla sağlanır. Bir camın sertliği ve viskozitesi alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) gibi bir “ara oksit” sayesinde arttırılabilir (43, 5, 54).

### 2.1.4 Dental Seramiğin Özellikleri

Dental seramikler kimyasal olarak oldukça stabildirler ve uzun zaman içerisinde bozulmadan mükemmel estetik sağlarlar. Isı iletkenliği ve ısıl genleşme katsayıları mine ve dentininkine benzerdir (53).

Dental seramiklerin baskı dayanıklılığı 350-550 MPa arasında yüksek değerlerde olmasına rağmen, çekme dayanıklılığı 20-60 MPa arasında oldukça düşüktür. Materyal temel olarak camdan oluşmaktadır. Bir camın direnebileceği maksimum gerilme % 0.1’den daha azdır. Camlar yüzey mikroçatlaklarına oldukça hassastırlar. Bu durum dental seramiklerin kullanımında büyük bir dezavantajdır (53).

**Tablo 1.** Dental seramiğin mekanik özellikleri (5, 53).

ÖZELLİK	DEĞER
Seramiklerin çekme dayanıklılığı	110 MPa
Elastik modülüsü	69 GPa
Knoop sertliği	460 kg\mm <sup>2</sup>
Seramiğin termal özellikleri	0.0030 cal\sec\cm <sup>2</sup> (°C\cm)
Linear ısısal genleşme katsayısı	12.0×10 <sup>-6</sup> \°C

### 2.1.5 Dental Seramikleri Güçlendirme Yöntemleri

Seramiğin; üstün estetik başarısı, basma gerilmesine karşı dayanımı, sertlik, kimyasal etkilere direnç ve mükemmel biyolojik uyum gibi avantajlarına karşın, düşük çekme mukavemeti ve kırılgenlik gibi olumsuz özellikleri yapısının güçlendirilmesine gereksinim duyulmasına neden olmuştur.

Seramiğin güçlendirilmesi için beş yöntem bildirilmiştir:

- 1 - Seramiğin metal alt yapı üzerine uygulanması
- 2 - Yüzeyde basma gerilmelerinin oluşturulması
- 3 - Camın kristal bir faz ile güçlendirilmesi
- 4 - Camın kontrollü kristalizasyonu
- 5 - Cam infiltrasyonu ile seramiğin güçlendirilmesi

### **2.1.5.1 Seramiğin Metal Alt Yapı Üzerine Uygulanması**

#### **Metal – Seramik Kuronlar**

Metal – seramik kuron köprü protezlerinde metal alt yapı, seramik için bir dayanak oluşturmaktadır. Metallerin çekme mukavemeti seramiklerden daha yüksek olduğu için ilk olarak seramiklerin metal alt yapıyla desteklenmesi düşünülmüştür. Metal alt yapı çekme gerilimlerinin oluşmasını engelleyerek, yüzeydeki çatlak yayılımını önlemektedir. Seramiğin metal ile kullanılması 1950’li yıllarda lösit kristallerinin yapıya katılması ile feldspatik seramiklerin ısıl genleşme katsayılarının, altın alaşımlarıninkine yaklaştırılması ile mümkün olmuştur. Güçlü bir materyalin alt yapıda kullanılması ile seramiğin kırılması ancak bu alt yapının deformasyonuna bağlı olarak gelişmektedir (34, 43, 48).

Metal – seramik restorasyonlarında ışık geçirgenlik özelliği, metal alt yapının, ışığın geçişini ve yansımaları engellemesi nedeni ile olumsuz etkilenmektedir. Bunun yanısıra dişetinde oluşan renk değişimi metal ve seramiğin ısıl genleşme katsayılarının farklı olması, metal alaşımlarındaki bazı iyonların iyonize olarak seramiğin içine renk vermesi ve korozyon gibi dezavantajlar metal alt yapının kullanımını sınırlandırmaktadır (36, 42, 46).

#### **Platin Folyo İle Güçlendirilen Seramik Kuronlar**

Folyoların kullanım amacı; metal kalınlığının inceltmesi, böylece dişin daha az aşındırılması, metal için gerekli olan mum modelaj ve döküm işlemlerinin ortadan kaldırılması ile maliyetin düşürülerek pahalı ekipmanlara ihtiyaç duyulmaksızın estetik restorasyonların yapılmasını sağlamaktır (7).

McLean ve Sceed 1976’da çift platin folyo tekniği ile platin folyonun bir tabakasının kuronun iç yüzünde bırakılarak alümina caket kuronların güçlendirilmesini sağlamışlardır. Bu teknikte alçı model üzerine iki kat platin folyo

adapte edilir ve üstteki folyo 2µm kalay ile kaplanır. Seramik fırınlanması sonrasında en içteki bir tabaka folyo çıkartılır ve diğer platin folyo ise seramiğin iç yüzeyi ile kimyasal bir bağlantı sağlar. Platin folyonun seramik içinde kalması yapısal sağlamlığını artırırken, ışık geçirgenliğini azaltarak gri bir renklenmeye neden olması estetik dezavantaj oluşturmuştur (1, 43, 45).

Renaissance / Ceplatec (Williams Gold Refining Co., Inc., Buffalo, N. Y.), Sunrise (Tanaka Dental, Skokie ILL, Japan), Flexebond (Elephant Edelmetal, Hoorn, The Netherlands), Plati-deck (Schone Edelmetal, Degussa, Amsterdam, The Netherlands) gibi sistemler sonradan geliştirilen folyo sistemleridir ve orjinal folyo sisteminin modifikasyonlarıdır (7, 55).

### **2.1.5.2 Yüzeyde Basma Gerilmelerinin Oluşturulması**

Camın ve seramiklerin güçlendirilmesi amacıyla en sık kullanılan yöntem, kalıntı basma gerilmelerini objelerin yüzeyine çıkartmaktır. Güçlendirme; uygulanan kuvvetin bu kalıntı gerilmelerle karşılanması (sıfırlanması) ve böylece objenin içerisinde çekme gerilmelerinin ortaya çıkmasının önlenmesi ile gerçekleştirilir. Bu amaçla çeşitli teknikler uygulanmaktadır (42).

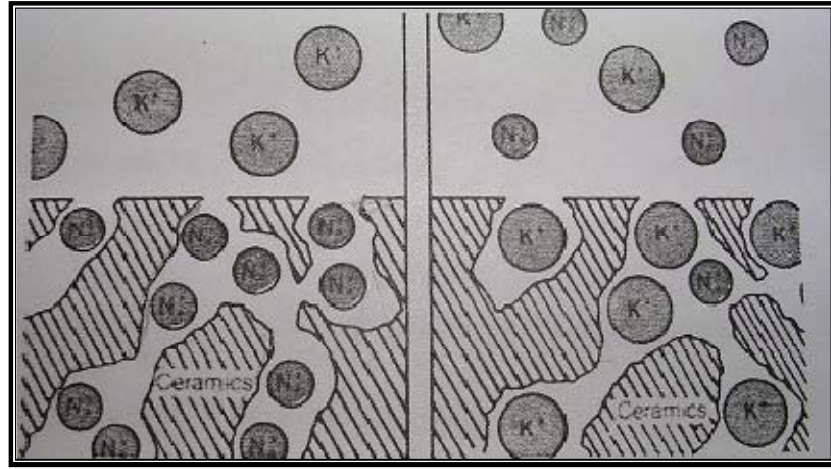
1 - Kimyasal yolla 'iyon değişimi'

2 - Fiziksel yolla 'temperleme'

### **İyon Değişimi**

Seramik restorasyonların başarısızlığı, sıklıkla yüzeydeki yarıklar gerilim kuvvetine maruz kaldığı zaman meydana gelir ve çatlaklarda büyüme oluşur (55). Bu teknik yüzeydeki çatlakların ilerlemesini engellemek amacı ile düşük ısıda seramik yüzeyinde kompresif tabaka oluşturmayı amaçlayan bir işlemdir. Cam matriks içindeki bazı

iyonlar daha büyük iyonlarla değiştirilerek yüzeyde kompresif bir tabaka elde edilir. Seramik cam, geçiş ısısının altında erimiş tuz banyosuna daldırılır. Bu ısılarda cam rijit bir yapıdadır, iyonik hareketlerin oluşabilmesi için yeterli olan bu ısıda sadece alkali iyonlar yer değiştirebilecek kadar hareketlidir. Seramikde ki  $\text{Na}^+$  iyonları  $\text{KNO}_3$  banyosundaki  $\text{K}^+$  iyonları ile yer değiştirir (Şekil 2).



İyon değişiminden önce

İyon değişiminden sonra

**Şekil 2.** Seramik yüzeyine daha küçük sodyum atomlarının girmesi ve daha büyük potasyum atomlarının çıkması (55).

Sodyumdan yaklaşık %35 daha geniş bir hacim kaplayan potasyum iyonları, silikat ağını sıkıştırarak kompresyonu gerçekleştirir. Bu sıkıştırılmış alan çekme kuvvetlerinin mikroçatlaklar üzerindeki etkisini azaltmaktadır (56). Yüzeyde yaklaşık 700MPa'lık basma gerilmesinin oluşması sağlanmaktadır. Bu işlem kimyasal güçlendirme (kimyasal temperleme) olarak da tanımlanmaktadır (36, 43). Çatlaklar ilerlemeden önce baskı gerilimlerini aşması gerektiği için, şartlandırılmış bu yüzeyler, seramik kırılmadan önce oldukça büyük yüklenmeleri kaldırabilmektedir.

## **Temperleme**

Bu yöntem, camın yumuşama derecesinin biraz altındaki sıcaklığa kadar ısıtılarak, aniden oda sıcaklığına soğutulmasıyla oluşmaktadır. Bu ani soğutma işlemi ile iç tabaka daha yavaş soğurken büzülme eğilimi göstermekte, dış tabaka ise rijit olarak kalmaktadır. Böylece dıştaki daha erken sertleşmiş yüzey tabakası ile iç yapı arasında gerilimler oluşmakta ve iç yapıda germe gerilimleri, yüzeyde ise kalıcı basma gerilmeleri ortaya çıkmaktadır. Bu yöntem genellikle sıcak cam fazındaki seramik yapının silikon yağı ve eriyik tuz içine batırılması ya da hava ile gerçekleştirilmektedir (36, 49, 53, 56).

### **2.1.5.3 Camın Kristal Bir Faz İle Güçlendirilmesi**

Camın kristal faz ile güçlendirilmesi, üç grup altında toplanmaktadır:

- 1 - Seramiğin içerisine alümina kristallerinin eklenmesi ile güçlendirilmesi
- 2 - Seramiğin içerisine 'lösit' kristallerinin eklenmesi ile güçlendirilmesi
- 3 - Seramiğin kristalize magnezyum alüminyum oksit kristalleri ile güçlendirilmesi

(43, 57).

### **2.1.5.4 Camın Kontrollü Kristalizasyonu**

Cam seramiklerin esası, kaybolan mum tekniği ile dökümü yapılan camın ısıtılı işlemler uygulanarak seramiğe dönüştürülmesidir. Camın, cam seramiğe dönüşmesi işlemine seramikleştirme denmektedir. Bu işlem, cam matriks içinde çekirdeklerin oluşması ve bu çekirdeklerin çevresinde kristal büyümesi şeklinde iki aşamada

gerçekleşmektedir. Böylece amorf yapı yerine kontrollü kristal büyüklüğü elde edilmiş, homojen, porozitesi olmayan ve uniform büyüklükte yüksek dayanıklılığa sahip mikroyapılar ortaya çıkmıştır. Dicor, Cerapearl ve Cerestore sistemlerinde kullanılan seramikler, bu teknikle güçlendirilen cam seramiklere örnek oluşturmaktadır (42, 46, 53).

### **2.1.5.5 Cam İnfiltrasyonu İle Seramiğin Güçlendirilmesi**

Sinterlenmiş alüminyum oksit üzerine cam infiltrasyonu ile seramiğin yapısındaki poroziteler giderilmekte, restorasyona yüksek ısılarda stabilite, akma ve kaymaya karşı direnç gibi üstün özellikler kazandırılmaktadır. In-Ceram sisteminde uygulanan bu teknikte alüminyum oksit ve cam iki kademeli bir işlemde geçirilerek normalden daha dirençli bir yapı elde edilmiştir.

In-Ceram'da tanecik boyutu çok küçük olan sinterlenmiş alüminyum oksit kristallerine ince bir tabaka halinde düşük viskozitedeki lantanoksit ( $La_2O_3$ ) camı ile cam infiltrasyonu uygulanmaktadır (43,46).

## **2.2 DENTAL SERAMİKLERİN SINIFLANDIRILMASI**

- A. Pişirme ısılarına göre sınıflandırılan dental seramikler
- B. Kullanım alanlarına göre sınıflandırılan dental seramikler
- C. Alt yapı materyaline göre sınıflandırılan dental seramikler
- D. Fırınlanma yöntemine göre sınıflandırılan dental seramikler
- E. İşlenme yöntemlerine göre sınıflandırılan dental seramikler
- F. Kompozisyonuna göre sınıflandırılan dental seramikler (34).



## **A. Pişirme Isılarına Göre Sınıflandırılan Dental Seramikler**

1. Yüksek ısı seramikleri (1300 °C)
2. Orta ısı seramikleri (1100-1300 °C)
3. Düşük ısı seramikleri (850-1100 °C)
4. Ultra düşük ısı seramikleri (850 °C) (34, 45).

Her dört gruptaki seramiklerin ana bileşim elemanları aynıdır. Ancak erime derecelerindeki bu farklar sodyum karbonat, kalsiyum karbonat, potasyum karbonat ve boraks gibi eriticilerin bileşimindeki miktarından kaynaklanmaktadır. Düşük ısı seramiği, yüksek ve orta ısı seramiklerine kıyasla daha düşük miktarda kaolin, buna karşılık daha yüksek miktarda eritici içermektedir (58).

Yüksek ısı seramiği; total-parsiyel protezlerde kullanılan hazır seramik dişlerin yapımı için ve bir de nadiren seramik jaket kronların yapımında kullanılmaktadır. Orta ısı seramiği; tam seramik köprülerde ara bünyelerin prefabrik olarak yapılmasında kullanılmaktadır. Düşük ısı seramiği ise; metal destekli seramik kron ve köprülerde ve seramik jaket kronların yapımında kullanılmaktadır. Glaze tozları ve değişik makyaj materyalleri de bu grupta yer almaktadır (58).

## **B. Kullanım Alanlarına Göre Sınıflandırılan Dental Seramikler**

1. Hareketli protezlerde kullanılan yapay dişlerin üretiminde kullanılan seramikler
2. Tek parça jaket kronlarda, inley-onleylerde, laminat veneerlerde, köprülerin alt yapılarında, direkt köprü yapımlarında kullanılan seramikler (diğer tüm endikasyonları)
3. Veneer (kaplama, üst yapı) seramikleri

### **C. Alt Yapı Materyaline Göre Sınıflandırılan Dental Seramikler**

1. Döküm ya da CAD-CAM sistemleri ile hazırlanmış metal alt yapı ile kullanılan seramikler
2. Metal folyo alt yapı üzerinde kullanılan seramikler
3. Dökülebilir cam seramik alt yapı ile kullanılan seramikler
4. CAD-CAM sistemi yada yarı sinterlenmiş seramiğe cam infiltrasyonu ile hazırlanan alt yapılar ile kullanılan seramikler
5. Sinterlenmiş seramik kor alt yapı ile kullanılan seramikler

### **D. Fırınlanma Yöntemine Göre Sınıflandırılan Dental Seramikler**

1. Atmosfer basıncı altında fırınlanan seramikler
2. Vakum altında fırınlanan seramikler

### **E. İşlenme Yöntemlerine Göre Sınıflandırılan Dental Seramikler**

1. Sinterlenme yöntemiyle hazırlananlar (slip-cast yöntemiyle hazırlanan In-Ceram, veneer seramikleri)
2. Döküm yöntemiyle hazırlananlar (cam seramikler ve preslenebilir seramikler)
3. Freze yöntemiyle hazırlananlar (Copy-Milling, CAD-CAM sistemleri)

## **F. Kompozisyonuna Göre Sınıflandırılan Dental Seramikler**

### **1. Metal Destekli Seramik Sistemler**

a. Döküm ya da CAD-CAM sistemleri ile yapılan metal alt yapı üzerinde bitirilen dental seramikler

b. Metal yaprak üzerinde bitirilen dental seramikler (Galvano kronlar)

### **2. Metal Desteksiz Seramik Sistemler (Tam Seramikler)**

## **2.3 TAM SERAMİKLERİN SINIFLANDIRILMASI**

### **2.3.1 Tam Seramiklerin Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması**

#### **A. CAD-CAM Sistemleriyle Hazırlanan Tam Seramikler**

1. ALKOM (CAD-CAM technologie, Luxembourg)

2. BellaDent (BellaDent, Germany)

3. CADIM (Advance Comp., Japan)

4. CERADENT (Universitien, Germany)

5. Cercon smart ceramics (Degussa dental, Germany)

6. CEREC 3D (Sirona Dental Systems, Germany)

7. Cicero (Elephant/Degussa, Netherland)

8. DCM (ETH institute, Swiss)

9. DCS (DCS Dental, Germany)
10. DECIM (DECIM AB, Ivoclar, Lichtenstein)
11. Decsy (Olympus, Nissan, Shizuoka, Japan)
12. DentiCAD (Bego, Germany)
13. Digident (Girrbach, Germany)
14. Duret System (Hennson, Sopha Bioconcept, France)
15. GNI (GC, Nikon, Hitachi, Japan)
16. Inlac (Ritter, Germany)
17. LAVA-System (3M/ESPE, Germany)
18. LICORA-CAD/CAM allceramic (Girrbach GmbH, Germany)
19. Procera (Procera/Nobel Biocare, Sweden)
20. Xawex (italy)
21. Wolceram (USA)

## **B. Refraktör Day Tekniği ile Hazırlanan Seramikler**

1. Cerestore (Johnson and Johnson Dental Care Co. , USA)
2. Hi-Ceram (Vita, Germany)
3. İn-ceram (Vita, Germany)
4. Mirage (Chameleon Dental, USA)

## **C. Dökülebilir Tam Seramikler (Cam Seramikler)**

1. Dicor (Ceramco/Dentsply, USA)
2. Cera Pearl (Kyocera, USA)

## **D. Preslenebilir Tam Seramikler**

1. Authentic system (Ceramay, Germany)
2. Carrara Press-Full ceramic system (Elephant, Netherland)
3. Cergogold: Golden Gate Pressable Ceramic (Degussa Dental, Germany)
4. Finesse all-ceramic system (Ceramco/Dentsply, USA)
5. KOOS-metic (KOOS EDELMETALLE, Germany)
6. OPTEC (Jeneric/Pentron, USA)

7. PLATINA press system ceramic (Heimerle, Germany)

8. StylePress (Metalor, Swiss)

9. IPS Empress II (Ivoclar, Lichtenstein)

### **E. Copy-Milling (Pantograf) Teknigi ile Hazırlanan Tam Seramikler**

1. Celay Plus (Mikrona AG, Swiss)

## **2.3.2 Tam Seramik Sistemlerin Güçlendirme Mekanizmalarına Göre**

### **Sınıflandırılması**

Yüksek dirence sahip alt yapı materyalleri, 3 ana grupta toplanır (59).

### **2.3.2.1 Cam Seramikler**

#### **2.3.2.1.1 Lössit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler**

- IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Optec OPC (Jeneric Pentron, Kusterdingen, Germany)
- IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

### **2.3.2.1.2 Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler**

- IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

### **2.3.2.1.3 Feldspatik seramikler**

- Vitablocs Mark I (Vita, Bad Säckingen, Germany)
- Vitablocs Mark II (Vita, Bad Säckingen, Germany)
- Vita Triluxe Block (Vita, Bad Säckingen, Germany)

### **2.3.2.2 Alumina Esaslı Seramikler**

**2.3.2.2.1** In-Ceram Alumina (Vita, Bad Säckingen, Germany)

**2.3.2.2.2** In-Ceram Spinell (Vita, Bad Säckingen, Germany)

**2.3.2.2.3** In-Ceram Zirkonya (Vita, Bad Säckingen, Germany)

**2.3.2.2.4** Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden)

**2.3.2.2.5** Synthoceram (Cicero, Hoorn, Netherlands)

### **2.3.2.3 Zirkonya Esaslı Seramikler**

- 2.3.2.3.1 Lava (3M Espe Dental AG, Seefeld, Germany)
- 2.3.2.3.2 Procera AllZirkon (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden)
- 2.3.2.3.3 Everest (Kavo Dental, Biberach, Germany)
- 2.3.2.3.4 Hint-Els (Digident, Griesheim, Germany)
- 2.3.2.3.5 Cercon (DeguDent, Hanau, Germany)
- 2.3.2.3.6 DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland)
- 2.3.2.3.7 Cerec InLab sistemi (Sirona, Bensheim, Germany)
- 2.3.2.3.8 Celay (Vita, Bad Säckingen, Germany)
- 2.3.2.3.9 ZENO Tec (Wieland, Pforzheim, Germany)
- 2.3.2.3.10 Zirkozahn (Steger, Ahrntal, Italy)

### **2.3.2.1 CAM SERAMİKLER**

#### **2.3.2.1.1 Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler**

##### **- IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)**

Zürih Üniversitesi'nde 1983'de geliştirilen leucite ile güçlendirilmiş enjeksiyonla şekillendirilen cam-seramik materyali olan IPS Empress sistemi, ilk olarak 1986 yılında Ivoclar Firması tarafından üretilmiştir (27). Esas olarak bir feldspatik seramik olan IPS Empress'in kristalin yapısı kimyasal olarak  $\text{SiO}_2$ -  $\text{Al}_2\text{O}_3$ - $\text{K}_2\text{O}$ 'den yani leucite'den oluşmakta ve mum atım tekniğine dayanmaktadır (27, 60, 61, 62). IPS Empress sistemi,



doğal diŒe çok yakın translüenslik ve aşınma direnci göstermekte ve içindeki leucite kristalleri seramiklerin dayanıklılığını arttırmaktadır (63, 64).

Bu sistemde metal desteksiz veneerler, inleyler, onleyler ve kronların yapımı üstün mekanik ve optik özellikler ile sağlanmaktadır (45, 48, 60, 61, 63, 65).

#### **- Optec OPC (Jeneric Pentron, Kusterdingen, Germany)**

Ağırlık olarak %50 oranında lösit kristalleri içeren, feldspatik yapıda olan bir camdır. Alt yapı kullanılmaksızın hazırlanan tam seramik kuronlar folyo ya da ısıya dayanıklı kökler üzerinde şekillendirilmektedir. Optec, son derece estetik bir sistemdir ancak kenar uyumunun yetersiz olması en büyük dezavantajıdır. Lösit ile güçlendirilen seramik kondanse edilirken ve sinterlenirken hacimsel olarak küçülmekte, bu durum kenar uyumunu olumsuz yönde etkilemektedir. Optec sistemi, 140MPa çekme mukavemetine sahiptir, eğme mukavemeti ise 110-150 MPa arasındadır (7, 34, 36, 46).

#### **- IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)**

IPS Empress'e benzer, ancak daha küçük partikül boyutlarına sahiptir. 1998 yılında Cerec InLab (Sirona, Bensheim, Germany) sisteminde kullanılmak üzere dizayn edilmiştir (66).

### **2.3.2.1.2 Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler**

#### **- IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)**

Tek kron, inlay, onlay ve laminate veneer yapımında kullanılan IPS Empress 1990'dan bu yana sıklıkla kullanılmaktadır (27, 45, 61). Ancak düşük dayanıklılık değerlerinden dolayı dental köprülerin yapımı mümkün olamamıştır. Daha sonra 1998 yılında cam matrikse eklenen lityum disilikat kristalleri ile materyal aralığı genişletilerek IPS Empress II sistemi geliştirilmiştir (63, 67).

Kimyasal kompozisyon ve fiziksel özelliklerinin yanı sıra, mikroyapı olarak IPS Empress seramik sisteminden farklıdır. IPS Empress II sistemi, hacimsel olarak % 60'ından fazlası 0.5-5 µm. uzunluğunda lityum disilikat kristalleri ve 0.1-0.3 µm. uzunluğunda küçük lityum ortofosfat kristalleri içerir. Bu yoğun kristal yapı IPS Empress II seramiğin dayanıklılığını artırmaktadır (68, 69).

Tabakalama seramik sistemi ile eğme dayanımı 120MPa'dan, 350MPa'ya çekme dayanımı ise 433MPa'ya kadar yükseltilmiştir. Bu yeni sistemle ön ve yan bölgelerdeki 3 üyeli köprü protezlerinin uygulanabileceği bildirilmiştir (36, 67, 70).

#### **- IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)**

2005 yılında piyasaya sunulan IPS e-max, daha estetik ve daha dirençli restorasyonların yapılabilmesi için homojenize edilmiş lityum disilikat cam seramik şeklinde üretilmiştir. Temel kristal faz olan lityum disilikat 3 ila 6 µm uzunluğundaki iğne benzeri kristallerden oluşur. Bu lityum disilikat kristaller cam matriks içine gömülmüş şekildedir. Firma materyali 2 farklı şekilde kullanıma sunmuştur. IPS emax CAD bloklar CAD/CAM tekniği kullanılarak altyapıların hazırlanmasında kullanılırken, IPS e-max Press ingotlar basınç altında enjeksiyonla altyapıların hazırlanmasında kullanılırlar.

IPS e-max seramik materyali florapatit kristallerinin farklı konsantrasyonlarını içermektedir. Bu apatit kristallerin, cam seramik restorasyonun ışık geçirgenliğinde gelişme sağlayarak daha doğal görünüm sağladığı ve translusensliği arttırdığı söylenmektedir. Bükülmeye direnci 360-400 MPa olarak bildirilmiştir. IPS e-max altyapıları anterior ve posterior bölgede tek kron ve köprülerin yapımına izin vermektedir (71).

Bu teknikte, renk pigmentleri erime ısısına ulaşıldığında eriyeceği için materyale ilave edilmezler. Bunun yerine cam içinde çözünen polivalent iyonlar arzu edilen rengi sağlamak için kullanılır. İyon esaslı renklendirme mekanizmasının kullanılmasının avantajı, renk salan iyonların materyal içinde homojen olarak dağılabilmesidir. Bunun aksine renk pigmentleri mikroyapıda kusurlara neden olmaktadır (72). Bu korlar IPS e.max Ceram ile veneerlenir (72).

### 2.3.2.1.3 Feldspatik seramikler

- Vitablocs Mark I (Vita, Bad Säckingen, Germany)
- Vitablocs Mark II (Vita, Bad Säckingen, Germany)
- Vita Triluxe Block (Vita, Bad Säckingen, Germany)

**Vitablocs Mark I** feldspatik bir seramiktir. Yapısı, dayanıklılığı ve aşınma özellikleri metal-seramik restorasyonlarda kullanılan feldspatik seramiğe benzemektedir. Bükülme direnci 93 MPa'dır. **Vitablocs Mark II** 1991 yılında Cerec 1 sisteminde kullanılmak üzere geliştirilmiş, frezlenebilen feldspatik bir seramiktir. Vitablocs Mark I'e kıyasla dayanıklılığı arttırılmış ve tanecik boyutu 4  $\mu\text{m}$ ' a küçültülmüştür (6). % 60- 64  $\text{SiO}_2$  ve % 20- 23  $\text{Al}_2\text{O}_3$  içerir. HF asit ile pürüzlendirilerek mikromekanik retansiyon sağlanır ve adeziv simantasyon yapılır. Dezavantajı monokromatik olmasıdır. Bu dezavantajdan dolayı estetiği arttırmak için renk seçeneği daha fazla olan Vita Triluxe Block üretilmiştir. **Vita Triluxe Block 3**

tabaka halindedir; 1.tabaka opak alt yapı, 2.tabaka nötral zone bölgesi, 3.tabaka ise translusent tabakadır. Cerec sisteminde üretilmektedir. Feldspatik seramiklerin işlenmesinde kullanılan diğer bir sistem Celay'dır. Bu kopya freze tekniğinde restorasyonların akrilik dizaynı Vita Triluxe bloklarından dublike edilir (59).

## 2.3.2.2 ALUMİNA ESASLI SERAMİKLER

### 2.3.2.2.1 In-Ceram Alumina (Vita, Bad Säckingen, Germany)

Dr. Michael Sadoun tarafından geliştirilen ve Vita firması tarafından modifiye edilerek üretimine geçilen bu yeni tam seramik sistemi, esneme direnci ve baskıya olan dayanıklılığı sayesinde anterior ve posterior tek üniteli restorasyonlar ve anterior köprü yapımında kullanılabilen bir sistemdir (73).

Bu sistemde, büyük ölçüde  $Al_2O_3$  kristallerinden meydana gelen seramik hamurunun özel bir rövetmandan hazırlanan day üzerinde sinterize edilmesinden sonra oluşan yarı sinterize alt yapının cam infiltrasyonu ile kuvvetlendirilmesi esasına dayanır.

Ana modelden ölçü alınarak özel bir alçı ile çalışma modeli elde edilir. Bundan sonra % 99' luk alüminyum oksit tozundan oluşan materyalden "slip" denilen özel bir bağlayıcı elde edilir. Bu sistemin esas özelliklerinden biri, özel day alçısının toz  $Al_2O_3$  karışımı ile karşılıklı etkileşimidir. Toz karışımı tabaka özel day yüzeyi ile temasa geçer geçmez karışımın sıvı kısmı absorbe edilir. Alçının kapiller yapısına bağlı olarak oluşan kapiller çekim nedeniyle özel day alçısı üzerinde  $Al_2O_3$  partikülleri hızlı bir şekilde oldukça kompakt bir tabaka oluşturur. Kopingler şekillendirilip stabilize edici uygulandıktan sonra fırınlanır. Fırınlama sonrası yapıda büzülme olmamakla beraber, oluşabilecek minimal büzülme, alçının sertleşme genleşmesi ile kompanse edilir. İkinci aşamada cam infiltrasyonu söz konusu olup, distile su ile karıştırılmış özel bir cam tozu, fırınlanmış  $Al_2O_3$  başlık üzerine uygulanır. Alt yapı 1100°C 'de 4 saat tutulur. İnfiltrasyonda yine kapiller çekim sayesinde ilk fırınlama işleminde tam olarak

birleşmemiş olan  $Al_2O_3$  partiküllerinin camla tamamen doldurulması söz konusudur. Cam materyalinin fazlası elmas frezlerle aşındırılıp,  $Al_2O_3$  tozu ile 6 atmosfer basıncında kumlanır. Daha sonra 960 °C’ de 10 dakika tutularak alt yapıya son şekli verilir. Tüm bu işlemlerden sonra üst yapı geleneksel yöntemlerle bitirilerek restorasyon tamamlanır (7, 27, 36, 46, 74, 75).

#### **2.3.2.2.2 In-Ceram Spinell (Vita, Bad Säckingen, Germany)**

Üretim tekniği klasik In-Ceram sistemi ile aynıdır. Klasik In-Ceram tekniğinde kullanılan alüminyum oksit yerine magnezyum alüminyum oksit kullanılması sinterleme işleminden sonra gözenekli bir yapının oluşmasını sağlamaktadır. Gözenekli olan ve “spinell” olarak adlandırılan bu yapıya daha sonra ışık geçirgenliğini sağlayan cam infiltre edilmekte ve üst yapı seramiği işlenerek uygun form verilmektedir (36).

Malzemenin ışık geçirgenliğinin iyi olması estetik açıdan üstünlük sağlamakta ve bu nedenle ön diş restorasyonlarında kullanılmaktadır. Eğme dayanımı alümina yapıllara göre %25 daha düşük, ortalama 350 MPa olarak bildirilmektedir (36, 57, 73).

#### **2.3.2.2.3 In-Ceram Zirkonya (Vita, Bad Säckingen, Germany)**

In-Ceram Alümina ve In-Ceram Spinell’den sonra alt yapıyı oluşturmada zirkonyum oksit kullanılarak In-Ceram Zirkonya geliştirilmiştir. In-Ceram zirkonya seramik korlar, ya klasik In-ceram tekniğinde olduğu gibi slip-cast yöntemiyle ya da zirkonyum blokların millingi ile elde edilirler (73).

Zirkonyum oksit ilavesi ile yapının dayanıklılığı artmakta ancak bununla birlikte opasitenin de artması, estetik kalitenin azalmasına neden olmaktadır. Materyal % 65 cam infiltre alumina ve % 35 sinterlenmemiş zirkonya içerir. Zirkonya kristal yapının tetragonal formunu içerir. Bükülme direnci 421- 800 MPa’dır ve kırılma dayanımı 6-8

MPa/ m<sup>2</sup> olarak bilinen bu sistem daha çok arka bölgenin çok üyeli restorasyonlarında kullanılmaktadır (36, 47, 57, 73, 76).

#### **2.3.2.2.4 Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden)**

Procera CAD/CAM sistemi bir İsveç firması olan Nobel Biocare tarafından 1986'da kuron köprü protezleri için titanyumdan alt yapılar üretmek amacıyla geliştirilmiştir. Sistem, biyolojik özellikleri nedeniyle metal-seramik çalışmalarında titanyum kullanılmaya başlanmasından sonra doğmuştur. Titanyum alt yapı üretimi için döküm dışında bir yol araştırılırken Procera sistemi ortaya çıkmıştır. 1993'de ise yoğun olarak sinterlenmiş, saf ve yüksek dayanıklılıkta %99.5 oranında alüminyum oksit içeren seramik alt yapılar Procera AllCeram sistemi ile üretilmeye başlanmıştır. İlk yıllarda bu sistemle ön ve arka bölgelerde tek diş restorasyonları için tam seramik kuronlar üretilirken günümüzde laminate veneer ve köprü restorasyonları da yapılabilmektedir. Ancak köprü restorasyonlarında genellikle zirkonyum oksit alt yapılı Procera AllZircon sistemi tercih edilmektedir. Procera AllZircon sistemi kullanılarak kuron veya 4-5 üyeli köprü restorasyonları yapılabilmektedir. Sistemin geleneksel dizayn ve üretim ünitelerinin bağlantısı internet aracılığıyla sağlanmaktadır. Bu sistemin kullanılabilmesi için; özel bir tarayıcıya (scanner), taranan bilgilerin kullanılabilmesi için özel bir programa (Procera software), gelişmiş bir bilgisayara ve internet bağlantısına gereksinim vardır. Procera tekniği ile; alüminyum oksit, zirkonyum oksit ve titanyum alt yapılar oluşturulabilmektedir. Sisteme ait CAD ünitesi hekimin birlikte çalıştığı laboratuvarında bulunurken, CAM üniteleri biri İsveç diğeri de Amerika'da olmak üzere iki merkezde bulunmaktadır. Alt yapılar bu merkez laboratuvarlarının birinde üretilerek hekime ulaştırılmaktadır. Üst yapı ise düşük ısı seramiği ile tabakalama tekniği kullanılarak standart diş laboratuvarında tamamlanmaktadır (77, 78, 79).

Wagner ve Chu yapmış oldukları çalışmada Procera alt yapı materyalinin eğme dayanımı 687MPa, In-Ceram'ın 352MPa, Empress'in ise 134MPa olduğunu bildirmişlerdir (80). Araştırmacılar, Procera Allceram kuronların kenar ve iç uyumlarının da oldukça başarılı olduğunu ortaya koymuşlardır (77, 78, 81).

Procera sistemi ile CAD/CAM teknolojisi kullanılarak,

- Alüminyum oksit alt yapıli restorasyonlar (Procera AllCeram)
- Zirkonyum oksit alt yapıli restorasyonlar (Procera AllZirkon)
- Titanyum alt yapıli restorasyonlar (Procera AllTitan)
- Titanyum veya alüminyum oksit abutment
- İmplant-üstü tam seramik kuronlar
- İmplant-üstü titanyum alt yapılar üretmek mümkündür.

#### **2.3.2.2.5 Synthoceram (Cicero, Hoorn, Netherlands)**

İlk olarak Denissen ve ark. tarafından tanıtılan bir sistemdir (82). CICERO (Computer Integrated CERamic RecOnstruction) sisteminde cam infiltre edilmiş yüksek dayanımlı alüminyum oksit seramik kullanılmaktadır. Alt yapılar lazerle tarama, bilgisayar destekli frezleme ve sinterleme ile üretilmektedir. Diş kesimi, komşu ve antagonist dişler lazer tarayıcı ile 3 boyutlu olarak dijitalize edilir. Bilgisayarda dizayn edilen alt yapılar alüminyum oksit bloklardan frezlenir ve sinterlenir (83). Daha sonra lösit içermeyen bir cam seramik olan Syntagon (CICERO, Hoorn, Netherlands) ile veneerlenmektedir (84).

### **2.3.2.3. ZİRKONYA ESASLI SERAMİKLER**

#### **2.3.2.3.1 Lava (3M Espe Dental AG, Seefeld, Germany)**

2003 yılında kullanıma sunulan Lava (3M ESPE) tam seramik sisteminde, üstün özelliklere sahip zirkonya seramikleri kullanılır. Zirkonya seramiklere özgü sertleşme mekanizması ve suda çözünmeye karşı direnci, Lava zirkonyayı posterior bölgede köprü uygulamaları için uygun materyal haline getirmiştir. Sinterlenmemiş zirkonya bloklar kullanılır ve bu durum blokların işlenmesini kolaylaştırır (59).

Lava tam seramik sistemi için kullanılan ekipmanlar, özel optik bir tarayıcı (Lava Scan), bilgisayara bağlı frezleme makinası (CAM) (Lava Form) ve sinterizasyon fırınından (Lava Therm) oluşur (85). Sinterlenmemiş zirkonya bloklar kullanılır ve sinterizasyon büzülmesini tolere etmek için CAD sisteminde restorasyonun dizaynı gerçek boyutundan % 20 daha büyük yapılır (85).

Laboratuarda model elde edildikten sonra optik tarayıcı modeli tarar. Daha sonra özel olarak geliştirilmiş yazılım programı kullanılarak restorasyon ekranda dizayn edilir. Bu bilgiler Lava Form frezleme makinesine aktarılır. Sinterlenmemiş zirkonya bloklardan geniş bir şekilde aşındırılır ve Lava Therm sinterleme fırınında, 1500 °C 'de 11 saat sinterlenir. Optik ve mekanik özelliklerinden dolayı hem anteriorda hem posteriorda kullanılabilir. Alt yapı 7 farklı renkle renklendirilebilir (86).

#### **2.3.2.3.2 Procera AllZircon (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden)**

1993 yılında CAD\CAM teknolojisi kullanılarak tek diş restorasyonlar ve laminate veneerler için yoğun olarak sinterlenmiş, saf ve yüksek dayanıklılıkta alüminyum oksit (% 99,5) alt yapılar üretmek üzere geliştirilen Procera AllCeram sisteminin yanında, köprü restorasyonlarında genellikle zirkonyum oksit alt yapıları Procera AllZircon sistemi tercih edilmektedir. Procera AllZircon sistemi kullanılarak kuron veya 4-5 üyeli



köprü restorasyonları yapılabilmektedir. Procera AllZircon blokları 2001 yılında üretilmeye başlamıştır.

Procera sistemine ait CAD ünitesi hekimin bireysel olarak çalıştığı laboratuarda bulunurken; CAM üniteleri, biri İsveç diğeri Amerika'da olmak üzere sadece iki merkezde bulunmaktadır. Alt yapılar bu iki merkez laboratuvarlardan birinde hazırlanır. Üst yapı ise düşük ısı seramiği kullanılarak tabakalama tekniği ile tamamlanır.

Procera sisteminde, tarayıcının rotasyon hareketleri ve tarayıcının safir topunun ucunun boyutları sebebiyle, preparasyon marjinlerinin chamfer tarzda olması gereklidir.

Posterior dişlerde okluzal yüzey mümkün olduğunca düz hazırlanmalıdır, derin kaviteler hazırlırsa güdüğün taranması zorlaşacak ve adaptasyonda problem oluşacaktır.

Preparasyonu takiben alınan ölçüden, model alçısı dökülerek alçı model elde edilir ve güdük hazırlanır ve "Procera Scanner" ile 3 boyutlu olarak okunma yani 'tarama' işlemine geçilir (79). Tüm prosedür yaklaşık 3-5 dakika sürer. Bu şekilde hazırlanan her bir güdük için yaklaşık 50.000 ölçüm yapılır (79, 87).

Bilgiler bilgisayara aktarılır. Kopingin dış konturu, bilgisayar ekranında 3 boyutlu olarak Procera CADDesign programında dizayn edilir. Bilgisayar verilere göre, güdük üzerine kalınlığı ortalama 0,7 mm (en az 0,5 mm) olacak şekilde bir alt yapı hazırlar.

Alt yapı materyali seçildikten sonra, tüm veriler elektronik posta ile Procera merkez laboratuvarına (Procera Sandvik) gönderilir. Burada bilgisayar kontrollü freze makinesi (CAM teknolojisi), sinterleme işlemi sırasında oluşması beklenen %15-20 büzülmeyle kompanse etmek üzere ilkinden daha büyük boyutlarda 2. bir güdük hazırlar. Seçilen alt yapı materyali yüksek basınç altında duplikat güdük üzerine preslenir. Tamamlanan ve provası yapılan Procera kopingi, seçilen alt yapı materyalinin termal ekspansiyon katsayısına adapte edilmiş seramik materyali ile veneerlenir.

### 2.3.2.3.3 Everest (Kavo Dental, Biberach, Germany)

Everest, anterior ve posterior bölgelerde uygulanabilecek kuron köprü protezlerinin altyapısının oluşturulması için kullanılan ve Kavo firması tarafından üretilen bir CAD/CAM sistemidir. Temel olarak tarama ünitesi (Everest scan), aşındırma ünitesi (Everest engine) ve sinterleme fırınından (Everest therm) oluşmaktadır.

Sistemde altı farklı blok kullanılabilir:

- 1- ZS Blokları: Y-TZP non-HIP ön sinterlenmiş bloklardır.
- 2- ZH Bloklar: Y-TZP sinterlenmiş HIP bloklardır. Bu bloklarda aşındırma işlemi final boyutunda bitirildiği için daha uyumludur.
- 3- T Blokları: Titanyum bloklardır.
- 4- G Blokları: Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik bloklardır.
- 5- IPS e-max CAD Bloklar: Ivoclar Vivadent firmasının Everest için geliştirdiği lityum disilikat seramik bloklardır. Anterior ve posterior bölgede kuron, anterior bölgede üç üyeli köprü restorasyonlarında kullanılabilir.
- 6- C-Temp: 6 üyeye kadar olan geçici köprülerin yapılması için üretilmiş kompozit bloklardır.

Aşındırma ünitesi çoğu sistemden farklı olarak 5 aks teknolojisi ile aşındırma yapmaktadır. Model, tarama ünitesinde taranarak alt yapının dizaynı aşamasına geçer. Aynı tarama ünitesinde alt yapı bilgisayar ortamında dizayn edilir. Sistemin hem sinterlenmemiş zirkonya blokları (Kavo Everest ZS-Blank), hem de tam sinterlenmiş zirkonya blokları (Kavo Everest ZH-Blank) bulunmaktadır. ZS bloklarından üretilmiş alt yapılar 1500 °C'de sinterlenir. Alt yapı, sinterlenmemiş zirkonya bloklarından üretilmiş ise, Vita renklendirme likitiyle 5 farklı tonda renklendirilebilir. Tam

sinterlenmiş bloklardan hazırlanmış alt yapılar ise sinterlenmez ve renklendirilemezler (88).

#### **2.3.2.3.4 Hint-Els (Digident, Griesheim, Germany)**

Hint-Els sistemi, 3 boyutlu tarayıcı ve bilgisayar yazılımı, frezleme ünitesi (Hint-Els hiCut) ve sinterleme fırını (Hint-Els hiTherm) olmak üzere 3 farklı üniteden oluşur. Bu sistemde hem sinterlenmemiş (non-HIP) hem tam sinterlenmiş (HIP) zirkonya bloklar kullanılabilir. Zirkonyadan başka titanyum ve plastik blokları da işleyebilir. Hint-Els ile sinterlenmemiş bloklardan full ark bir köprü yapılamaz, sadece 4-5 üyeli köprüler yapılabilir. Tek krunun tam sinterlenmiş bloklardan frezlenmesi 2 saat, sinterlenmemiş bloklardan frezlenmesi ise 30 dakika sürmektedir (89).

#### **2.3.2.3.5 Cercon (DeguDent, Hanau, Germany)**

Sistem 1999 yılında geliştirilmiştir. CERCON Smart sisteminde diğer sistemlerden farklı olarak bilgisayar destekli dizayn yapılmaz. Diş teknisyeni ya da laboratuvarın hazırlamış olduğu mum modelaj esas alınarak CAM sistemi ile alt yapı hazırlanmaktadır. Cercon brain ve Cercon heat bölümlerinden oluşur. Cercon brain, lazer tarayıcı ve frezleme ünitesini içerir. Mum modelaj dizaynı lazer tarayıcı tarafından taranır ve elde edilen yazılım frezleme ünitesine transfer edilir. Alt yapı, sinterlenmemiş homojen zirkonya bloklardan, özel tungsten karbid frezlerle hacimli bir şekilde frezlenir. Değişik uzunluklarda bloklar mevcuttur. 12 mm, 30 mm, 38 mm ve 47 mm olarak bloklar prefabrike olarak üretilmiştir. Materyal tam olarak TZP (tetragonal zirconia polycrystals) kristallerinden oluşmuştur. Aşındırma ünitesinde yarı sinterlenmiş bloklar üzerinde ilk önce kaba daha sonra ince aşındırma işlemleri gerçekleştirilir. Büyütülmüş alt yapılar % 25-30'luk sinterlenme büzülmesini kompanse edecek şekilde 6-8 saat 1350 °C' de 'Cercon heat' fırınında sinterlenir ve istenilen final boyutlar elde edilir. Elde edilen alt yapı üzerine CERCON Ceram-S porselen tozu ile

tabakalama tekniği ile restorasyon bitirilir. Tek kuron, 3-5 üniteli köprü ya da implant üstü kuron köprü restorasyonlarında kullanılabilir. Son zamanlarda daha büyük bloklarında üretilmesiyle birlikte sistem 6 üyeli restorasyonların yapılabilmesine olanak vermiştir.

İçeriğinde;

% 90'dan fazla Zirkonyum oksit

% 5 oranında Yttrium oksit

%2 den'az Hafniyum oksit

% 1'den az Alüminyum oksit bulunur (90, 91, 92).

#### **2.3.2.3.6 DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland)**

DC-Zirkon materyali ve DCS sistemi 1993 yılında geliştirilmiştir. Bu sistem üç bölümden oluşmaktadır:

1) Preciscan (tam otomatik, lazer projeksiyonu ile çalışan optik tarayıcı),

2) DCS Dentform (yazılım) ve

3) Precimill (frezleme makinesi). Lazer tarayıcı, alçı modelin tamamını ve tek tek güdükleri tarar ve yaklaşık 300.000 noktadan ölçüm yapar. Ölçüm tamamlandıktan sonra toplanan bilgiler, dizayn yapılmak üzere bilgisayara aktarılır. Yazılım programı alt yapı için gerekli olan konektör ve gövde boyutlarını belirler. Daha sonra bu bilgiler frezleme makinesine transfer edilir. Alt yapı, tam sinterlenmiş prefabrike HIP (Hot Isostatic Pressing) zirkonya bloklarından, doğrudan istenilen final boyutlarda frezlenir (9). Frezleme sonrası herhangi bir fırınlama prosedürü ve sinterlenme büzülmesi yoktur. Bazı üretici firmalar, tam sinterlenmiş blokların frezlenmesi sırasında mikro

çatlakların oluştuğunu iddia ederken (93), bazı firmalar ise bu sistemde büzülme olmamasından dolayı çok iyi bir marjinal uyum elde edildiğini bildirmektedir (91).

### **2.3.2.3.7 Cerec InLab sistemi (Sirona, Bensheim, Germany)**

Bilgisayar teknolojisi ile dizayn ve üretim yaparak dental restorasyonların yapılmasında en yaygın kullanılan sistem CEREC'tir. CEREC kelime anlamı olarak Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics kelimelerinin baş harflerinden oluşmuştur (94). Sistemin ilk olarak kliniğe girmesi, 1985 yılında Zürih Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'nde CEREC kullanılarak bir inley restorasyonun yapımı ile gerçekleştirilmiştir (95). İlk zamanlarda yaşanan yetersiz marjinal uyum ve okluzal morfolojinin tam verilememesi gibi problemler son dönemlerde geliştirilen yeni yazılım programları ile aşılmaya çalışılmaktadır (95, 96).

1994 yılında Siemens firması CEREC 2'yi üretmiştir. Bu sistemin geliştirilmesi ile literatüre ilk kez "optical impression" yani "görsel ölçü terimi girmiştir. Ancak alınan bu ölçüye göre bilgisayarda dizayn edilerek üretilen restorasyonlarda okluzal morfolojinin verilmesi o dönemde bilgisayarların kısıtlı etkinliği ile sınırlı kalmıştır. Bunun yanında ilk sistemdeki kesici bölümü 3 aksdan 6 aksa çıkarılmıştır (94, 95).

Sirano firması 2000 yılında CEREC 3'ü piyasaya sürmüştür. Bu sistemde Windows NT platformlu yazılım kullanılmaktadır. Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler bu cihazın kullanımındaki sınırlamaları büyük ölçüde ortadan kaldırmıştır. Cerec 3 sistemi network, multimedya ve ağız içi renkli video kamera ya da dijital radyografik birim ile kombine edilmiştir. Üretim işlemi çabuklaştırılmış, görüntü elde etme ve veri toplama işlemleri önemli derecede hızlandırılmıştır (94).

### **2.3.2.3.8 Celay (Vita, Bad Säckingen, Germany)**

Bu sistem ilk olarak 1991 yılında Mikrona firması tarafından seramik bloklardan inley yapımı için dişhekimliğinde kullanıma sunulmuştur (97).

Celay kopya freze tekniği ve cam infiltrasyonuna dayanan bir sistemdir. Restorasyon, çalışma modeli üzerinde öncelikle mum ya da rezinden altyapı olarak elde edilir. Sistemde ön sinterleme yapılmış alüminyum oksit bloklar kullanılır. Celay ünitesi birbirinden ayrılmış iki bölümden oluşmaktadır. Sağ taraftaki kesici bölüme seramik yerleştirilirken diğer kopyalama bölümüne de mum ya da rezin örnek yerleştirilir (97). Kesici ünitenin iki tarafı birbirine geometrik transfer mekanizması ile bağlı olup bu kopya aleti ve kesici ucun üç boyutlu hareketine izin vermektedir. Sol taraftaki bölmede mavi renkli fotopolimerize kompozit materyalinden hazırlanmış modelaj (Celay Tech), sağ taraftaki bölmede ise frezlenecek Vita Celay Zirconia blok bulunmaktadır. Restorasyonun yapımı yaklaşık 15 dakika sürer. Restorasyonun iç yüzeylerinin kesimi rond, dış yüzeylerinin ise disk şeklindeki frez yardımı ile yapılır. Aşındırılmış zirkonya alt yapı 1120 °C’ de sinterlenir, cam infiltre edilerek 1140 °C’ de tekrar fırınlanır. Veneer materyali olarak Vitadur Alpha seramiği kullanılarak restorasyon bitirilir (96, 97, 98).

Vita firması tarafından üretilen feldspatik bloklar (Vita Celay Blanks), alümina bloklar (Vita Celay Alumina Blanks), spinell bloklar (Vita Celay Spinell Blanks) ve zirkonya bloklar (Vita Celay Zirconia Blanks) kullanılabilir.

### **2.3.2.3.9 ZENO Tec (Wieland, Pforzheim, Germany)**

Bu sistemde tarayıcı (3 Shape D 200), bilgisayar yazılımı (ZENO CAD), frezleme ünitesi (ZENO 4030) ve sinterleme fırını (ZENO Fire) bulunur. Ölçü sonrası elde edilen modeller lazer kesit alma tekniği ile taranır. Taranan obje 3 boyutta hareket ettirilerek ZENO CAD’ de dizaynı yapılır. Frezleme ünitesinde sinterlenmemiş zirkonya bloklardan hazırlanan alt yapılar ortalama % 20 oranında daha hacimlidir. 12

saatlik sinterleme işleminden sonra alt yapı gerçek boyut ve sertliğe ulaşır. Firmanın zirkonya bloklarından başka alumina ve plastik blokları da vardır (99).

#### **2.3.2.3.10 Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, Italy)**

Zirkonzahn sistemi bir CAD/CAM sistemi değildir. Mekanik yöntemle üretim yapılır. Frezleme işlemi teknisyen tarafından manüel olarak gerçekleştirilir. Yeşil zirkonya olarak da bilinen sinterlenmemiş homojen zirkonya blokları kullanılır. Alt yapı ışıkla polimerize olan kompozitle dizayn edilir. Restorasyonun şekillendirilebilmesi için kompozit dizayn makinenin okuyucu ucunun bulunduğu tarafa, Zirkonzahn blok ise aşındırma işleminin yapılacağı tarafa adapte edilir. Makinenin okuyucu ucu kompozit dizayn üzerinde hareket ettirilerek, işleme ünitesine yerleştirilmiş olan sinterlenmemiş homojen yeşil zirkonya bloğun işlenmesi sağlanır. Hacim olarak % 25 daha büyük frezlenen restorasyon yaklaşık 1500 °C’ de 16 saat sinterlenir ve orijinal boyutlarına ulaşır (100).

#### **2.3.2.3.11 Ceramill (Amann Girschbach GmbH, Österreich, Avusturya)**

Çalışma prensibi Zirkonzahn ile aynıdır. Sinterlenmemiş zirkonya blokları kullanılır. Sinterleme öncesi blok hacimli işlenir ve sinterleme sonrası gerçek boyutlarına ulaşır. Sinterleme işlemi 1450°C ‘ de 7 saat sürer. Ceramill base zirkon frezeleme cihazı başta olmak üzere, Ceramill jel modelaj akriliği, Ceramill UV polimerizasyon lambası, Ceramill Zi bloklar, Ceramill color renklendirme solüsyonu, Ceramill Thermo sinterleme fırını, AS400 toz emici aspiratör, Ceramill roto tarama ve frezeleme uçları ve istenirse Ceramill Aqua sulu frezeleme cihazı gibi ürünler sistemde bulunmaktadır. 40 x 20 x 16 mm ve 65 x 30 x 20 mm olmak üzere iki farklı blok hacmine sahiptir. Konvansiyonel veneer seramikleri ile üst yapı tamamlanır (101).

## 2.4 CAD/CAM SİSTEMLER

### 2.4.1 Tanımı ve Tarihsel Gelişimi

CAD/CAM, ‘Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing’ kelimelerinin kısaltılmış halidir. Çalışılan parçanın üç boyutlu planını bilgisayar ekranında dizayn eder ve bilgisayar kontrolündeki makine otomatik olarak üretim yapar (102).

CAD/CAM teknolojisi diş hekimliği alanına ilk kez 1971 yılında Francois Duret tarafından sokulmuştur (40). Francois Duret, bu endüstriyel teknolojiyi diş hekimliğine transfer ederek bir dental restorasyon için harcanan manuel eforu ve maliyeti azaltmayı amaçlamıştır. CAD/CAM’ in endüstriyel kullanımı ile istenilen sayıda ve birbirinin aynısı ürünler, daha kısa sürede ve daha az efor harcanarak üretilir. Ancak diş hekimliğinde bu filozofi geçerli değildir, çünkü her restorasyon hastaya özgü dizayn edilir ve kişiseldir (102).

İlk ortaya çıkan CAD/CAM sistemleri, düşük çözünürlüklü tarama cihazı ve yetersiz bilgisayar gücü nedeniyle marjinal uyumu ve day ile internal adaptasyonu kötü olan restorasyonların yapımına neden olmaktaydı. Ancak yeni sistemlerdeki teknolojik gelişmeler ve yazılımdaki ilerlemeler bu problemleri minimuma indirmiş ve marjinal uyumu üstün bir hale getirmiştir.

CAD/CAM, konvansiyonel yöntemlerde kullanılamayan materyallerin kullanımına olanak verir. Bu işlem artmış mikroyapısal özellik, yüksek yoğunluk, düşük pörözite ve azalmış artık stres özellikleri gösterir (103).



## **2.4.2 CAD/CAM Komponentleri**

Tüm CAD/CAM sistemleri 3 fonksiyonel komponent içermektedir:

### **2.4.2.1 Tarayıcı (scanner)**

Diş hekiminin yaptığı diş preparasyonunu, komşu dişleri ve okluzyondaki dişlerin geometrisini intraoral ya da ekstraoral olarak tarar. İnleyler ve tek kuronlar için sadece prepare edilecek diş yüzeyinin taranmasına ihtiyaç vardır. Köprüler veya ilave oklüzal karakterizasyonlar için, komşu dişler ve antagonist dişlerle ilgili daha fazla bilgiye ihtiyaç vardır (102, 104).

Dental kullanımlar için 3 tip 3-D tarayıcı cihazı bulunmaktadır: Mekanik tarayıcıda bir küre, iğne ucu ya da pin aracılığı ile güdük üzerinden tarama yapılır. İntraoral tarayıcıda kesilmiş ve komşu dişlerin anatomik yapılarının görünümü kaydedilerek dijital bir görüntü elde edilir. Optik tarayıcıda ise lazer projeksiyonu, beyaz ışık ya da renkli ışık ile güdük yüzeyi optik olarak taranır (105).

### **2.4.2.2 Yazılım (software)**

Bilgisayar ekranında restorasyonun üç boyutlu dizaynı ve planlamasının yapılabilmesi için bir bilgisayar ünitesi içerir. Kişiye özgü adapte edilmiş restorasyonun dizaynına ve üretilmesine izin veren yazılım programları geliştirilmiştir. CAD komponenti içermeyen sistemler CAD/CAM sistemi olarak adlandırılmaz, (CAD-)/CAM sistemi olarak adlandırılırlar (105). Örneğin Cercon (DeguDent, Hanau, Germany) sistemi CAD komponenti içermez ve restorasyon geleneksel yöntemlerle yapılan mum modelajla dizayn edilir.

### **2.4.2.3 Donanım (hardware)**

Bilgisayar kontrolünde olan frezleme ve aşındırma makinelerini ifade eder. Restorasyon, materyal bloklarından frezlenerek elde edilir. Kural olarak CAM üretiminden sonra bazı manuel düzeltmeler, final cilalanmalar, renklendirmeler ve veneerlemeler diş teknisyeni tarafından yapılır (102, 104).

### **2.4.3 Açık ve Kapalı CAD/CAM Sistemleri**

Dental teknolojide kullanılan birçok CAD/CAM sistemi; tarayıcı, yazılım ve donanım içeren kapalı sistemlerden oluşur. Restorasyonun üretilmesinde kullanılan materyaller, bu sistemin birer parçasıdır ve bazı kod sistemleri kullanılır. Diğer yandan açık sistemde işleyen bazı CAD/CAM teknolojileri de dental markette yerini almıştır. Bu sistemlerde dizaynın 3D modeli, yazılımdan (CAD) donanıma (CAM) transfer edilir. Bu kullanılan lisan endüstriyel olarak uygun bir formattır. Farklı üretim merkezleri ve CAM sistemleri arasında seçim yapılabilmesine olanak tanır (104, 105).

### **2.4.4 CAD/CAM Materyalleri**

CAD/CAM sisteminde kullanılmaya elverişli materyal grubu şunlardır (106).

- silikat seramikler
- cam infiltre alüminyum oksit seramikleri
- yoğun sinterlenmiş alüminyum oksit seramikleri
- yoğun sinterlenmiş zirkonyum oksit seramikleri
- titanyum

- kıymetli ve kıymetsiz metal alaşımlar
- dayanıklılığı arttırılmış ve dökülebilir akrilikler.

#### CAD-CAM Sistemleriyle Hazırlanan Tam Seramikler (105);

1. ALKOM (CAD-CAM technologie, Luxembourg)
2. BellaDent (BellaDent, Germany)
3. CADIM (Advance Comp., Japan)
4. CERADENT (Universitien, Germany)
5. Cercon smart ceramics (Degussa dental, Germany)
6. CEREC 3D (Sirona Dental Systems, Germany)
7. Cicero (Elephant/Degussa, Netherland)
8. DCM (ETH institute, Swiss)
9. DCS (DCS Dental, Germany)
10. DECIM (DECIM AB, Ivoclar, Lichtenstein)
11. Decsy (Olympus, Nissan, Shizuoka, Japan)
12. DentiCAD (Bego, Germany)
13. Digident (Girrbach, Germany)
14. Duret System (Hennson, Sopha Bioconcept, France)
15. GNI (GC, Nikon, Hitachi, Japan)
16. Inlac (Ritter, Germany)
17. LAVA-System (3M/ESPE, Germany)

18. LICORA-CAD/CAM allceramic (Girrbach GmbH, Germany)
19. Procera (Procera/Nobel Biocare, Sweden)
20. Xawex (italy)
21. Wolceram (USA)

## 2.5 DİŞHEKİMLİĞİNDE ZİRKONYA

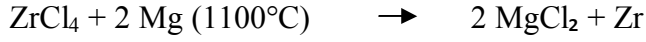
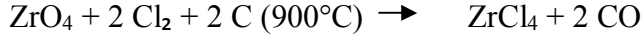
### 2.5.1 Zirkonya

Zirkonyum, Arapça Zargon (altın renginde) kelimesinden gelir. Zargon da Persçe Zar (altın) ve Gun (renk) kelimelerinden türetilmiş olup ender bulunan bir elementtir (14). Zirkonyum (zirkon dioksit -  $ZrO_2$ ), ilk kez 1789'da Sri Lanka Adası'nda Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından, birtakım değerli taşların ısıtılması sonucu reaksiyon ürünü olarak bulunmuştur. Atom numarası 40 olan Zirkon ise 1824 yılında Jons Jakob Berzelius tarafından izole edilmiştir (14).

Zirkonya doğada saf halde bulunmaz. Silikat oksit ile birlikte yada serbest oksit ile birlikte bulunur. Zirkonya, yer kabuğunda % 0.028 oranında bulunup yer kabuğundaki elementler arasında 11'inci sırayı işgal eder ve Cu, Ni, Pb ve Zn gibi metallere daha bol miktarda bulunur (107). Zirkonya mineralleri, daima % 0,5-2,0 arasında hafniyum (Hf) içerirler. Zirkonya en az 37 değişik mineral içinde bulunmasına rağmen ticari önemi olan mineralleri şunlardır (108);

- a. Baddeleyit ( $ZrO_2$ ): % 90-93 arasında  $ZrO_2$  içeren bir zirkonyum mineralidir.
- b. Zirkon ( $ZrSiO_4$ ): Teorik olarak % 67,2  $ZrO_2$  ve % 32,8  $SiO_2$  içeren bir orto silikattır, en çok bulunan mineraldir.
- c. Eudialyte ( $(Na Ca)_6 ZrOH(Si_3O_9)_2$ ).

Zirkonyum eldesi  $ZrCl_4$  bileşiminin magnezyum ile veya kalsiyum ile indirgenmesi ile elde edilir. Baddeleyit mineralinin aşağıdaki reaksiyonu sonucunda  $ZrCl_4$  bileşiği elde edilir.



Reaksiyon çelik kaplarda gerçekleştirilmelidir. Havadaki oksijen ve azot ile etkileşmemesi gerekmektedir.

Havada ısıtılınca kuvvetli bir ışık vererek yanar, akkor derecede hidrojen ve azotla birleşir. Asitlerin ve alkalilerin etkilerine karşı dayanıklıdır. Zirkonyum uzun bir süre çeşitli toprak oksitleriyle karıştırılarak seramiğin renklendirilmesinde kullanılmıştır. Düşük kaliteli zirkonya, aşındırıcı olarak kullanılır. Sert, aşınmaya dayanıklı zirkonya seramikler, dizel ve ısı motorlarında, basınçlı motorların valflerinde ve düşük korozyonlu, termal şoka dayanıklı malzemelerin yapımında kullanılmaktadır. Refrakter malzeme, ısıtıcı eleman, izolasyon malzemesi, abrazyon ve kesici alet üretiminde kullanılmıştır. Zirkonya bıçaklar, manyetik bantların ve sigara filtrelerinin kesiminde kullanılır. Zirkonya çok yüksek derecede ( $2680^\circ C$ ) eridiği için yüksek ısılı fırınlarda ve ateşe dayanıklı kapların yapımında, seramik filtre üretiminde kullanılır. Yüksek ısıda iyonlara karşı geçirgen olmaları zirkonya seramiklerin solid elektrolitler olarak akaryakıt hücrelerinde ve oksijen sensörlerinde kullanılmalarını sağlar. Kimyasal ve boyutsal stabilitesi iyi, fiziksel dayanımı, sertliği ve Young's modülü paslanmaz çeliğine yakın olduğu için zirkonya seramiklerin bir tıbbi malzeme olarak kullanılması da düşünülmüştür. Materyalin yoğunluğu  $6.49g/cm^3$ , erime noktası  $1852^\circ C$ , kaynama noktası  $3580^\circ C$  'dir (14). Zirkonya yüksek dirençli bir seramiktir. Feldspatik seramikten çok daha güçlüdür (109, 110).

## 2.5.2 Zirkonya İle İlgili Biomedikal Çalışmalar

Zirkonya ile ilgili ilk biomedikal çalışma 1969'da Hemler ve Driskell tarafından yapılmıştır. Zirkonyumun biomedikal bir malzeme olarak kullanıldığı ilk çalışma ise, Christ ve arkadaşları tarafından yapılan kalça protezleri olmuştur (14, 111). Zirkonyanın biyouyumluluğu kalça çıkıklarında femur başı için kullanıma sunulmasıyla kesinlik kazanmış ve sonrasında yüksek direnç ve estetik talepler dahilinde dişhekimliğinin ilgi alanına girmiştir (15).

Önce  $ZrO_2$ -MgO,  $ZrO_2$ -CaO,  $ZrO_2$ -CeO<sub>2</sub> ve  $ZrO_2$ -Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> şeklinde karışımlar biomedikal kullanımlar için denenmiş, ancak sadece zirkonya-itriyum seramiklerin biomedikal açıdan kullanıma uygun olduğu görülmüştür (24, 112).

Saf zirkonyum, bu stabilizatörlerin ilavesi ile 1000°C'nin üzerine ısıtıldığında tetragonal faza geçer. Fakat tekrar oda ısısına düşürüldüğünde ise saf zirkonyumdan farklı olarak yapı kübik ile tetragonal fazın karışımı şeklini alır (113). Bu ilaveler ile yapı ısıl işlemler sonunda yarı stabil zirkonya halini alır. Günümüzde daha üstün özellikleri nedeniyle stabilizatör olarak Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>'ün kullanılması yaygınlaşmıştır. Saf zirkonyuma oda sıcaklığında Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ilavesi ile diş hekimliğinde de kullanılan İtريyum ile Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali (Y-TZP) elde edilir. Bunlar, diş hekimliği seramikleri arasında en iyi mekanik özelliklere sahip seramiklerdir (10, 12, 15, 29, 47, 114, 115, 116).

Zirkonya grenlerin boyu 0,4 µm olup homojen özellikteki ince grenli bu mikro yapı restorasyonlar için üstün mekanik kaliteden sorumludur. Mekanik özellikleri itibarıyla, kuvvetli yüklere maruz kalınan posterior bölgede çok üyeli köprü restorasyonlarının kullanımı için oldukça uygundur (10, 12, 47, 117). Bunun yanında, zirkonya altyapının veneer seramik ile kaplanacak olması da dikkate alındığında kuvvetlere karşı dayanıklılığının bir miktar daha artacağı açıktır. Materyalin avantajı; yüksek dayanıklılığı ve üstün detay kabiliyetidir. Dezavantajı ise hafif opak görüntü içermesidir. Bu sebeple zirkonya alt yapı sabit protezlerin anterior bölgede kullanımları sınırlıdır (3, 13, 109, 110).

### **2.5.3 Zirkonya Seramiklerin Üretimi**

Dışhekimliğinde kullanılan zirkonya bloklar aynı kimyasal kompozisyona sahip olmasına rağmen, bükülme direnci açısından 900 MPa ile 1200 Mpa değerleri arasında farklılık gösterebilmektedir. Bu fark zirkonya bloğun elde edilmiş şekli ile yakından ilgilidir. Üretim şekline göre itriyum içeren zirkonya bloklar 3 ana gruba ayrılır:

#### **2.5.3.1 Green zirkonya**

Green zirkonya bloklar en kolay işlenebilen bloklardır. Green zirkonya bloklar, kuru ortamda elmas ve tungsten frezlerle kazınırlar. Sinterleme esnasında meydana gelebilecek büzülme için 20- 25 % oranında olduklarından büyük işlenirler (118). Böylece sinterlenmemiş poröz zirkonya yaklaşık % 20-30' luk bir büzülme uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı bir hale gelir.

#### **2.5.3.2 Pre-sinterize zirkonya**

Green zirkonyanın 500°C yaklaşık 30 dakika fırınlanması ile pre-sinterize zirkonya bloklar elde edilir. Pre-sinterize zirkon bloklar elmas ve karpit frezlerle su soğutmalı ortamda kazınırlar. Sinterleme esnasında meydana gelebilecek büzülme için 20-25 % oranında daha hacimli işlenirler.

#### **2.5.3.3 Sinterlenmiş zirkonya**

Sinterlenme işlemi tamamlandığı için doğrudan kazıma işlemi gerçekleştirilir. Sinterlenmiş bloklar, elmas uçlu frezlerle su soğutmalı ortamda kazınırlar (105). Green, pre-sinterize ve sinterlenmiş zirkon blokların kazınması karşılaştırıldığında sinterlenmiş zirkon blokların kazınması daha fazla zaman ve maliyet gerektirmektedir.

Restorasyon direk olarak, yüksek yoğunluğa sahip sinterlenmesi tamamlanmış zirkonya bloktan esas boyutunda şekillendirilir. Sinterlenmiş zirkonya blokların elde edilmesinde öncelikle materyal yaklaşık 1300 °C de sinterlenir. Ardından partikül yoğunluğunu artırmak amacıyla 1400-1500 °C arasına kadar 1000 barın üzerinde bir

basınçla isostatik bir ortamda (genellikle argon gazı kullanılarak) ısıtılır (105). Basınç altında sinterlenen Y-TZP gri-siyah bir renk alır ve daha sonra oksitlenerek beyazlaşmaya kadar normal atmosferde, yani açık havada ısıtılmaya devam edilir. Tablo 2 ve Tablo 3'te üretim şekillerine göre zirkonyanın gruplandırılması verilmiştir.

**Tablo 2.** Üretim şekline göre dental zirkonya sistemlerinin gruplandırılması.

Zirkonyum Tipi	Üretici firma
Green Zirkon	Cercon base, Cercon (Degudent, Frankfurt, Germany): Lava Frame, Lava (3M ESPE, Seefeld, Germany): Hint-Els Zirkon TPZ-G, DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Germany): ZirkonZahn, Steger (Steger, Brunneck, Italy): Xavex G 100 Zirkon, Etkon (Etkon, Gräfelfingen, Germany).
Pre-sinterize Zirkon	In-Ceram YZ Cubes, Cerec InLab (Sirona, Bensheim, Germany): ZS-Blanks, Everest (Kavo, Leutkirch, Germany): Hint-Els Zirkon TZP-W, DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Germany): DC-Shrink, Precident DCS (DCS, Allschwill, Switzerland), IPS e.max ZirCAD (Ivoclar, Schaan, Germany)
Sinterize Zirkon	DC-Zirkon, Precident DCS (DCS, Allschwill, Switzerland): Z-Blanks, Everest (Kavo, Leutkirch, Germany): Zirkon TM, Pro 50, Cynovad (Cynovad, Montreal, Canada): Hint-Els Zirkon TZP-HIP, DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Germany): HIPZirkon, Etkon (Etkon, Gräfelfingen, Germany).



**Tablo 3.** Dental zirkonya içerikli seramiklerin kristal yapıya göre sınıflandırılması.

Kristal Yapı	Sistem
Zirkonya ile güçlendirilmiş seramikler	In-Ceram Zirconia
Kısmi stabilize edilmiş zirkonya	Denzir-m, Ceramill, Zirkonzahn
Tetragonal zirkonya polikristalleri	Lava, Cercon, DC-Zirkon

\*İlk iki grupta en az iki faz mevcutken son grupta sadece tetragonal faz mevcuttur (11).

#### 2.5.4. Zirkonya Seramiklerin Tanecik Yapısı

Polimorf yapıdaki zirkonyanın 3 allotropu vardır:

- 1- Monoklinik faz (m), 1170 °C'a kadar stabildir,
- 2- Tetragonal faz (t), 1170-2370 °C arası stabildir,
- 3- Kübik faz (k), erime derecesi olan 2680 °C'a kadar stabildir.

Tablo 4'de fazlara göre yoğunluk ve sıcaklık değerleri verilmiştir.

**Tablo 4.** Kristal formların yoğunluk ve sıcaklık değerleri (119).

Kristal Form	Yoğunluk gr/cm <sup>3</sup>	Geçiş Sıcaklığı °C
Monoklinik	5,83	□ 1170
Tetragonal	6,10	1170 - 2370
Kübik	6,09	2370 - 2680

**Kübik faz:**

Kübik faz, 2370 °C'den ergime noktası 2680 °C'ye ( 15 °C) kadar kararlı olan bir fazdır. Bu faz, her bir Zr <sup>+2</sup>,ye, eşit uzaklıktaki sekiz oksijen ile koordine olan florit tipi bir kristal yapıya sahiptir ve buradaki her oksijen dört zirkonyumla tetrahedral olarak koordine olur (Şekil 3).

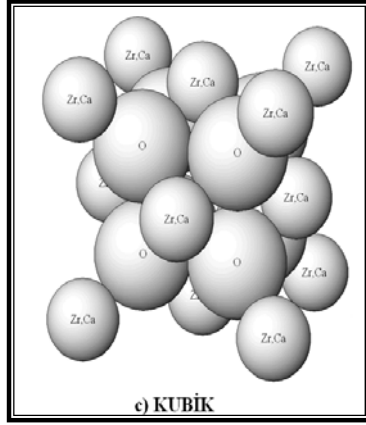
Kübik zirkonya; zirkonyum oksit formunda olup tek kristallidir. Kırılma dayanıklılığı ve sertliği tetragonal yapıya oranla nispeten düşüktür. Termal şok rezistansı oldukça yüksektir. Zirkonyayı kolaylıkla sertleştirebilmek için magnezyum-oksit, kalsiyum-oksit veya yitrium benzeri stabilize edici maddeler ile karıştırmak gerekmektedir. Bu şekilde ilk fırınlama esnasında tamamıyla tetragonal olması yerine parsiyel kübik bir kristal yapıya sahip olur.

**Tetragonal faz:**

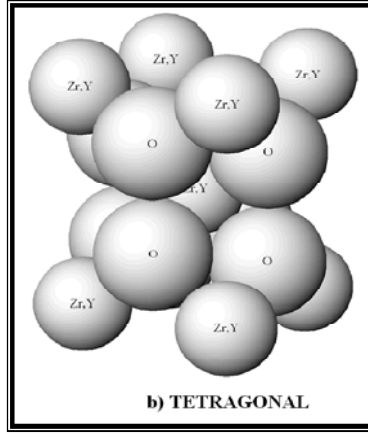
Bu faz, 1170 °C ile 2370 °C arasında kararlıdır. Tetragonal ZrO<sub>2</sub> basit olarak, distorse olmuş (bozulmuş) CaF<sub>2</sub> yapısı şeklinde tanımlanır (Şekil 4).

**Monoklinik faz:**

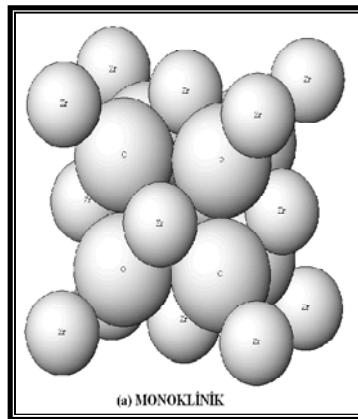
Bu faz, 1170 °C'nin altındaki bütün sıcaklıklarda kararlıdır. Zirkonya'nın monoklinik kristal yapısı Şekil 5'te gösterilmektedir.



Şekil 3. Kübik kristal yapının şematik görünümü.



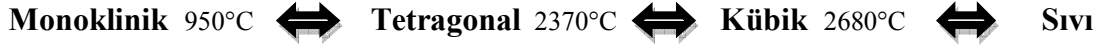
Şekil 4. Tetragonal kristal yapının şematik görünümü.



Şekil 5. Monoklinik kristal yapının şematik görünümü.

## 2.5.5 Zirkonya'nın faz dönüşümleri

Zirkonyada meydana gelen faz dönüşümleri şu şekilde gösterilebilir;



Şekil 6. Faz Dönüşüm şeması.

### Monoklinik - Tetragonal dönüşüm:

Bu dönüşüm ilk olarak, 1929 yılında Ruff ve Ebert tarafından keşfedilmiştir (120). Bu tarihten sonra bu önemli dönüşümü ve faz değişimiyle birlikte meydana gelen hacim değişikliğinin teorisini anlamak için yoğun bir şekilde çalışılmıştır.

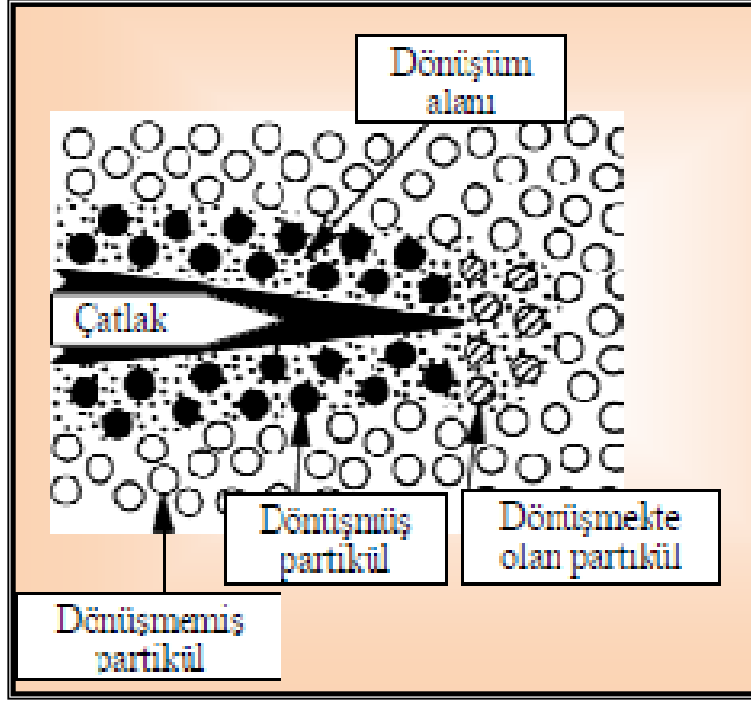
Oda ısısında 1170 °C'a kadar monoklinik fazda stabil olan saf zirkonya sinterlendikten sonra soğurken, 1170 °C-970 °C (soğutma sırasında ~ 970°C'de ve ısıtırken ~1170°C' de) aralığında polimorfik faz değişimi geçirir (121).

Faz dönüşümü ( $t_m$ ), geniş sıcaklık histeresizi (200°C civarında), sonlu hacim değişim miktarı (%4-5) ve soğutma sırasında saf zirkonyadan yapılan sinterlenmiş bölümün dağılmasına sebep olan çekme gerilmeleri (%14-15) ile bağdaştırılan ve paslanmaz çelik gibi şekil hafızalı alaşımların martenzitik faz değişimine benzeyen tersine martenzitik bir dönüşümdür (11, 122, 123, 124). Genel olarak, martenzitik  $t_m$  dönüşümü iki basamağa ayrılmıştır. Biri latis yapısının, zirkonya iyonlarının yer değiştirmesi sonucunda, tetragonalden monokliniğe dönüşümdür, diğeri ise migrasyon yapan oksijen iyonlarının monoklinik simetrideki uygun pozisyonlarına yer değiştirmesidir. Martenzitik yapılu alaşımlar, dönüşüm sıcaklığının altında, ikizlenme ve kayma mekanizmaları ile deforme edilebilir (93, 125). Ana faza dönüşüm için ısıtma uygulandığı zaman, ikizlenmiş olan yapı eski haline döner, dolayısıyla deformasyon yok edilebilir. Martenzitik dönüşüm sırasında atomların yer

değiştirme miktarı çok büyük olmamasına rağmen, hepsinin birden hacimsel olarak aynı doğrultuda hareket etmesi sonucunda, makroskopik bir hacim değişimi gerçekleşir (126, 127). Bu gibi bir dönüşüm, fazın kimyasal bileşiminde herhangi bir değişikliğe yol açmaz ve ayrıca başlangıç fazındaki belirli kristalografik düzlem ve yönler dönüşümle oluşan fazda mevcuttur. Yapılan araştırmalar bu dönüşümün  $1174 \text{ }^\circ\text{C} \pm 6 \text{ }^\circ\text{C}$ 'de gerçekleştiğini ve tane boyutuna bağlı olarak, ince taneli zirkonyanın iri taneliye göre daha düşük sıcaklıkta dönüşüme uğradığını bildirmektedir (128). Soğutma sırasında tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm % 3-5'lik bir hacim artışı ile gerçekleşmektedir (122, 128, 129). Bu olayın seramik malzemenin mekanik özelliklerini geliştirmede kullanılabileceğini ilk kez Garvie ve arkadaşları önermişlerdir ve bu da mühendislik seramikleri alanında bir devrim olarak nitelendirilmiştir (115). t-ZrO<sub>2</sub>'in partikül boyutu ve partiküllerin sıkıştırıldığı matris en önemli faktörlerdir. ZrO<sub>2</sub>'de kritik bir t-ZrO<sub>2</sub> partikül boyutu belirlenmiştir. Partikül boyutu bu kritik değeri geçtiği zaman, sürekli olarak veya bir gerilme uygulanmasıyla tetragonal-monoklinik dönüşüm meydana gelecektir. Böylece, seramik yüzeyinde mikroçatlaklar açığa çıkmaya başladığında seramik materyalin içinde oluşan germe kuvvetlerine karşın kırığın ucunda baskı kuvvetleri ortaya çıkar. Bu da kırığın ilerlemesini önler (Şekil 5). Bu faz değişimi dışarıdan uygulanan streslerle de başlatılabilir (3, 9, 10, 11, 14, 15).

### **Tetragonal - kübik dönüşüm:**

2370 °C civarlarında tetragonaldan kübik forma dönüşüm difüzyonsuz veya martensitik bir dönüşümdür. Bu formun kristal yapısı, CaF<sub>2</sub> ile eş yapısal olup, diğer bir çok oksitlere (HfO<sub>2</sub>, ThO<sub>2</sub>...) benzerlik göstermektedir (130).



Şekil 7. Dönüşüm Sertleşmesinin Şematik Anlatımı (131).

Dönüşüm sertleşmesi zirkonya esaslı seramiklerde direnci sağlayan tek mekanizma değildir. Bundan başka mikroçatlak sertleşmesi, kontak koruyuculuğu ve çatlak yönünün değişmesi gibi faktörler de seramiğin sertliğine farklı derecelerde katkıda bulunurlar (10).

### 2.5.6 Zirkonyada dönüşüm toklaşması

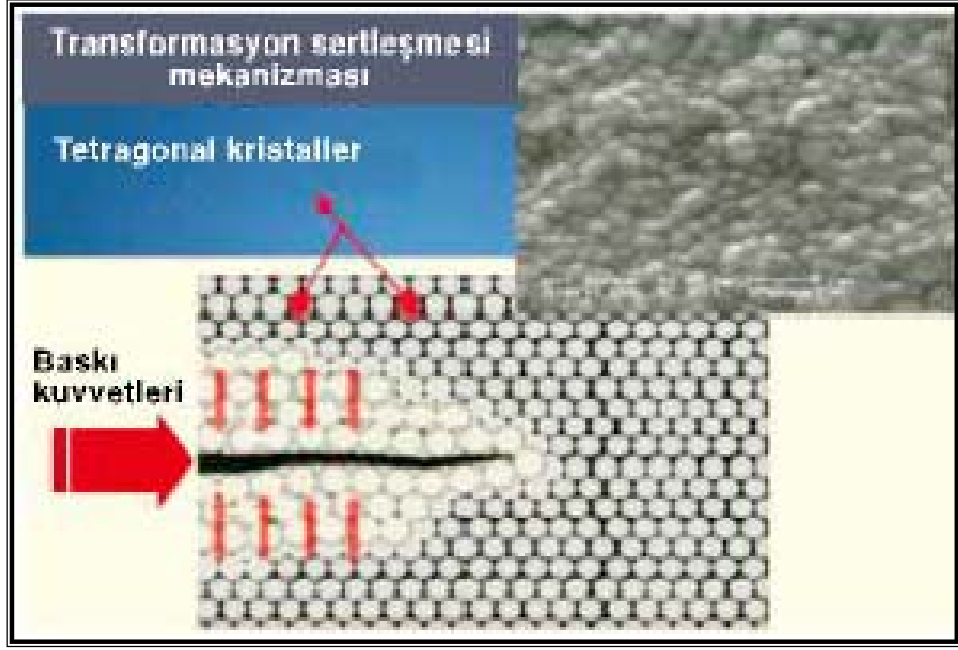
Dönüşüm toklaşması ile mekanik özelliklerin geliştirilmesi iki mekanizma ile açıklanmaktadır. Bunlar;

1- Isı genişleme katsayısı farkı: Zirkonyanın içindeki kübik faz ile tetragonal faz arasında ısı genişleme katsayısı farkı vardır. Tetragonal fazın ısı genişleme katsayısı  $6.5 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$  iken, kübik fazın ısı genişleme katsayısı  $10.5 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$ 'dir. Aradaki bu fark

ısl ıslemler sırasında yapı içinde mikroçatlaklar oluşturarak bir iç gerilim meydana getirir ki bu da oluşabilecek daha büyük çatlakların enerjisini dağıtır.

2- İç stres oluşumu: Yarı stabil zirkonya ile güçlendirilmiş bir restorasyon ağız içine uygulanıp fonksiyona girdiğinde, yapı içindeki kübik matrikse baskı uygulamaya başlar ve kübik matriks içinde düzenli yayılmış olan tetragonal faz bu baskının sonucunda daha hacimli olan monoklinik faza geçiş yapar. Bu faz değişimi sırasında kristallerde yaklaşık % 3-5 oranında oluşan hacim artışı sayesinde kübik matriks içerisinde baskı kuvvetleri ile bir iç stres meydana gelir. Bu stres alanları ise çatlak ilerlemesini önleyici bir etki yaparak, zirkonyanın kuvvetler karşısındaki mekanik özelliklerini artırır. Bu stresler aşındırılmış yüzeyde olabileceği gibi bir çatlağın uç kısmı çevresinde de ortaya çıkabilir.

CaO, MgO, CeO<sub>2</sub>, Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> gibi “stabilize” edici oksitlerin saf zirkonyuma eklenmesi ile Kısmen Stabilize Zirkonya (PSZ-Partially Stabilized Zirconia) elde edilmiştir. Oda ısısında genelde kübik fazda olan bu seramik, çok az miktarda da monoklinik ve tetragonal zirkonya çökeltileri içerir. Kırık ilerlemesinde olduğu gibi, kübik matriks içinde dağılım gösteren kısmen stabil tetragonal çökeltiler, matriksin onlara uyguladığı baskı üzerlerinden kalktığında monoklinik faza dönüşürler. Bu durumda faz değişimine bağlı hacim artışı ortaya çıkar Bu hacim artışı ile kırık başlangıcı sonucu ortaya çıkan stres alanı birbirine ters şekilde hareket eder. Böylece kırık büyümesi için gerekli enerji artar (11, 14, 15, 18, 121, 122). Bu durumda elde edilen Y-PSZ'nin sertliği artar. Bu olaya “faz değişimi (transformasyon) sertleşmesi” denir (13, 14, 15, 18, 19) (Şekil 8).



**Şekil 8.** Stres altında tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş sırasında transformasyon sertleşmesi gözlenir. Bu kırık ilerlemesini önler.

Araştırmacılar,  $Y_2O_3$  miktarının  $ZrO_2$ 'in ağırlığının % 3-6'sı oranına vardığında oda ısısında sadece tetragonal faza sahip seramik elde edilebildiğini bulmuşlardır. Buna Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (TZP) denilmektedir. Bunun kırılma kuvveti ve sertliği alumina seramiklerden çok daha fazladır. Y-TZP seramiklerin bükülme kuvveti 1000 MPa'dan fazla, kırılma sertliği 7-10 MPa/m<sup>2</sup> dir. Y-TZP'nin elastiklik modülü yaklaşık 200MPa'dır. Bu da paslanmaz çeliğin Young's modülüsüne yakındır. Bu özellikler Y-TZP seramiklerin tam seramik restorasyonlarda altyapı malzemesi olarak sıkça kullanılmasına neden olmuştur (Tablo 5) (10, 15, 122).



**Tablo 5.** Biomedikal kullanımı olan seramiklerin özellikleri (14).

Özellik	Y-TZP	Mg-PSZ	ALUMİNA
Kimyasal kompozisyon	ZrO <sub>2</sub> + 3mol % Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	ZrO <sub>2</sub> + 8mol % MgO	99.9 %Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> + MgO
Yoğunluk	>6 g /cm <sup>3</sup>	5.74-6 g /cm <sup>3</sup>	≥3.97 g /cm <sup>3</sup>
Porözite	<0.1 %	-	<0.1 %
Bükülme direnci	900- 1200 MPa	450-700 MPa	>500 MPa
Baskı dayanımı	2000 MPa	2000 MPa	4100 MPa
Young modulus	210 GPa	200 GPa	380 GPa
Kırılma dayanımı	7-10 MPa m <sup>1/2</sup>	7-15 MPa m <sup>1/2</sup>	4 MPa m <sup>1/2</sup>
Isı genleşme katsayısı	11x10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup>	7-10x10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup>	8x10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup>
Termal iletkenlik	2 W m K <sup>-1</sup>	2 K <sup>-1</sup>	30 K <sup>-1</sup>
Sertlik	1200 HV	1200 HV	2200 HV

### 2.5.7 Zirkonya'nın kararlı hale getirilmesi

Saf  $ZrO_2$ 'de 1170 °C'de meydana gelen monoklinik - tetragonal dönüşüm seramikte hacim değişmesine sebep olmaktadır. Soğuma sırasında tetragonal yapıdan monoklinik yapıya geçiş sonucu meydana gelen % 3-5 oranındaki hacim büyümesi, seramik içinde iç gerilmelere ve çatlamalara neden olmaktadır. Bu özellik  $ZrO_2$ 'nin saf olarak kullanımını engellemektedir. Zirkonyum dioksitin ticari olarak üretilebilmesi için kararlı hale getirilmesi gerekmektedir. Dengelemede, düşük sıcaklıklarda c- $ZrO_2$  fazı kararlı hale getirilir. Kararlaştırıcı olarak ilave edilen oksitler (MgO, CaO,  $Y_2O_3$ ) t- $ZrO_2$  çökeltilerinin mevcut olduğu c- $ZrO_2$  yapısını kararlı yapılar ve kararlaştırıcı oksitlerin ilavesiyle tetragonal-monoklinik faz dönüşümünün neden olduğu hacim artışı önemli oranda azaltılır (14).

$ZrO_2$ 'nin kararlı hale getirilmesinde sadece nadir toprak ve toprak alkali elementlerin oksitleri kullanılabilir. Çünkü ilave oksitlerin  $ZrO_2$  ile katı çözelti oluşturması ve uygun bir atomik yarıçap değerine sahip olması gerekir ve bütün nadir toprak elementlerinin oksitleri  $ZrO_2$  ile katı çözelti oluştururlar.  $Zr^{4+}$  iyonu ile 8'li bir koordinasyona sahip olan, iyonik yarıçapları  $Zr^{4+}$  ionunkinden % 40 kadar küçük veya büyük olan iyonlar,  $ZrO_2$ 'yi stabilize etmektedir.  $ZrO_2$ 'ya yapılan bazı ilavelerin katyon iyon yarıçapları Tablo 6'da gösterilmiştir (132).

**Tablo 6.** ZrO<sub>2</sub>'ya yapılan bazı ilavelerin katyon iyon yarıçapları (132).

Element	İyonik Yarıçap (nm)	Zr <sup>+4</sup> 'e göre farklılık (%)
Zr <sup>+4</sup>	0,084	-
Hf <sup>+4</sup>	0,083	-1
Ce <sup>+4</sup>	0,097	+15
Y <sup>+3</sup>	0,1019	+21
Sc <sup>+3</sup>	0,087	+3,6
Yb <sup>+3</sup>	0,1125	+36
Ca <sup>+2</sup>	0,112	+33
Mg <sup>+2</sup>	0,089	+6
Sr <sup>+2</sup>	0,126	+50
Ba <sup>+2</sup>	0,142	+69

Tablodan, ZrO<sub>2</sub>'da mevcut HfO<sub>2</sub>'in niçin malzeme özelliklerini değiştirmediği kolaylıkla görülebilir. Sr<sup>2+</sup> gibi iyonik yarıçapı Zr<sup>4+</sup> iyonun yarıçap değerinden % 40'dan fazla olan malzemeler, Zr<sup>4+</sup> ile katı çözeltili oluşturmazlar ve mikro yapıda tane sınırı fazı olarak bulunurlar. Nadir toprak elementlerinin oksitleri, kararlı hale getirmek için ZrO<sub>2</sub>'ya büyük miktarlarda katıldıkları için ekonomik açıdan pek tercih edilmezler. c-ZrO<sub>2</sub> fazını kararlı hale getirmek için kullanılan alaşım oksitleri, ZrO<sub>2</sub>'daki faz dönüşüm sıcaklıklarında düşürücü etki yapar.

### **2.5.7.1 Tam stabilize zirkonya (TSZ)**

Ön alaşımlı tozların veya toz karışımların homojen kübik bölgesinde sinterlenme süresince homojenleştirilip soğutulmasıyla üretilir. Ayrıca TSZ tipi malzemeler,  $ZrO_2$ 'ya toprak alkali element oksitlerin ilavesiyle de üretilir ve mikroyapısı iri kübik- $ZrO_2$ 'dan meydana gelir. Sinterleme sıcaklığı, kübik faz alanında olduğu için oldukça yüksektir. 1600-1800 °C'deki yüksek sıcaklıklarda 10-150 µm arasında iri taneler oluşur. TSZ seramikler darbelere karşı çok hassastırlar. Dayanıklılığı ve ısıl değişim dayanımı zayıftır.

### **2.5.7.2 Kısmen stabilize zirkonya (KSZ)**

Kübik yapıdaki zirkonyanın mekanik özellikleri zayıftır. Tetragonal zirkonyadan monoklinik zirkonyaya dönüşüm ise 850-1000 °C gibi daha düşük sıcaklıklarda gerçekleşir ve bu dönüşüm su verilmiş çeliklerde görülen martensitik dönüşüm karakterisliğine sahiptir. Zirkonyada yer alan martensitik dönüşümün önemi ve mekanik özelliklerin geliştirilmesi nedeniyle, tamamen kararlı kübik yapı yerine, içerisinde çökelti halinde monoklinik veya tetragonal faz içeren kısmen stabilize edilmiş zirkonya (KSZ) tercih edilmektedir. Kübik yapıda tetragonal zirkonya bulunması mekanik özelliklerde önemli ölçüde gelişme sağlamaktadır. Mekanik özelliklerin geliştirilmesine yönelik araştırmalar sonucu mikroyapıyı kontrol ederek günümüzde kırılma mukavemeti 1000 MPa'nın üzerine çıkmış ve tokluk 16 MPa m<sup>1/2</sup>'ye ulaşmıştır. Ancak hedeflenen değerler, kırılma mukavemeti için 2500 MPa ve tokluk için 20 MPa m<sup>1/2</sup>'dir (104). KSZ mikroyapıları özel bir sinterlenme programı gerektirmektedir. Başlangıçta, seramik homojen kübik bölgesinde yüksek bir sıcaklıkta (>1700 °C) sinterlenir ve daha sonra hızlı bir şekilde soğutulur. Kübik-tetragonal ikili faz bölgesinde kontrollü bir yaşlandırma ısıl işlemine tabi tutulur. KSZ'da kararlaştırıcı olarak MgO, CaO ve Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kullanılır. Stabilleştirici oksitler, monoklinik-tetragonal ve tetragonal-kübik geçiş sıcaklıklarının düşmesine neden olurlar. KSZ'nin üretilmesi için; stabilleştirici

oksitin, tamamen stabilizasyon için gerek duyulan miktardan daha az bir konsantrasyona sahip olması ve uygun bir sıcaklık ve zaman şartında kübik-ZrO<sub>2</sub>'nin yaşlandırma ısıl işlemine tabi tutulmasını gerektirmektedir. Genellikle %10'luk MgO ile sabitlenir. (14, 15, 65, 133).

Kısmen kararlı hale getirilmiş ZrO<sub>2</sub> seramiğinde dayanıklılık, ısıl değişim, korozyon ve aşınma dirençleri yüksek, buna karşılık ısıl genleşme ve ısıl iletkenlik özelliği düşüktür. Elektrik iletkenliği ise zayıftır. İri grenli yapısı sayesinde sertliği oldukça yüksek olmakla birlikte sıcaklığın arttığı şartlarda bile bu özelliğini koruyabilmektedir (14, 15, 65, 133).

Stabilleştirici oksitler, monoklinik-tetragonal ve tetragonal-kübik geçiş sıcaklıklarını düşürmekle birlikte iki fazlı bir malzemenin lineer termal genleşme katsayısının da azalmasına neden olurlar. Bu durum, kübik (stabilize) ve monoklinik (saf) zirkonya'dan daha iyi bir termal şok direncine sahip olmasına neden olur (14, 15, 65, 135).

### **2.5.7.3 Tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP)**

Zirkonya TZP: Polikristal yapıda tetragonal zirkonya olarak isimlendirilmiştir. Tetragonal fazda seramiği stabilize etmek için zirkonya materyaline % 3.5-6 oranında yitrium partikülleri ilave edilmiştir. Normalde oda sıcaklığında madde stabil değildir (109). Oda sıcaklığında en yüksek değerde sertliğe sahip olmasının sebebi % 100'e varan tetragonal yapısal durumudur. Ancak 200°C' ile 500°C' de geri dönüşümsüz kristal transformasyonunda tetragonal yapı, bire bir azalarak boyutsal değişimlere sebebiyet vermektedir (14, 65, 133).

Tetragonal-ZrO<sub>2</sub> tanelerinden meydana gelen mikroyapı, TSZ ve KSZ'ya göre daha düşük sıcaklıklarda sinterlenir. TZP esaslı malzemelerde mikroyapı, ince boyutlu tetragonal tanelerden meydana gelir. Kompozisyon, difüzyon oranının yavaş olmasından dolayı değişmez ve tetragonal faz oda sıcaklığına kadar yarı kararlı bir

şekilde kalır. Bu durum TZP'ye yüksek tokluk ve kırılmalara karşı malzemeye direnç sağlar. Tablo 5'te TZP'nin özellikleri verilmiştir. Bu tip malzemelerin üretiminde stabilleştirici olarak genellikle  $Y_2O_3$  kullanılır.

TZP, Mg-KSZ'ye göre iki önemli avantaja sahiptir. Bunlardan biri sinterleme sıcaklığının çok düşük olması (1400-1500 °C gibi) ve dolayısıyla çok ince taneli ve yüksek mukavemetli seramiklerin üretiminin mümkün olması ve ikinci olarak da ötektoid sıcaklığının ( $Y_2O_3$ -TZP; 500 °C) çok düşük olmasıdır (14, 15, 65, 133).

### 2.5.8 Zirkonya Seramiklerin Mekanik Özellikleri

Zirkonyanın üretilme teknolojisi, seramik blokların şekillendirilip, sinterlenmesi safhalarını içermektedir. Bu aşamalarda yapılan işlemler malzemenin dayanıklılığını yakından etkiler. Aşındırma ve kumlama işlemleri t-m faz değişimini tetikler. Bu da % 3-5 oranında hacim artışına neden olur. Bu durumda açığa çıkan iç stresler kırığın ilerlemesini engeller. Bu da zirkonya bazlı seramiklerin bükülme kuvvetlerini artırır (124). Bu nedenle Y-TZP ve diğer zirkonya seramikler geleneksel seramiklere göre daha yüksek kırılma dayanımına sahiptir. Kuvvetle sertlik arasında lineer bir ilişki vardır.

Kırılma dayanımı (KIC)

Kırılma stresi = \_\_\_\_\_

( $\delta f$ ) Geometrik sabit sayı X Kırılmayı başlatan ortalama kritik defekt

boyu

( $\Phi$ )

(Ccr)

Ccr (kırılmayı başlatan ortalama kritik defekt boyutu) değeri materyalin üretimi sırasında, üretim esnasında gözlenen kırık sayısına göre hesaplanır. Böylece, zirkonyanın kritik defekt boyutu küçük tutulabilirse yüksek bükülme kuvveti elde edilecektir. Bu da seramiğin üretim aşamasının en iyi hale getirilmesini gerektirmektedir. Böylece zirkonya gibi güçlendirilmiş seramiklerin ortalama bükülme kuvvetleri de artar (115).

Son yıllarda, CAD/CAM sistemleriyle üretilmiş zirkonyum oksit seramiklerin mekanik özelliklerini alümina ve diğer estetik seramiklerle karşılaştıran çok sayıda araştırma yapılmıştır (47, 76, 117, 134, 135).

Chong ve arkadaşları (76), In-Ceram Alümina (ICA) ve In-Ceram Zirconia (ICZ) alt yapı materyallerinin bükülme dayanıklılıklarını, üç nokta bükülme testi uygulayarak ölçmüşlerdir. Test örneklerinin bir kısmı alt yapı üzerine seramik ile kaplanmıştır. Her iki şekilde de ICZ, ICA'a göre oldukça yüksek dayanıklılık göstermiştir.

Guazzato ve arkadaşları (47), ICA ve ICZ seramiklerinin mekanik özelliklerini karşılaştırmışlardır. Biaksiyal bükülme dayanımını ölçmüşler, sonuçta istatistiksel olarak önemli bir fark bulamamışlardır. Vickers mikrosertlik deneyi sonucunda ICZ'nin sertliğinin önemli ölçüde yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Fisher, Weber ve Marx (135), yaptıkları çalışmada IPS Empress, IPS Empress 2, ICA ve ZrO<sub>2</sub> posterior köprülerin uzun dönemli güvenilirliklerini sonlu elemanlar analizi kullanarak ölçmüşler ve zirkonyum seramik materyalinin diğerlerine göre üstün mekanik özelliklere sahip olduğunu belirtmişlerdir.

Tinchert ve arkadaşları (117), ICA, ICZ, DC-Zircon ve IPS Empress alt yapı seramiklerinden yaptıkları üç üyeli köprülerin kırılma dirençlerini aksiyel yükleme testi kullanarak ölçmüşlerdir. IPS Empress dışındaki köprülerin yapımında, CAD/CAM sistemlerini kullanmışlardır. Araştırma sonucunda, DC-Zirkondan yapılmış köprülerin en yüksek kırılma direncine sahip olduğunu bildirmişlerdir.

### **2.5.9 Zirkonyanın Kimyasal Stabilitesi**

Diş hekimliğinde kullanılan restorasyon materyallerinin sahip olmaları gereken önemli bir özellik de ağız ortamında kimyasal stabilitelerinin iyi olmasıdır.

Ardlin (137), iki farklı renkte hazırladığı Y TZ-P seramik örnekleri, 80 °C' de % 4'lük asetik asit solüsyonunda 168 saat (7 gün) bekletmiş ve kimyasal stabilitesini incelemiştir. Araştırma sonucunda örneklerden elde edilen çözünürlük değerlerinin önerilen sınırların altında olduğu bildirilmiştir.

Kosmac ve arkadaşları (116), Y TZ-P seramikleri % 4'lük asetik asit ve pH 9,5 olan amonyum solüsyonunda 16 saat bekletmişler ve materyalin alkalın ortamda asidik ortama göre daha dirençli olduğunu bildirmişlerdir.

### **2.5.10 Y-TZP nin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler**

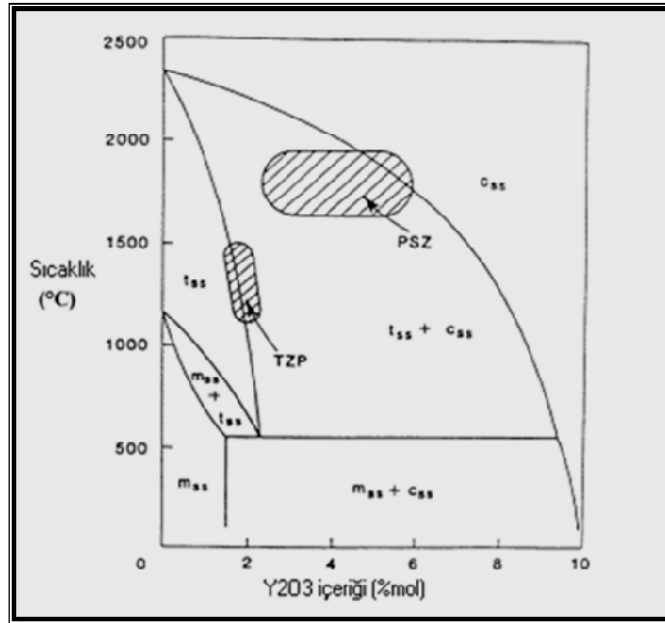
- Stabilize edici oksidin miktarı
- Zirkonya partiküllerinin boyutu ve şekli
- Sıcaklık
- Nem
- Zaman
- Materyalin içindeki makro ve mikroçatlakların miktarı ve dağılımı
- Materyale uygulanan işlemler:
  - Aşındırma
  - Kuşlama
  - Fırınlama



### 2.5.10.1 Stabilizatör Oksitin Miktarı

Stabilizatör oksitin gren büyüklüğünün ve oranının artması faz değişimini hızlandıran bir faktördür.  $ZrO_2$ 'in mekanik özelliklerini arttırmak için malzemeye eklenen  $MgO$ ,  $CaO$ ,  $Y_2O_3$  gibi çözünebilir oksitlerin miktarı mümkün olduğunca düşük tutulmalıdır. Bunların  $ZrO_2$  içinde homojen olarak dağılması sağlanmalıdır (14).

Yapılan çalışmalarda en yüksek mekanik özelliklerin % 2 oranında stabilizatör eklenmesi ile elde edildiği gösterilmiştir. İtiryum oksitin yapı içindeki oranının değiştirilmesi, tetragonal fazın yapı içindeki konsantrasyonunu ve TZP'nin partikül boyutlarını etkileyerek materyalin mekanik özelliklerini değiştirir.  $Y_2O_3$  oranının artırılması, tetragonal fazın oranının azalmasına, gren boyutunun artmasına neden olarak yapının stabilitesini bozar. Aynı zamanda  $Y_2O_3$  oranının artırılması sinterlenme ısısını düşürür. Sinterlenmenin düşük ısıda olması ise yapı içindeki porozite miktarını artırarak kırılma dayanıklılığında azalmaya neden olur (138).



Şekil 9. Zirkonya-yitrium faz diagramının zirkonya bölümü. Piyasadaki PSZ ve TZP içerikleri ile işlem gördükleri ısı dereceleri çizgili alanlarda görülmektedir (139).

### 2.5.10.2 Zirkonya Partiküllerinin Boyutu ve Şekli

Zirkonya grenlerinin boyutu ve şekli de mekanik özellikleri etkilemektedir. İdeal kırılma sertliği için materyalin gren boyutunun 0.3 µm kadar olması gerektiği bildirilmiştir. Malzeme içinde gren yani kristal içeriğinin fazlaşması sinterlenmiş zirkonyanın mekanik özelliklerini azaltmaktadır. Stabilizatör miktarının %1 oranında artırılması, yani % 3 Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> katılması, gren boyutunun 1 µm'a ulaşmasına ve malzemenin mekanik özelliklerinin bozulmasına neden olur (114, 140).

Y-TZP seramiklerde en yüksek kırılma sertliğini elde edebilmek ve faz değişimi sertleşmesi mekanizmasını aktive edebilmek için %2 Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ve 0.3 µm gren boyutu idealdir (141). Eğer çok küçük gren kullanılırsa faz değişimi sertleşmesi gerçekleşmez (transformation toughening) (Şekil 2.9).

Eşit gren miktarına sahip iki materyalin kırılma ve bükülmeye dayanıklılığı ise poroziteye bağlı olarak değişmektedir. Porozite miktarı arttıkça materyalin mekanik özellikleri zarar görmektedir. Porozite miktarı yapı içindeki çatlakların ilerleyişini de değiştirmektedir (93, 121, 125, 138). Daha yoğun olan yani daha az miktarda poroziteye sahip olan zirkonya materyallerinde çatlak ilerleyişi hem intergranüler hem de transgranüler şekilde olabilir. Eğer materyal fazla miktarda poroziteye sahipse çatlak ilerleyişi küçük grenler arasındaki boşluklardan yani intergranüler şekilde olacaktır. İntergranüler çatlak ilerleyişi malzemenin mekanik direncinin yetersiz olduğu durumlarda görülmektedir (142, 143).

### 2.5.10.3 Sıcaklık

Sıcaklık artışı Y-TZP' nin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir. Bunun nedeni tetragonal fazdan monoklinik faza spontan geçiş olması ve malzemenin yarı-stabil özelliğini kaybetmesidir (15, 144, 145, 146). Bu faz değişiminin ortaya çıkması için 200-300°C' lik kritik bir ısı aralığı belirlenmiştir (147). Malzemenin 100-400°C sıcaklıktaki bir ortamda uzun süre tutulması sonucu

ortaya çıkan faz değişimine ‘low-temperature degradation (LTD) (düşük ısıda bozunma) denir. Ortamda nemin de var olması durumunda ise faz değişim miktarı artacaktır (114, 148). Ayrıca yüzey ve sıcaklık işlemlerinin dental Y-TZP seramiklerinin eğme dayanımına negatif bir etkisi vardır (3, 9, 15, 144, 146).

#### **2.5.10.4 Nem**

Çalışmalarda elde edilen sonuçlara göre nem tek başına sinterlenmiş zirkonyanın mekanik direncini etkileyen bir faktör değildir. Bununla beraber, yüksek sıcaklığa nem eşlik ettiğinde faz değişim hızının arttığı çeşitli çalışmalarla gösterilmiştir (111, 144, 149). Düşük ısıda bozunma olayında nemin etkisi birçok araştırmacı tarafından net olarak açıklanamamaktadır. Suyun zirkonya yüzeyindeki  $ZrO_2$  tarafından  $Zr(OH)_4$  oluşturmak üzere absorbe edildiği ve yüzeyde enerji birikimine neden olarak spontan t-m faz değişimine yol açtığı belirtilmiştir (114, 148).

#### **2.5.10.5 Zaman**

Y-TZP seramikler cam matriks içermeyen, birçok küçük partikülden oluşur. Çatlak oluşumu mekanizması ile dayanıklılık kazanırlar. Gerilme stresinin ortaya çıkmasıyla tetragonal Y-TZP üzerine gelen kübik matriksin basıncı artar, bu da çatlak büyümesi için gereken enerjiyi arttırarak çatlağın ilerlemesini engeller. Dolayısıyla geleneksel seramiklerde görülen yorgunluk özellikleri zirkonyanın yapısal farklılığı nedeniyle Y-TZP içeren seramiklerde geçerli değildir. Ancak Y-TZP içeren seramiklerde zamana bağlı olarak gelişen ve tetragonal fazın monoklinik faza geçişinin kontrolsüz bir şekilde artmasıyla kendini gösteren bir yaşlanma olayı söz konusudur.

TZP malzemelerde görülen yaşlanmanın temel özellikleri şöyle sıralanabilir; Kritik sıcaklık aralığı 200 - 300 °C'dir. Yaşlanmanın etkileri mukavemet, tokluk

ve yoğunlukta azalma, monoklinik faz içeriğinde ise görülen artıştır. Mekanik özelliklerin bozulması, t-m dönüşümünden kaynaklanır ve bunun sonucu olarak mikro ve makro çatlaklar gelişir. Faz dönüşümü yüzeyde başlar ve kitlesel olarak malzemenin içine doğru ilerler (128, 147, 148, 150). Tane boyutundaki azalma ve/veya stabilize oksit miktarındaki artış dönüşüm hızını azaltır. Su yada buhar ortamında t - m dönüşümü hızlanır. TZP malzemelerde görülen kendiliğinden oluşan t - m faz dönüşümü zirkonyum hidroksit yada yitrium hidroksit oluşumundan kaynaklanmaktadır (14, 151, 152, 153, 154).

## **2.5.10.6 Materyale uygulanan işlemler**

### **2.5.10.6.1 Aşındırma İşlemleri**

Y-TZP seramik restorasyonların üretimleri sırasında uygulanan bazı işlemler seramiğin mekanik özelliklerini etkilemektedir. Bunlar, CAD/CAM sisteminin kesme ve aşındırma işlemleri, bitmiş restorasyonun prepare edilmiş dişe uyumlanması sırasında yapılan aşındırmalar ve materyalin yapıştırma ajanına olan bağlantısını artırma amacıyla uygulanan kumlama işlemleridir (93, 116). Aşındırmanın oluşturduğu en önemli yüzey karakteristikleri pürüzlülük, plastik deformasyon ve rezidüel streslerdir (93).

Aşındırmanın seramikler üzerinde iki farklı etkisi vardır ((93, 125).

#### **a) Yüzeyde sıkıştırıcı stres tabakası oluşumu:**

Yüzeyde aşındırma ile oluşan sıkıştırıcı tabaka, materyalin yüzeyindeki taneciklerin elastik/plastik olarak yer değiştirmesi sonucu meydana gelmektedir. Baskı stresleri çatlakların başlangıcındaki gerilim streslerini azaltarak seramiğin dayanıklılığını arttırmaktadır (127, 151). Zirkonya gibi faz değiştiren bir materyalde ise tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş ile meydana gelen hacim artışı sayesinde diğer seramiklere göre daha fazla baskı stresi oluşmaktadır (156).

Aşındırma işlemi sonucu zirkonyanın dayanıklılığındaki artış, faz değiştirmiş zirkoyanın hacmine ve sıkıştırıcı tabakanın derinliğine bağlıdır. Bu tabakanın derinliğinin ise, zirkonyanın yarı stabilitesi ve aşındırma koşullarına bağlı olduğu bildirilmiştir (93, 115, 156).

b) Yüzey çatlakları oluşumu:

Aşındırma esnasında meydana gelen en önemli defekt yüzey çatlaklarıdır. Yüzey işlemlerinin sebep olduğu yüzey çatlakları, stres yoğunlaşmasına sebep olarak dayanıklılığı azaltıcı bir rol oynayabilmektedir (14, 134, 157). Aşındırma sırasında oluşan derin çatlaklar, yüzeydeki sıkıştırıcı tabakanın derinliğini aştığında dayanıklılığı azaltmaktadır. Bu durumda, aşındırma işlemleri sonucu zirkonya yüzeyinde oluşan çatlakların boyutunu belirleyen aşındırma parametrelerine dikkat edilmesi gerekmektedir. Bu faktörler arasında en önemlilerinden biri aşındırıcının gren boyutudur (115).

Aşındırma esnasında frezin yüzeyden her geçişinde onlarca mikron materyal kaldırılmaktadır. Ayrıca işlem sırasında çıkan kıvılcıklar, hem ısının hem de stresin yüksek olduğunu göstermektedir. Yüksek ısı, tetragonal fazdan monoklinik faza geçisi ters yönde aktive ederek sıkıştırıcı tabakanın zayıflamasına sebep olmaktadır (115). Materyalin mekanik özelliklerini etkileyen aşındırma parametrelerinden biri de aşındırmanın hızı ve uygulanan kuvvettir. Su soğutması altında uygulansa dahi aşındırma hızı ve uygulanan kuvvet arttıkça materyalin dayanıklılığının azaldığı bildirilmiştir (158).

Aşındırmanın dayanıklılık üzerindeki olumsuz etkilerini en aza indirmek için aşındırma işlemi en uygun koşullarda uygulamak gerekmektedir (159).

Aşındırma işleminin yönü (156, 159), aşındırıcı grenlerin büyüklüğü (160, 161), aşındırma hızı (157), ve kesme derinliği (162) materyalin dayanıklılığını etkileyen faktörlerdir.

Luthardt ve arkadaşları (125), YTZ-P seramik örneklerin iç yüzeylerini farklı dönme hızı ve kesme derinliklerinde aşındırmış; bükülme dayanımı, yüzey pürüzlülüğü ve kırılma sertliklerini karşılaştırmışlardır. İç yüzey aşındırmasının dayanıklılığı önemli ölçüde azalttığını ve CAD/CAM sistemlerinin YTZ-P seramiklerin yapımı için geliştirilmesi gerektiğini belirtmişlerdir. Luthardt ve arkadaşları (93), YTZ-P seramik örneklere, kronların iç yüzüne uygulanan aşındırma işlemini taklit edecek şekilde aşındırma uygulamışlar ve bu yüzeyleri SEM analizi yaparak incelemişlerdir. Sonuçta, oluşan çatlakların sayısının kesme derinliği, aletin dönme hızı gibi aşındırma ile ilgili olmadığını, kullanılan elmas aletin grenlerinin sayısı ve şeklinin önemli olduğunu bildirmişlerdir. Kosmac ve arkadaşları (116), aşındırma ve kumlama işlemlerinin % 3 mol yitrium içeren YTZ-P örneklerin biaksial bükülme dayanımına etkisini incelemişler, aşındırma ve kumlamanın bükülme dayanımını azalttığını ancak aşındırılmış seramiğin kumlanmasının yüzey sıkıştırıcı stresler ortaya çıkararak materyali güçlendirdiğini belirtmişlerdir. Ayrıca çok ince grenli elmas frezler de bitirme işlemleri için tavsiye edilmektedir.

#### **2.5.10.6.2 Kumlama**

Kumlama, aşındırmaya kıyasla daha hassas bir yüzey işlemidir. Kumlama ile yüzeyden az miktarda materyal kaldırılmakta, ısı artışı ve yüzeyde oluşan stres yüksek boyutlara ulaşmamaktadır. Y-TZP materyalinin kumlanması sonucu  $Al_2O_3$  partiküllerinin yüzeye temas ettiği yerde ince bir sıkıştırıcı tabaka oluşmuştur. Yüzeydeki sıkıştırıcı stres tabakasının kalınlığı az olmasına rağmen, kumlama işleminin meydana getirdiği yüzey çatlakları bu tabakayı geçmediği için kumlama materyalin dayanıklılığını arttırmaktadır (163). Kumlamanın sebep olduğu yüzey defektleri eroziv aşınma ve yatay yönde yüzey çatlaklarıdır. Kumlama aşındırma işleminden sonra çatlakların boyutlarını küçültmek amacıyla da uygulanabilmektedir (115, 150, 159).

### 2.5.10.6.3 Fırınlama

Seramiklerin fırınlanması için uygulanan yüksek sıcaklıklar, genellikle çatlak başlangıçlarında stres yoğunluğunu azaltarak çatlakların büyümesini engellemektedir. Ancak zirkonya esaslı seramiklerde, ısı artışı tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü ters yönde başlatarak yüzey sıkıştırıcı tabakayı zayıflatarak dayanıklılığı azaltabilmektedir (15, 146, 157). Bununla beraber, Y-TZP seramiklerde sıcaklık değişimleri, materyalin tanecik boyutu, taneciklerin dizilimini ve kitle içindeki porözitenin dağılımını değiştirdiği için yüzey çatlaklarının ilerlemesini sağlayabilmektedir (24, 134).

Zirkonya alt yapıların oldukça opak olmaları sebebiyle, uygun translüsentliğe sahip estetik restorasyonlar elde etmek için feldspatik seramiklerle kaplanarak kullanılmaktadırlar. Kaplama işlemi için, seramik 750 – 900 °C sıcaklıklarda fırınlanmakta ve daha sonra restorasyon soğutulmaktadır. Bu işlem, restorasyon tamamlanana kadar genellikle 2 – 5 defa tekrarlanmaktadır. Ancak bu ısı işlemlerinin alt yapı seramikleri üzerindeki etkisi tamamen bilinmemektedir (162). Bu konudaki çalışmalarda, alt yapı materyallerine uygulanan ısı işlemlerinin, kendi sinterizasyon sıcaklıklarının altında olsa da çeşitli etkiler oluşturduğu bildirilmiştir (9, 20, 21, 145).

Zirkonya kor seramiği hazırlanırken yapılan yüzey işlemlerine bağlı materyalde oluşan hasarların ısı uygulanmasından sonra belirginleştiği (164), örnek içindeki porozite ve yapısal düzensizliklerin ısı ile artarak mevcut çatlakların ilerlemesine sebep olabileceği (24), ve zirkonyanın faz transformasyon kapasitesinin ısı uygulaması ile bozulup, azalabileceği önerilmiştir (165).

### **2.5.11 Diş Hekimliğinde Zirkonya Seramiklerin Kullanım Alanları**

- Ortodontik braketlerde,
- Mil ve çekirdek malzemesi olarak,
- İmplantlarda,
- İmplant dayanaklarında,
- Kupon ve köprülerde altyapı malzemesi olarak kullanılır (85, 118, 121).

### **2.5.12 Zirkonya Altyapı Seramiklerinin Veneerlenmesi**

ZrO<sub>2</sub> ile güçlendirilmiş seramik sistemleri; CAD/CAM frezeleme ve sinterleme gereçleri, altyapı seramiği ve ısıl genleşme katsayısı ZrO<sub>2</sub> alt yapı ile uyumlu üst yapı seramiği olmak üzere üç ana bölümden oluşmaktadır.

Günümüz teknolojisi zirkonya esaslı alt yapıyı doğal diş benzer translusentlikte üretmediğinden, restorasyonun estetiğini arttırmak için ısı genleşme katsayısı ZrO<sub>2</sub> ile uyumlu feldspatik düşük ısı seramikleriyle ya da zirkonya alt yapı için özel olarak geliştirilmiş çeşitli veneer seramiklerle veneerlenmektedir (3, 9, 110).

Günümüzde üst yapı seramiğinin işlenmesinde farklı iki teknik uygulanmaktadır:

- 1 – Tabakalama tekniği (Layering)
- 2 – Presleme tekniği (Press-on / Over press)



### 2.5.13 Veneerleme işleminin zirkonya alt yapı üzerine etkisi

Veneerleme işlemi için ortalama olarak 5 fırınlama işlemi gerekmektedir (1 ya da 2 opak, 2 dentin, 1 mine ve 1 glaze). Uzun köprülerde oturma sorunu, ölçü ve preperasyon işlemlerinin hatalı olması, teknisyen hataları nedeniyle, kısa köprüler ya da tek üye restorasyonlarda uyum ve estetik problemler nedeniyle fırınlama sayısı artmaktadır (17).

Veneerleme işleminde zirkonya esaslı alt yapı neme ve ısıya maruz kaldığından, zirkonyanın mekanik özellikleri etkilenmektedir. Bu işlem sırasında zirkonya, kendiliğinden gelişen t→m faz dönüşümünden dolayı stabil değildir. Bu da mekanik özelliklerde değişime, dayanıklılıkta azalmalara neden olabilir. Isı, buhar, tanecik boyutu, mikro ve makro çatlaklar, stabilize edici oksitin tipi ve konsantrasyonu t→m faz dönüşümünü etkileyebilmektedir (14, 166).

Faz dönüşümü (t-m) için en kritik sıcaklık 200-300 °C' dir ve bu dönüşüm suda veya buharda daha da hızlanabilmektedir (14). Veneer materyali esas olarak estetik nedenlerle uygulansa da, restorasyonun mekanik özellikleri üzerinde önemli rol oynayarak köprüdeki stres dağılımını direkt olarak etkileyebilmektedir. Buna ek olarak alt yapı-veneer bileşimi, alt yapı-veneer ara yüzündeki bağlanma kuvvetini ve ısı genleşme katsayısı uyumsuzluğunda oluşan termal stresleri belirlemektedir (155). Veneer seramikte oluşan stresler restorasyonun hizmet süresini belirleyen önemli bir faktördür (167).

## **2.6 TAM SERAMİKLERİN DAYANIKLILIĞININ BELİRLENMESİNDE UYGULANAN MEKANİK TESTLER**

Kayıp diş dokusunun yerini alan restorasyonun ömrünü uzatabilmek için, materyalin sınırlarının çok iyi anlaşılması gerekir (47).

Dayanıklılık, seramik materyallerinin klinikte uygulama alanlarını ve sınırlarını belirleyen önemli bir mekanik özelliktir (47, 168). Dayanıklılık, materyalde kırılma veya plastik deformasyonu sağlamak için gereken maksimum stres olarak tanımlanmaktadır. Dayanıklılığı etkileyen faktörler arasında test edilen materyalin yüzeyinde bulunan çatlak ve defektlerin tipi, boyutu ve dağılımı, kırılma tokluğu ve testin yapıldığı ortam önemli bir yer tutmaktadır (47, 169). Bu sebeple dayanıklılık, materyalin yapısal bir özelliği olarak değil koşullara bağlı bir özellik olarak ele alınmalıdır (170, 171). Kırılgan bir materyalin dayanıklılığının ölçülmesi sonucu elde edilen değerler ancak materyalin mikro yapısı, üretim şekli, test yöntemi, testin yapıldığı ortam ve kırılma mekanizması biliniyorsa yorumlanabilmektedir.

### **2.6.1 Dayanıklılığı etkileyen faktörler**

#### **2.6.1.1 Materyalin yüzey çatlaklarının tipi, boyutu ve dağılımı**

Bir seramik restorasyondaki defektler materyalin içyapısından da kaynaklanabilmektedir ancak çoğunlukla protezin yapım aşamasında (laboratuvar işlemleri ve hekimin klinik uygulamaları) meydana gelmektedir (171). Kitlenin içindeki defektler çevresindeki materyal tarafından korunabilirken, yüzey defektleri streslerin toplandığı bölgeler olarak rol oynamaktadır. Seramik kitlesini freze yöntemi ile şekillendirme, aşındırma ve kumlama işlemleri, materyalin dayanıklılık değerlerini etkileyen dış yüzey çatlaklarını oluşturmaktadır. Yüzey çatlaklarının boyutu, sayısı ve dağılımı materyalin dayanıklılık değerlerini belirlemektedir. Derin ve keskin defektlerin etrafında stres birikimi fazla olmakta ve buralarda kırığa sebep olan çatlaklar ilerlemektedir (172). Test örneklerine uygulanan aşındırma işleminde,

aşındırmanın yönü de kırılmada etkili geniş çatlakların gerilim eksenine göre yönünü belirleyerek dayanıklılık değerini etkilemektedir. Yüzey pürüzlülüğü yine dayanıklılığı etkileyen faktörlerdendir (168). Diğer yandan bazı çalışmalarda, yüzey işlemlerinin, bazı seramiklerde dayanıklılığı artırıcı bir yüzey tabakası oluşturduğu bildirilmiştir (170).

### **2.6.1.2 Test ortamı**

Çevresel etkilere karşı hassas olan seramiklerin dayanıklılığı, ortamda su varlığında zamanla azalmaktadır. Su, kimyasal etkisi ile büyümeyen bir çatlağın yavaş ilerlemesine sebep olmaktadır. Böyle bir reaktif ortamda bulunan seramiğin dayanıklılık değeri zamana bağlı olarak değişmektedir (170, 171).

### **2.6.1.3 Test metodu**

Dental seramiklerin mekanik özelliklerinin test edilmesinde gerilim dayanımının ölçülmesi anlamlıdır. Çünkü seramikler yapıda meydana gelen bir çatlağın etrafındaki gerilim stresleri karşısında deforme olmaktadır. Bu sebeple gerilim stresleri dental restorasyonların başarısızlık riskini değerlendirmek için basma streslerinden daha anlamlıdır. Gerilim altında baskıya göre daha zayıftırlar (47). Test örneğinin kırılmasına sebep olan en yüksek stres değeri, farklı test metotlarında önemli farklılıklar göstermektedir. Bunun sebebi, örneğin gerilim stresleri altındaki etkin alanı veya hacminin farklı olmasıdır. Bu nedenle test metodu dikkate alınmalıdır (173, 174). Seramiklerin bükülme dayanıklılıklarını belirlemede 2 farklı metot kullanılmaktadır (173, 174).

## 1. Tek eksenli bükülme testleri

a. 3 nokta bükülme

b. 4 nokta bükülme

## 2. İki eksenli bükülme testleri

a. Ring on ring – halka üzerinde halka

b. Ball on ring – halka üzerinde top

c. Piston on three ball – üç top üzerinde piston

Dental seramiklerin bükülme dayanıklılığının ölçülmesi için uygulanan bu testlerden, 3 nokta ve 4 nokta bükülme testleri, ASTM'nin C 1161-94 numaralı standardında (175) anlatılmıştır. ISO 6872 standardı (176) ise alt yapı seramiklerinin bükülme dayanıklılığını ölçmek için üç nokta bükülme testi ile iki eksenli bükülme testlerinden üç top üzerinde piston testini önermiş ve açıklamıştır.

### **2.6.2 Tek Eksenli Bükülme Testleri**

Üç nokta ve dört nokta bükülme testlerini içerir. Üç nokta bükülme testinde, dikdörtgen şeklindeki örnek iki silindirik destek üzerine yerleştirilerek desteklenmekte ve orta noktadan yük uygulanmaktadır. Dört nokta bükülme testinde ise örnek aynı şekilde iki desteğin üzerine yerleştirilmektedir. Yük uygulanan iki nokta, her bir destekten aralarındaki mesafenin dörtte biri kadar uzakta konumlandırılmaktadır (49). Tek eksenli bükülme testleri örnek kenarlarındaki çatlaklara ve örnek hazırlanırken oluşan dikey yüzey çatlaklarına karşı hassastır (29,

175). Bununla beraber, test örnekleri boyut ve hacim olarak dental restorasyonlardan oldukça farklıdır (171).

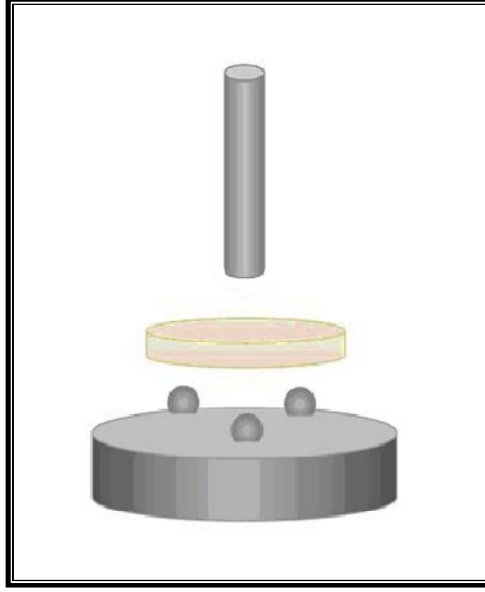
### **2.6.3 İki Eksenli Bükülme Testleri**

Bu testlerde, disk şeklindeki örnek, bir halka veya daire oluşturacak şekilde duran toplar ile alttan desteklenmektedir. Alttaki halka veya toplara merkezi olarak konumlandırılmış bir piston ile yukarıdan yükleme yapılmaktadır (176).

ISO 6872 standardı iki eksenli bükülme testlerinden üç top üzerinde piston testini önermektedir (176).

#### **2.6.3.1 Üç Top Üzerinde Piston Bükülme Testi**

Test düzeneğinde,  $3,2 \pm 0,5$  mm çapındaki çelik toplar 10-12 mm çapında bir daire etrafında ve birbirlerine merkezden  $120^\circ$  açıyla konumlandırılarak yerleştirilmektedir. Bu destek toplar üzerine örnek merkezi olarak konumlandırılmaktadır. 1,2-1,6 mm çapındaki düz uçlu silindir piston ile örneğin merkezine kuvvet uygulanmaktadır (176). Disk şeklindeki test örnekleri ISO 6872 standardında tip 2 dental seramikler için bildirilen boyutlara uygun olarak, 12 -16 mm çapında ve  $1,2 \pm 0,2$  kalınlığında hazırlanmaktadır.



Şekil 10. İki eksenli bükülme testinin şematik resmi (177).

Üç top üzerinde piston testinin avantajları ( 17, 174, 178, 179, 180) :

1. Destekleyici toplar, yüklemeyi yapan pistonun kenarlarına yakın pozisyonundadır ve her top pistona eşit uzaklıkta yer almaktadır. Test düzeneğinin bu şekli, örnek yüzeylerinin düzlüğündeki ve paralelliğindeki küçük sapmaları tolere ederek böyle örneklerin test edilmesine izin vermektedir.
2. Örnek kenarlarındaki çatlaklardan etkilenmemektedir.
3. Yükleme merkezden uygulanır.
4. Uygulanan kuvvet saf bükülmeye yakındır.

Üç top üzerinde piston testinin dezavantajları (180, 181) :

Yükleme yapan pistonun altında, kuvvet eşit şekilde dağılmaz ve bu kuvvet dağılımının modellenmesi zordur. Daha iyi bir kuvvet dağılımını sağlamak için piston ile örnek arasına bir tabaka yumuşak materyal yerleştirilmesi faydalı olabilmektedir.

Chai ve arkadaşları (182) ile Zeng ve arkadaşları (173) yaptıkları çalışmalarda çeşitli alt yapı seramiklerinin bükme dayanıklılıklarını hem tek eksenli hem de iki eksenli bükme testi ile değerlendirmişler ve test sonuçlarını karşılaştırmışlardır. Bu araştırmalar, iki eksenli bükme kuvveti testleri sonuçlarının tek eksenlilere göre anlamlı şekilde yüksek kırılma stresi gösterdiğini bildirmişlerdir.

#### **2.6.4 Yüzey Pürüzlülüğü**

Seramik restorasyonların CAD/CAM yöntemiyle üretiminin temeli makinenin seramik blokları aşındırmasıdır. Aşındırma, yüzeyi yeniden şekillendirmekte ve yüzey çatlakları oluşturmaktadır. Hazırlanan restorasyonun yüzey pürüzlülüğü uygulanan yüzey ve bitim işlemleri tarafından belirlenmektedir. Yüzey pürüzlülüğündeki artış stres konsantrasyonuna sebep olarak dayanıklılığı azaltmaktadır (150).

Seramik yüzeylerinde profilometrik ölçümler, yüzey işlemlerinin oluşturduğu hasarın incelenmesinde SEM ile beraber sık kullanılan bir yöntemdir (159). Bu teknikler yüzey değerlendirmesinde kolay ve faydalı yöntemler olmasına karşın materyalin dayanıklılığının ölçülmesinde yeterli değildir (145). Yüzey analizi yanında alt yüzey analizi için bükülme dayanıklılığı testi, fraktrografi ve hasara yol açmayan diğer analiz yöntemleri gereklidir (161). Materyaller arasındaki yüzey pürüzlülüğüne bakıldığında, yapısal farklılıklarına rağmen yüzey pürüzlülüğü aynı gren boyutuna sahip frez kullanıldığında hemen hemen aynı bulunmuştur.

Materyalden bağımsız pürüzlülük özelliğinin temel olarak gren boyutuna bağlı olduğu bildirilmiştir (157).

### **2.6.5 Yüzey Sertliği**

Sertlik, bir materyalin sürekli yükleme (indentation) veya penetrasyona direnci olarak tanımlanabilir (48). Maddenin sertliği, yani plastik deformasyona karşı gösterdiği direnç ölçülürken, çentiklemenin birim ünit alanına düşen kuvveti hesaplanmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin mekanik özelliklerinin laboratuvar şartlarında birbirleriyle karşılaştırılmasında kullanılan test yöntemlerinin başında gelmektedir. Bu materyallerin sertliği, onların aşınmaya ve çizilmeye karşı gösterdikleri direnci ifade eder ve materyallerin klinik başarısını yorumlamada etkili bir parametredir.

#### **2.6.5.1 Yüzey sertliği ölçüm yöntemleri**

Yüzey sertliği ölçümlerinde kullanılan test metotlarından bazıları; Rockwell, Barcol, Shore A, Brinell, Knoop ve Vickers'dir (183, 184). Hangi sertlik testinin uygulanacağı, beklenen sertlik değerine ve materyalin cinsine bağlı olarak belirlenir. Bu yöntemlerin ortak çalışma prensibi, kuvvetin materyale, simetrik şekilli bir işaretleyici uçla uygulanması ve bu ucun materyale penetrasyon miktarının belirlenmesidir. Çeşitli sertlik testleri arasındaki farkı oluşturan parametreler; işaretleyici ucun imal edildiği maddenin cinsi, bu ucun geometrisi ve yüklenen ağırlıktır. İşaretleyici uç, çelik, tungsten karpit veya elmas gibi maddelerden yapılabileceği gibi küre, koni veya piramit şeklinde farklı geometrilere sahip olabilmektedir. Yüklenen ağırlıklar ise 50-100 gr'dan 3000 kg'a kadar geniş bir aralığı içine almaktadır (5, 48). Bu test yöntemlerinden Rockwell ve Brinell sertlik ölçümleri kırılğan malzemeler için uygun değildir. Dişhekimliğinde kullanılan rezin



esaslı dental materyallerin yüzey sertliği ölçümlerinde Knoop ve Vickers sertlik testleri sıklıkla kullanılmaktadır (183).

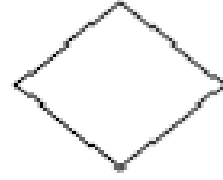
Her iki yöntemde de aynı yükte yüklenen elmas ucun oluşturduğu çentik derinliği aynı iken, çentik genişlikleri farklıdır; Knoop's'ta 3,5  $\mu\text{m}$ , Vickers'te 1,4  $\mu\text{m}$ ' dur. Meydana gelen çentiklerin yüzey görüntüleri farklıdır. Vickers'ta kare iken, Knoop's'ta eşkenar dörtgen şeklindedir. Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin yüzey sertliklerinin belirlenmesinde, "Vickers sertlik testi" daha sık kullanılmaktadır (140, 184, 185, 186).



**Knoop's izi**

3,5  $\mu\text{m}$  genişlik

100  $\mu\text{m}$  derinlik



**Vickers izi**

1,4  $\mu\text{m}$  genişlik

100  $\mu\text{m}$  derinlik

**Şekil 11.** Knoop ve Vickers sertlik testlerinin oluşturduğu izlerin şematik görünümü.

### 2.6.5.2. Vickers sertlik testi

Vickers sertlik testi, kırılğan malzemelerin sertliğinin ölçülmesine uygun olduğu için diş dokusunun ve dental materyallerin sertliğinin ölçülmesinde sıklıkla kullanılmaktadır. Vickers sertlik testinde piramit şeklindeki bir elmas uç kullanıldığından yöntem "elmas piramit sertlik testi" de denmektedir. Vickers sertlik ölçümünde kullanılan batıcı uç (indenter), yüzeyleri arasında 136° açı bulunan bir elmas piramittir. Darbelere karşı daha hassas olduğundan en sert

malzemeler bile bu metotla ölçülebilir. Uygulanan yük 100 gr ile 1000 gr arasında değişmektedir. Batıcı uç numuneye 5-30 saniye zarfında uygulanarak, numunede kare şeklinde iz oluşturulmaktadır. İzin köşegen boyutları (d), cihaz mikroskobundan okunarak alan belirlenir.

Vickers sertliği (HV), uygulanan kuvvetin iz alanına bölünmesi ile belirlenir (5, 48).

$$HV = 1,854 \times \frac{F}{(Taban\ köşegeni)^2} \quad (kg / mm^2)$$

Vickers sertliği ile çok ince bölge veya tabakaların bile sertliği hassas bir şekilde ölçülebildiğinden, mikrosertlik olarak da bilinir.

Vickers sertlik testinin avantajı son derece doğru değerler üretebilmesi, kullanılan elmas ucun zaman ve kullanım ile bozulmaması ve tüm materyaller ve yüzeyler için kullanılabilir olmasıdır (187). Ek olarak Vickers sertlik ölçümleri aynı örnek içindeki üst yüzey, merkez ve alt yüzey gibi spesifik bölgelerin ölçümüne izin verir (188).

Yüzey mikrosertliği ölçümünün dezavantajları şunlardır (187, 188);

- Ölçüm yapabilmek için düz ve cilalanmış bir yüzey gereklidir.
- Diş dokularının ölçümünde lezyonun şekli, mineralin dağılımı, mineral kaybı gibi faktörler iz uzunluğu değerlerini etkileyebilir.

Örnek üzerinde tam bir mikrosertlik ölçümü yapabilmek için üç konuya dikkat etmek gerektiği bildirilmiştir;

- Mikrosertlik aleti titreşimden uzak olmalıdır,
- İz düz ve horizontal bir yüzey üzerinden alınmalıdır,
- Test yüzeyine uygulanacak yük, yüzeyde çatlak oluşturmayacak ağırlıkta olmalıdır.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1 DENEY GRUPLARININ OLUŞTURULMASI

Veneerleme işlemi için yapılan çoklu fırınlamaların zirkonya esaslı alt yapıların biaksiyal bükme kuvvetlerine etkisini değerlendirmek için yaptığımız bu çalışmada, 3 farklı sisteme ait zirkonya esaslı alt yapı kullanıldı (Tablo 7). Çalışmamızda ZirkonZahn (Steger, Ahrntal, Italy), Cercon (DeguDent, Hanau, Germany), Ceramill (Koblach, Austria) sistemlerinden, 60'ar tane olmak üzere toplam 180 tane zirkonya esaslı alt yapı disk örneği hazırlandı. Her grup, örnek sayısı 10 olan 6 alt gruba ayrıldı (Tablo 8). Her alt grupta ait disk örnekler sırasıyla 0, 1, 3, 5, 7, 9 kez fırınladı. Fırınlama prosedürleri, üretici firmanın önerdiği veneer seramiğinin fırınlama talimatlarına göre ve veneer seramiği uygulanmaksızın gerçekleştirildi.

**Tablo 7.** Çalışmamızda kullanılan malzemeler

<b>ZİRKONYA ALT YAPILAR</b>	<b>ÜRETİCİ FİRMA</b>
ZirkonZahn zirkonya blok	Steger, Ahrntal, Italy
Cercon zirkonya blok	DeguDent, Hanau, Germany
Ceramill zirkonya blok	AmannGirrbach, Koblach, Austria

### **3.1.1 ZirkonZahn grubu:**

1.Grup: 10 tane alt yapı fırınlama uygulanmadan kontrol grubu olarak değerlendirildi.

2.Grup: 10 tane alt yapı, ZirkonZahn sistemine ait Ice Keramik (Steger, Ahrntal, Italy) veneer seramiğinin fırınlama talimatlarına uygun olarak 1 kez fırınladı.

3.Grup: 10 tane alt yapı, ZirkonZahn sistemine ait Ice Keramik (Steger, Ahrntal, Italy) veneer seramiğinin fırınlama talimatlarına uygun olarak 3 kez fırınladı.

4.Grup: 10 tane alt yapı, ZirkonZahn sistemine ait Ice Keramik (Steger, Ahrntal, Italy) veneer seramiğinin fırınlama talimatlarına uygun olarak 5 kez fırınladı.

5.Grup: 10 tane alt yapı, ZirkonZahn sistemine ait Ice Keramik (Steger, Ahrntal, Italy) veneer seramiğinin fırınlama talimatlarına uygun olarak 7 kez fırınladı.

6.Grup: 10 tane alt yapı, ZirkonZahn sistemine ait Ice Keramik (Steger, Ahrntal, Italy) veneer seramiğinin fırınlama talimatlarına uygun olarak 9 kez fırınladı.

### **3.1.2 Cercon grubu:**

1.Grup: 10 tane alt yapı fırınlama uygulanmadan kontrol grubu olarak değerlendirildi.

2.Grup: 10 tane alt yapı, Cercon sistemi ile uyumlu Ceramco PFZ (Dentsply International Inc. 570 West College Ave. York, PA.) veneer seramiğinin fırınlama talimatlarına uygun olarak 1 kez fırınladı.

3.Grup: 10 tane alt yapı, Cercon sistemi ile uyumlu ait Ceramco PFZ (Dentsply International Inc. 570 West College Ave. York, PA.) veneer seramiğinin fırınlama talimatlarına uygun olarak 3 kez fırımlandı.

4.Grup: 10 tane alt yapı, Cercon sistemi ile uyumlu ait Ceramco PFZ (Dentsply International Inc. 570 West College Ave. York, PA.) veneer seramiğinin fırınlama talimatlarına uygun olarak 5 kez fırımlandı.

5.Grup: 10 tane alt yapı, Cercon sistemi ile uyumlu Ceramco PFZ (Dentsply International Inc. 570 West College Ave. York, PA.) veneer seramiğinin fırınlama talimatlarına uygun olarak 7 kez fırımlandı.

6.Grup: 10 tane alt yapı, Cercon sistemi ile uyumlu Ceramco PFZ (Dentsply International Inc. 570 West College Ave. York, PA.) veneer seramiğinin fırınlama talimatlarına uygun olarak 9 kez fırımlandı.

### **3.1.3 Ceramill grubu:**

1.Grup: 10 tane alt yapı fırınlama uygulanmadan kontrol grubu olarak değerlendirildi.

2.Grup: 10 tane alt yapı, Creation (Jensen Dental, Inc. North Haven, CT) veneer seramiğinin fırınlama talimatlarına uygun olarak 1 kez fırımlandı.

3.Grup: 10 tane alt yapı, Creation (Jensen Dental, Inc. North Haven, CT) veneer seramiğinin fırınlama talimatlarına uygun olarak 3 kez fırımlandı.

4.Grup: 10 tane alt yapı, Creation (Jensen Dental, Inc. North Haven, CT) veneer seramiğinin fırınlama talimatlarına uygun olarak 5 kez fırımlandı.

5.Grup: 10 tane alt yapı, Creation (Jensen Dental, Inc. North Haven, CT) veneer seramiğinin fırınlama talimatlarına uygun olarak 7 kez fırımlandı.

6.Grup: 10 tane alt yapı, Creation (Jensen Dental, Inc. North Haven, CT) veneer seramiğinin fırınlama talimatlarına uygun olarak 9 kez fırımlandı.

**Tablo 8.** Deney gruplarının oluşturulması.

<b>ALT SİSTEMLERİ</b>	<b>YAPI</b>	<b>ZIRKONZAHN</b>	<b>CERCON</b>	<b>CERAMILL</b>
<b>0</b> fırınlama		10	10	10
<b>1</b> fırınlama		10	10	10
<b>3</b> fırınlama		10	10	10
<b>5</b> fırınlama		10	10	10
<b>7</b> fırınlama		10	10	10
<b>9</b> fırınlama		10	10	10

### **3.2 ÇALIŞMAMIZDA KULLANILAN ZİRKONYA ESASLI ALT YAPI ÖRNEKLERİNİN OLUŞTURULMASI**

Öncelikle elde edilecek alt yapı disklerinin kalınlık ve çaplarına uygun olacak şekilde metal bir kalıp hazırlandı. Alt yapı materyali elde etmek için iç çapı 15 mm ve yüksekliği 1.4 mm olan içi boş metal halkalar oluşturuldu (Resim 1). Metal halka kalıbın içinde, ışıkla polimerize olan Filtek™ LS Low Shrink Posterior Restorative System (3M ESPE, St. Paul, Minn) kompozit kullanılarak, 15 mm

apında ve 1.4 mm kalınlığında alt yapı diskleri hazırlandı (Resim 2 - 5). Bu alt yapı diskleri daha sonra hazırlanacak olan zirkonya disklerin üretilmesinde kullanıldı.



**Resim 1.** Metal kalıp halkaları.



**Resim 2.** “Filtek™ LS Low Shrink Posterior Restorative System” kompozit.





**Resim 3.** Kalıp içine kompozit uygulanması.



**Resim 4.** Kompozit kalıbın ışınla polimerize edilmesi.



**Resim 5.** Kompozit disk örnekler.

Zirkonya esaslı alt yapılar her sistemin üretim şekline uygun olarak şu şekilde hazırlandı:

### 3.2.1 ZirkonZahn sistemi:

Kompozit rezinden hazırlanan disklerden elde edilen alt yapı modelajları plastik şablon içerisine sabitlenerek Zirkograph 025 ECO milling makinasının kazıma tablasının sağ bölmesine yerleştirildi (Resim 6). Sinterlenmemiş zirkon blok, kazıma tablasının sol tarafına yerleştirildi ve kazıma işlemine hazır hale getirildi. Sağ taraftaki tarayıcı uç vasıtası ile modelaj yüzeyleri taranırken eş zamanlı olarak sol taraftaki elmas uçlu frezler ile zirkon blok kazındı (Resim 7 ve 8). Elmas diskler ile alt yapıların bağlantı noktaları kesildi. Hacimsel olarak %25 daha büyük frezlenen diskler sinterleme fırını içerisine yerleştirilerek 1500°C de 8 saat süresince sinterlendi ve orijinal boyutlarına ulaşması sağlandı (Resim 9).



**Resim 6.** Zirkograph 025 ECO milling ünitesi.



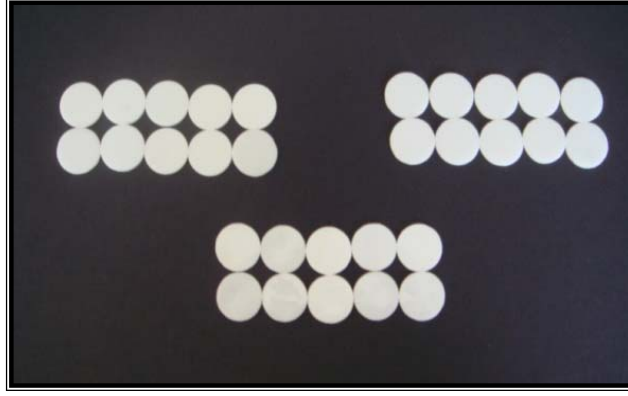
**Resim 7.** Zirkograph 025 ECO milling ünitesi.



**Resim 8.** Kazıma işlemi.



**Resim 9.** Sinterleme fırını.



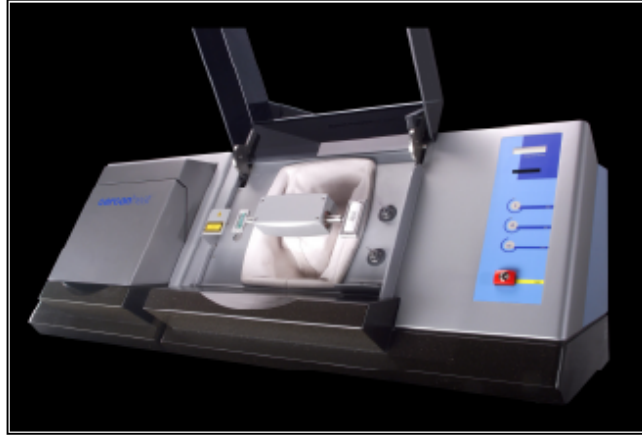
**Resim 10.** Zirkonzahn disk örnekleri.

### 3.2.2 Cercon sistemi:

Kompozit rezin materyali ile hazırlanan alt yapı dizaynlarından alınan ölçü üzerinden mum modelajlar hazırlandı. Modelajlar özel çerçevelere (Resim 11) mum çubuklar vasıtasıyla sabitlendi. Adapte edildikten sonra bilgisayar sisteminde lazer okuyucuya okutuldu. CERCON Brain (DeguDent GmbH, Germany) (Resim 12) cihazının tarama işlemini yapabilmesi için mum modelaj özel bir yansıtıcı olan gümüş tozu (Scan Powder, DeguDent GmbH, Germany) ile kaplandı. Daha sonra Cercon Brain cihazının bir ucuna hazırlanmış modelaj diğer ucuna ise Cercon Smart sisteminin özel % 92'lik zirkonyum oksit, % 5'lik ytrium oksit, % 2'lik hafnium oksit, % 1'lik alümina ve silika içeren yarı sinterlenmiş zirkonyum oksit blokları (Resim 13) yerleştirildi. Yarı sinterlenmiş Cercon Smart bloklar yerleştirilmeden önce üzerlerindeki barkod cihaza okutuldu. Modelajlar makine tarafından ilk önce tarandı ve daha sonra elde edilen bilgi cihaz tarafından işlenerek hacimce % 30'luk bir büyüklükte zirkonyum bloklardan aşındırılarak zirkonyum alt yapı elde edildi. % 30 olarak büyük hazırlanan alt yapılar plastik çerçevelerden çıkartıldı ve bağlantı bölgeleri frezler ile düzeltilerek pürüzsüz bir hale getirildi. CERCON Heat (DeguDent GmbH, Germany) sinterleme fırınında yaklaşık 6 saat 1350 °C'de sinterlendi. Sinterleme sonunda % 30'luk küçülme ile disk örneklerin orjinal boyutları elde edildi (Resim 14).



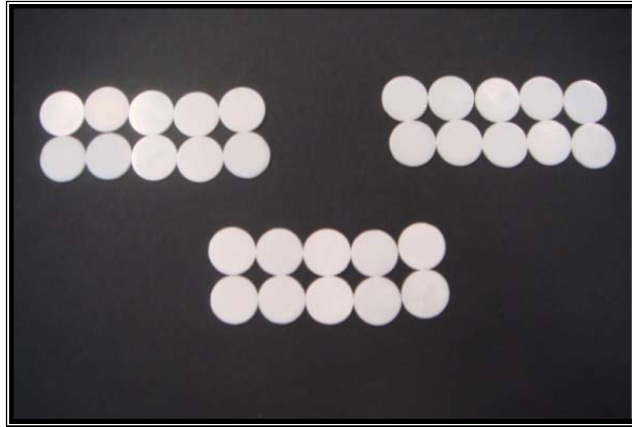
**Resim 11.** Cercon özel çerçevesi.



**Resim 12.** Cercon Brain makinesi.



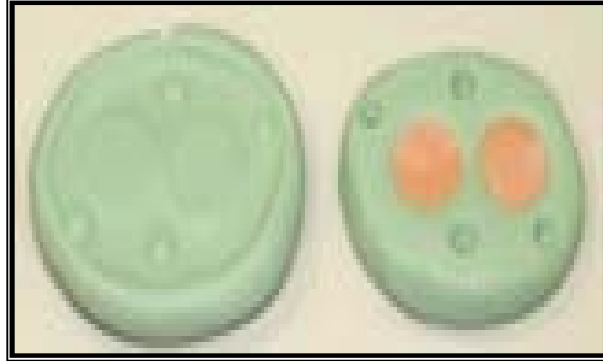
**Resim 13.** Yarı sinterlenmiş zirkonyum oksit bloklar.



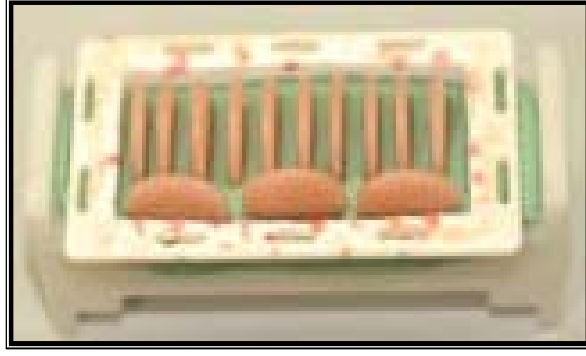
**Resim 14.** Cercon alt yapı örnekleri.

### 3.2.3. Ceramill sistemi:

Ceramill örnekler, Ceramill makinesinde mekanik yöntemle üretildi ve sinterlenmemiş zirkonya bloklar kullanıldı. Örneklerin şekillendirilebilmesi için kompozit rezin dizaynların ölçüsü alınarak aynı boyutlarda özel akrilik rezin kalıplar hazırlandı (Resim 15). Bu kalıplar birleştirilerek makinenin okuyucu ucunun bulunduğu tarafa, Ceramill blok ise aşındırma işleminin yapılacağı tarafa adapte edildi (Resim 16, 17). Makinenin okuyucu ucu akrilik rezin dizaynlar üzerinde hareket ettirilerek, işleme ünitesine yerleştirilmiş olan zirkonya bloğun işlenmesi sağlandı (Resim 18, 19). Frezleme işlemi teknisyen tarafından manuel olarak yapıldı. Hacimsel olarak %25 daha büyük frezlenen diskler yaklaşık 1450 °C’ de 12 saat sinterlendi ve orijinal boyutlarına ulaşması sağlandı (Resim 20).



**Resim 15.** Akrilik rezin kalıp hazırlanışı.



**Resim 16.** Örneklerin birleştirilmesi.

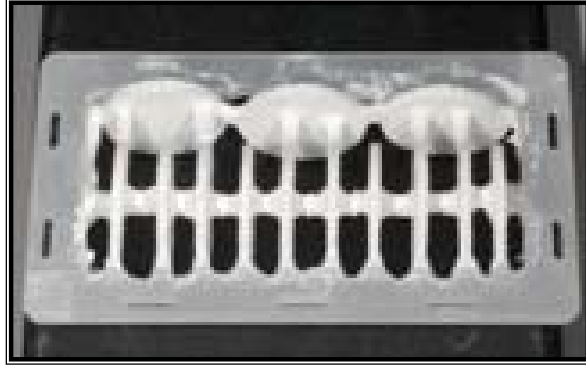


**Resim 17.** Kazıma ünitesine yerleştirilen Ceramill blok.

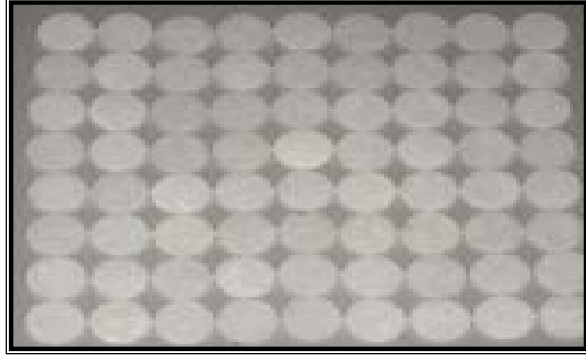


**Resim 18.** Tarama ünitesine yerleştirilmiş akrilik rezin örnekler.





**Resim 19.** Frezleme işlemi.



**Resim 20.** Ceramill alt yapı örneklerinin bitimi.

### **3.3 ÖRNEKLERİN YÜZEY ÖZELLİKLERİNİN HAZIRLANMASI**

Zirkonya alt yapı diskleri, standart bir yüzey oluşturabilmek için ISO standartlarına uygun olarak 220, 320, 500, 600, 800 ve 1200 grit silikon karbit kâğıt zımpara ile (English abrasives, London, England) Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sert Doku Laboratuvarında bulunan zımpara cihazında (Phoenix Beta Grinder/Polisher, Buehler, Germany) su altında ve 300 devir/dakika'da

zımparalandı (Resim 21). Zımparalama işlemi başlangıçta 1.4 mm olan disk kalınlıkları 1.2 mm'ye inene kadar uygulandı (Resim 22, 23). Örnek kalınlıkları dijital kumpas aracılığı ile ölçüldü (Mitutoyo digimatic calipper, Mitutoyo Corp., Kawasaki, Japan). İlk 10 adet örnekte son elde edilen kalınlıklar dijital kumpasın doğruluğunu tespit edebilmek için 3'er kez ölçüldü. Tüm örnekler 3 dakika ultrasonik olarak temizlenerek, 0,5 MPa basınç altında ve yüzeye 5 mm uzaklıktan 15 saniye boyunca 110 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile kumlandı. Bu işlemlerden sonra ise tüm örneklerin yüzey pürüzlülükleri DIN 4762 standartlarında belirtilen kurallara uygun olarak Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sert Doku Laboratuvarında bulunan profilometre cihazı ile (Perthometer M1, Mahr, Germany) ölçüldü (Resim 24 - 26 ). Yüzey pürüzlülüğü üç ayrı noktadan ölçülerek ortalama değerleri kaydedildi. Yine ilk 10 örnekte cihazın hassasiyetinin belirlenmesi için ölçümler 3'er kez tekrarlandı.



**Resim.21.** Örneklerin zımparalanması.



**Resim 22.** Dijital kumpas ile örneklerin ilk kalınlıkların ölçümü.



**Resim 23.** Dijital kumpas ile örneklerin son kalınlıkların ölçümü.



**Resim 24.** Profilometre (Perthometer M1, Mahr, Germany) cihazı.



Resim 25. Yüzeý pürüzsüzlük ölçümü.



Resim 26. Profilometre cihazının ekranı.

### 3.4 ÖRNEKLERİN FIRINLANMASI

Tüm alt yapılar kendi üretici firmalarının önerdiği veneer seramik sisteminin fırınlama talimatlarına uygun olarak Optimal Diş Protez Laboratuvarında Ivoclar Vivadent Programat P500 fırını (Ivoclar Vivadent AG . Bänderstrasse 2 . 9494 Schaan) kullanılarak fırındandı (Resim 27, 28). ZirkonZahn için Ice Keramik, Cercon için Ceramco PFZ ve Ceramill için Creation seramik sistemlerinin fırınlama şartları aşağıdaki tablolarda belirtilmiştir (Tablo 9, 10, 11).



**Resim 27.** Ivoclar Vivadent Programat P500 fırını.



**Resim 28.** Örneklerin fırınlanması.

**Tablo 9.** Ice Keramik materyalinin fırınlama şartları.

Fırınlama	İlk Isı	Isı artış oranı	Isı artış süresi	Son ısı	Vakum	Fırınlama süresi
1.	350° C	55°C /dak	5 dak	920° C	İşlem süresince ✓	2 dak
2.	350° C	40°C /dak	5 dak	840° C	İşlem süresince ✓	1 dak
3.	350° C	55°C /dak	5 dak	840° C	İşlem süresince ✓	1 dak
4.	350° C	55°C /dak	5 dak	840° C	İşlem süresince ✓	1 dak
5.	350° C	55°C /dak	5 dak	820° C	İşlem süresince ✓	2 dak
6.	350° C	55°C /dak	5 dak	840° C	İşlem süresince ✓	1 dak
7.	350° C	55°C /dak	5 dak	820° C	İşlem süresince ✓	2 dak
8.	350° C	55°C /dak	5 dak	840° C	İşlem süresince ✓	1 dak
9.	350° C	55°C /dak	5 dak	820° C	İşlem süresince ✓	2 dak

**Tablo 10.** Ceramco PFZ materyalinin fırınlama şartları.

Fırınlama	İlk Isı	Isı artış oranı	Isı artış süresi	Son ısı	Vakum	Fırınlama süresi
1.	450	60°C /dak	5 dak	930	450 - 900 °C arası 29 Hg ✓	1 dak
2.	450	60°C /dak	5 dak	900	İşlem süresince 29 Hg ✓	15 sn
3.	450	60°C /dak	5 dak	890	İşlem süresince 29 Hg ✓	0 sn
4.	450	60°C /dak	5 dak	880	İşlem süresince 29 Hg ✓	0 sn
5.	450	60°C /dak	5 dak	870	-	30 sn
6.	450	60°C /dak	5 dak	880	İşlem süresince 29 Hg ✓	0 sn
7.	450	60°C /dak	5 dak	870	-	30 sn
8.	450	60°C /dak	5 dak	880	İşlem süresince 29 Hg ✓	0 sn
9.	450	60°C /dak	5 dak	870	-	30 sn

**Tablo 11.** Creation ZI materyalinin fırınlama şartları.

Fırınlama	İlk Isı	Isı artış oranı	Isı artış süresi	Son ısı	Vakum	Fırınlama süresi
1.	600	80°C /dak	2-6 dak	980	600 - 980 ✓	1 dak
2.	580	55°C /dak	4-8dak	920	580 - 920 ✓	1 dak
3.	580	55°C /dak	2 -6 dak	910	580 - 910 ✓	1 dak
4.	580	55°C /dak	2 -6 dak	910	580 - 910 ✓	1 dak
5.	600	55°C /dak	2 dak	930	-	-
6.	600	55°C /dak	2 dak	930	-	-
7.	580	55°C /dak	2 -6 dak	910	580 - 910 ✓	1 dak
8.	600	55°C /dak	2 dak	930	-	-
9.	600	55°C /dak	2 dak	930	-	-

### 3.5 BİAKSİYAL BÜKME TESTİNİN UYGULANMASI

Biaksiyal bükme testi Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde bulunan üniversal test cihazı (Instron, 3345, Instron Corp., Norwood, MA, USA) ile yapıldı (Resim 29). Biaksiyal bükme testlerinden “üç-top-üzerinde piston” (piston on three balls) yöntemi kullanıldı. Zirkonya örneklerin bükme testini gerçekleştirebilmek için cihazın üst itici ve alt destekleyici kollarına bu test için tasarlanmış (ISO 6872) aygıtlar monte edildi. Buna göre alt kola; disk numunelerinin yerleşeceği, iç çapı 15,7 mm olan, tabanında birbirine 120 derecelik açıda, 3 adet 3,4 mm çapında çelik bilyeler (top) bulunan parça yerleştirilmiştir. Üst kola ise, uç kısmı 1,4 mm çapında, disk numuneye tam ortasından temas edecek şekilde ayarlanmış baskı ucu yerleştirildi (Resim 30, 31).

Tüm zirkonya örnekler sırasıyla cihazın alt kolunda bulunan 3 çelik bilye (top) üzerine yerleştirilip, üst koldaki baskı ucu disk örneklerin tam merkezine gelecek şekilde, 1 mm/dak hızla örnek kırılıncaya kadar kuvvet uygulandı (Resim 32, 33). Kuvvetler Newton (N) olarak ölçüldü. Bu sonuçlar uluslar arası standartlara (ISO 6872) göre aşağıdaki formül kullanılarak megapascal (MPa) değerlerine çevrildi.

$$S = -0.2387 P (X - Y) / d^2$$

$$X = (1 + \gamma) \ln(r_2 / r_3)^2 + [(1 - \gamma) / 2] (r_2 / r_3)^2$$

$$Y = (1 + \gamma) [ 1 + \ln (r_1 / r_3)^2 ] + (1 - \gamma) (r_1 / r_3)^2$$

S : Megapaskal cinsinden maksimum gerilim kuvveti.

P : Newton cinsinden kırılmaya sebep olan toplam yük miktarı.

$\gamma$  : Poisson oranı. ( Zirkonya için 0,25)

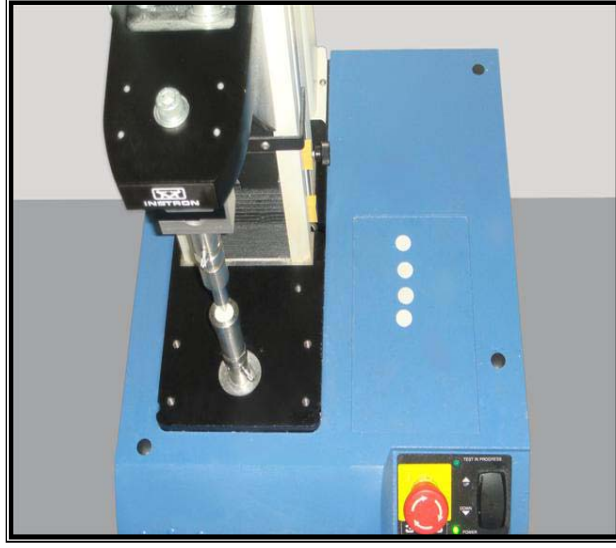
$r_1$  : milimetre cinsinden, çelik bilyeler (top) üzerinden geçen hayali destek çemberinin çapı.

$r_2$  : milimetre cinsinden, baskı ucunun çapı.

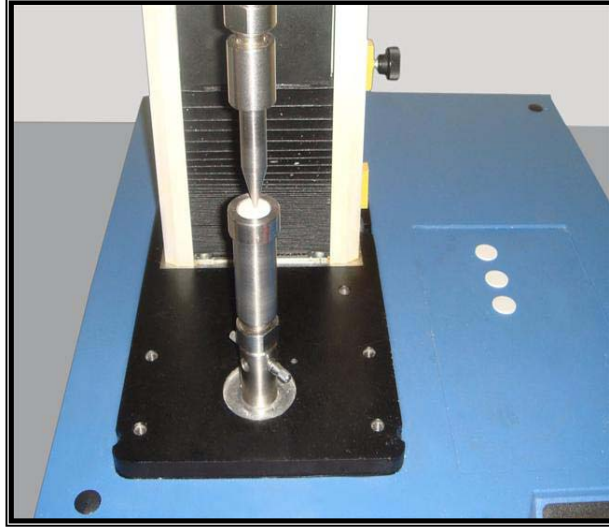
$r_3$  : milimetre cinsinden, örneğin çapı.

d: milimetre cinsinden, örneğin kırılma merkezindeki kalınlığı.

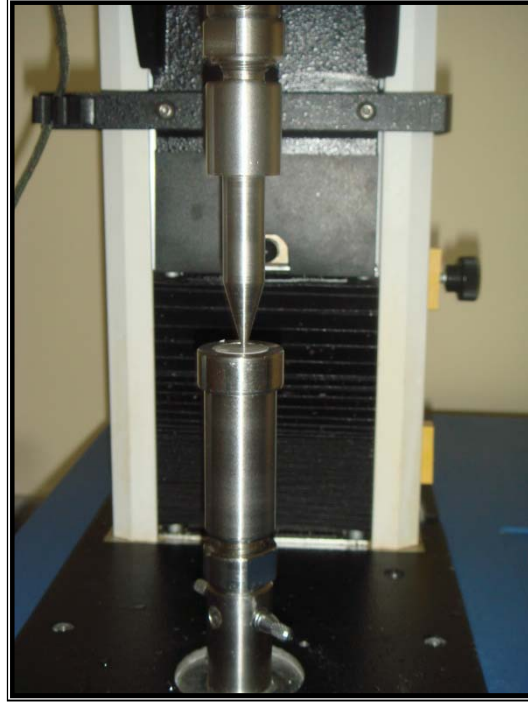




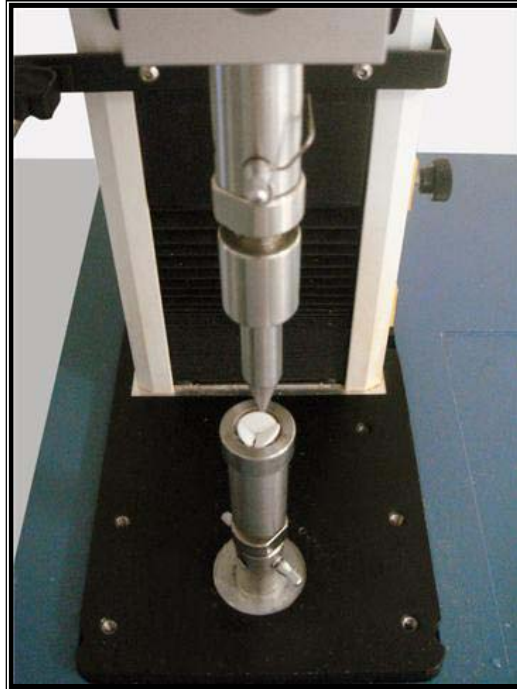
**Resim 29.** Instron üniversal test cihazı.



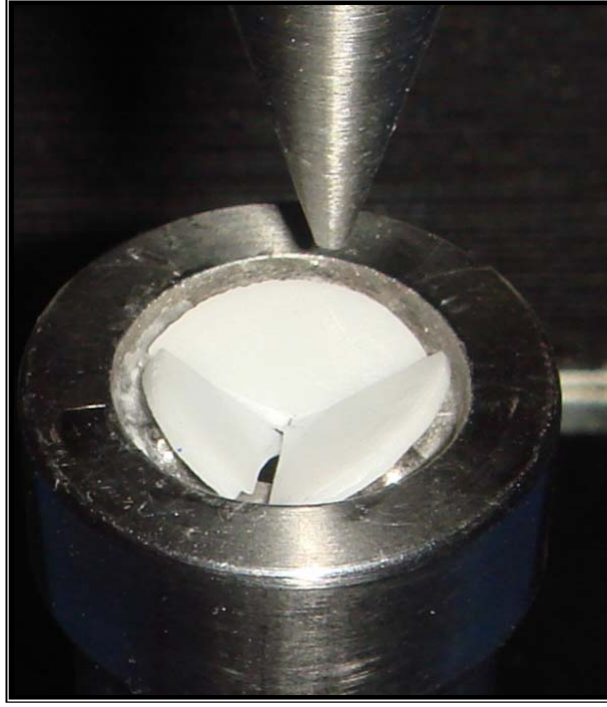
**Resim 30.** Örneklerin cihazda konumlandırılması.



**Resim 31.** Örneklere yük uygulanması.



**Resim 32.** Örneğin yük altında kırılması.



**Resim 33.** Örneğin yük altında kırılması.

### **3.6 VICKERS SERTLİK TESTİNİN UYGULANMASI**

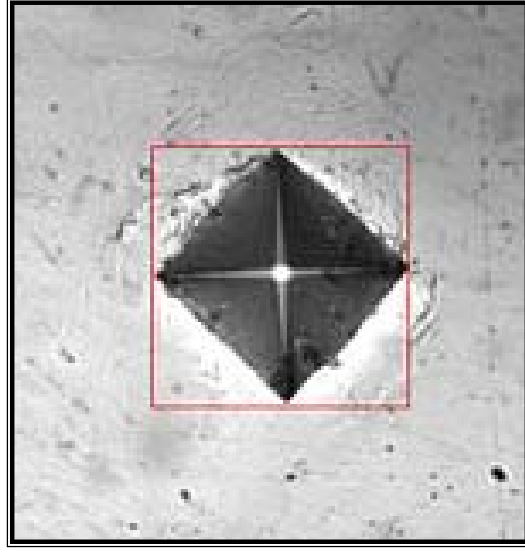
Zirkonya örneklerin mikrosertlik testi, Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sert Doku Laboratuvarında bulunan “Vickers” (Buehler, Illinois, ABD) cihazı ile yapıldı (Resim 34). Kırılmış zirkonya örneklerin kırık bölümlerinden en az yüzey hasarı görülen parça seçilip farklı noktalardan 5 mikrosertlik ölçümü yapılarak ortalaması alındı. Cihazın alt tablasına yerleştirilen örneğin üzerine, 10 sn/1kg (9,8 N) basınç yapan elmas ucun bıraktığı iz; cihazın 50 büyütmeli mikroskobu altında incelendi (Resim 35). Meydana gelen baklava dilimi görüntüsünün alanının hesaplanması için cihazın ölçüm çizgileri her iki düzlemde görüntünün her iki köşegeninde sabitlendi (Resim 36). Köşe mesafesi, alan ve Vickers değeri cihaz tarafından hesaplanarak dijital ekranda gösterilmekteydi. Her bir örnek için yapılan 5 ölçüm değerlendirilip ortalaması hesaplanarak kaydedildi.



**Resim 34.** “Vickers” (Buehler, Illinois, ABD) cihazı.



**Resim. 35.** Vickers testinin yapılması.



**Resim 36.** Vickers sertlik deneyinde oluşan baktava dilimi.

### 3.7 İSTATİKSEL ANALİZ

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için NCSS 2007&PASS 2008 Statistical Software (Utah, USA) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metodların (Ortalama, Standart sapma) yanısıra varyansların eşit olup olmadığının belirlenmesinde Levene test, niceliksel verilerin karşılaştırılmasında Twoway Anova test ve Post Hoc değerlendirmelerinde Tukey HDS test kullanıldı. Sonuçlar %95'lik güven aralığında, anlamlılık  $p < 0.05$  düzeyinde değerlendirildi.

## 4. BULGULAR

Çalışmamız Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sert Doku Laboratuvarında toplam 180 zirkonya altyapı disk materyali üzerinde yapılmıştır. Çalışmamızda üç farklı zirkonya altyapı sistemi kullanılarak 6 farklı fırınlama sayılarında Biaksiyal bükme kuvveti ve Vickers mikrosertlik ölçümleri yapıldı.

### 4.1 BİAKSİYAL BÜKME KUVVETİ BULGULARI

Biaksiyal bükme kuvveti değerlerinin zirkonya alt yapı sistemleri ve fırınlama sayılarına göre dağılımları Tablo 12’de gösterilmiştir.

**Tablo 12.** Biaksiyal bükme kuvveti ölçümlerinin dağılımı.

	<b>Zirkonzahn</b> <b>Ort±SD</b>	<b>Cercon</b> <b>Ort±SD</b>	<b>Ceramill</b> <b>Ort±SD</b>
<b>Fırınlama yok</b>	1382±110	805±87	999±144
<b>1 fırınlama</b>	1362±102	786±79	773±155
<b>3 fırınlama</b>	1372±62	764±82	659±152
<b>5 fırınlama</b>	1277±118	767±99	823±147
<b>7 fırınlama</b>	1283±120	745±97	888±148
<b>9 fırınlama</b>	1321±140	686±96	890±155
<b>Toplam</b>	1333±114	759±94	839±179

Çalışmanın bu bölümünde biaksiyal bükme kuvveti üzerine 3 farklı zirkonya alt yapı sistemi ve farklı fırınlama sayıları olmak üzere iki faktörün etkisi incelenmiştir. Birden fazla bağımsız değişken olduğu için two-way ANOVA analizi kullanılarak değerlendirme yapılmıştır (Tablo 13). Analizin bir yönünü deney grupları diğer yönünü ise fırınlama sayıları oluşturmaktadır. Tek başına deney grubunun etkisi anlamlı; tek başına fırınlamanın etkisi anlamlı değil, fırınlama ve grubun etkileşimleri istatistiksel olarak yine anlamlı bulunmuştur.

Fırınlama ve deney gruplarının etkileşimi anlamlı bulunduğu için, anlamlılığa sebep olan grubun belirlenmesi için Post Hoc analiz ile ikili karşılaştırma yapılmıştır (Tablo 14).

**Tablo 13.** İki yönlü Varyans analizi değerlendirme sonuçları.

	<b>F</b>	<b>p</b>
<b>Intercept</b>	2883,68	<b>0,001**</b>
<b>Grup</b>	101,65	<b>0,001**</b>
<b>Fırınlama sayısı</b>	1,044	<b>0,444</b>
<b>Grup *Fırınlama sayısı</b>	3,965	<b>0,001**</b>

*F : Anova test*

**\*\* $p < 0,01$**

**Tablo 14.** Biaksiyal Bükme Kuvvetlerinin Post Hoc değerlendirme tablosu.

<b>Biaksiyal Bükme Kuvveti</b>	<b>Zirkonzahn</b>	<b>Cercon</b>	<b>Ceramill</b>	<b>p</b>
<b>Fırlama yok</b>	1382±110	805±87	999±144	<b>0,001**</b>
<b>1 fırlama</b>	1362±102	786±79	773±155	<b>0,001**</b>
<b>3 fırlama</b>	1372±62	764±82	659±152	<b>0,001**</b>
<b>5 fırlama</b>	1277±118	767±99	823±147	<b>0,001**</b>
<b>7 fırlama</b>	1283±119	745±97	889±148	<b>0,001**</b>
<b>9 fırlama</b>	1320,50±140,14	685,90±96,20	889,70±155,38	<b>0,001**</b>
<b>p</b>	<b>0,148</b>	<b>0,083</b>	<b>0,001**</b>	

\* $p < 0,05$

\*\* $p < 0,01$

Ceramill grubunda, altyapı disklerinde fırlama sayılarına göre biaksiyal bükme kuvveti değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ( $p < 0,05$ ). Anlamlılık fırlama yapılmayan örneklerin 1.fırlama ve 3.fırlama yapılan gruplardan daha yüksek biaksiyal bükme kuvveti değerine sahip olduğu ( $p:0,005$ ;  $p:0,009$ ) göstermektedir. Üç fırlama yapılan grubun biaksiyal bükme kuvveti değeri, 5 fırlama yapılan grubun biaksiyal bükme kuvveti değerlerine göre farklılık göstermezken ( $p:0,184$ ), 7 ve 9 fırlama yapılan grupların biaksiyal bükme kuvveti değerlerinden düşük olarak saptanmıştır ( $p:0,004$ ;  $p:0,004$ ).

Zirkonzahn grubunda altyapı disklerinde fırlama sayılarına göre biaksiyal bükme kuvveti değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır.

Cercon grubunda altyapı disklerinde fırlama sayılarına göre biaksiyal bükme kuvveti değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır.

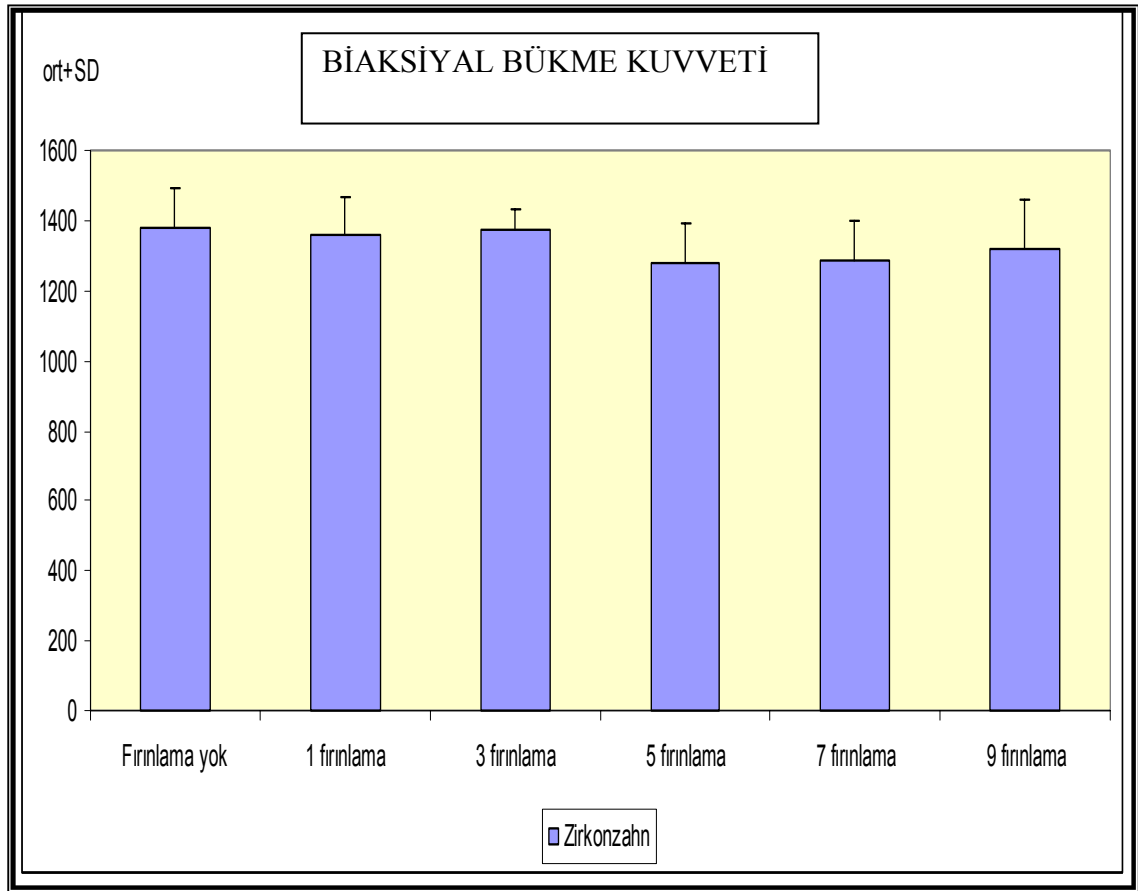


Normallik dağılımları incelendiğinde Zirkozahn grubunda biaksiyal bükme kuvvetinin daha yüksek olduğu saptanmıştır. Dağılımların normal olduğu görölmektedir (Şekil 12, 16).

Varyansların eşit olup olmadığı Levene test ile değerlendirilmiş olup; Zirkozahn için  $p:0,220$ ; Cercon için  $p:0,812$  ve Ceramill için ise  $p:0,990$  olarak saptanmış olup Two-Way Anova için gerekli varsayımların sağlandığı görölmektedir.

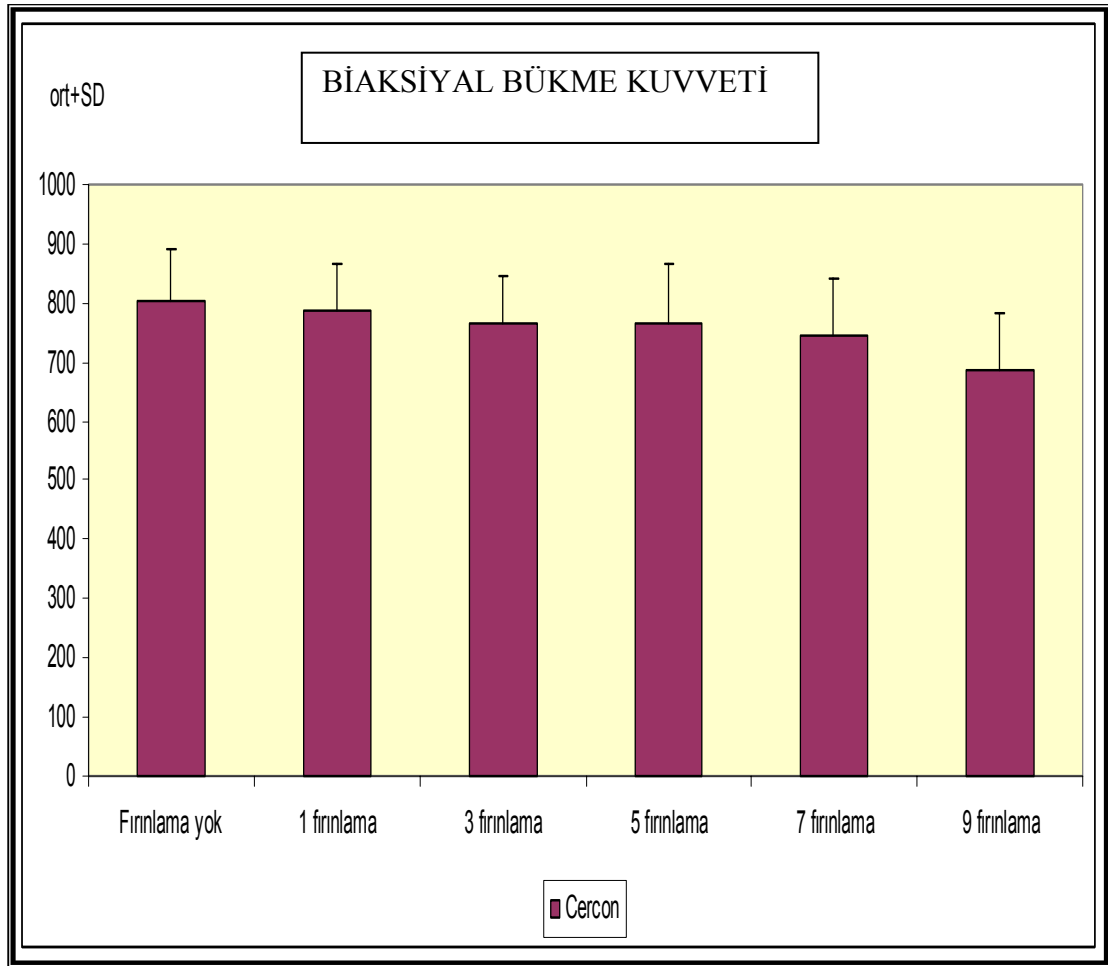
Hipotezimiz “Zirkonya alt yapı sistemleri ile fırınlama sayıları arasında etkileşim yoktur” şeklindedir.

Zirkonzahn grubunda altyapı disklerinde fırınlama sayılarına göre biaksiyal bükme kuvveti değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır. Şekil 12’de Zirkonzahn alt yapı sisteminin fırınlama sayılarına göre biaksiyal bükme kuvveti değerleri gösterilmiştir. Zirkonzahn alt yapı sisteminde en yüksek biaksiyal bükme kuvveti değeri 0 fırınlama grubunda görülürken (1382 Mpa), 1, 3, 5 ve 7. fırınlamalarda kademeli olarak azalma göstermiştir. 9. fırınlama grubunda (1321 Mpa) ise tekrar bir yükselme görülmektedir.



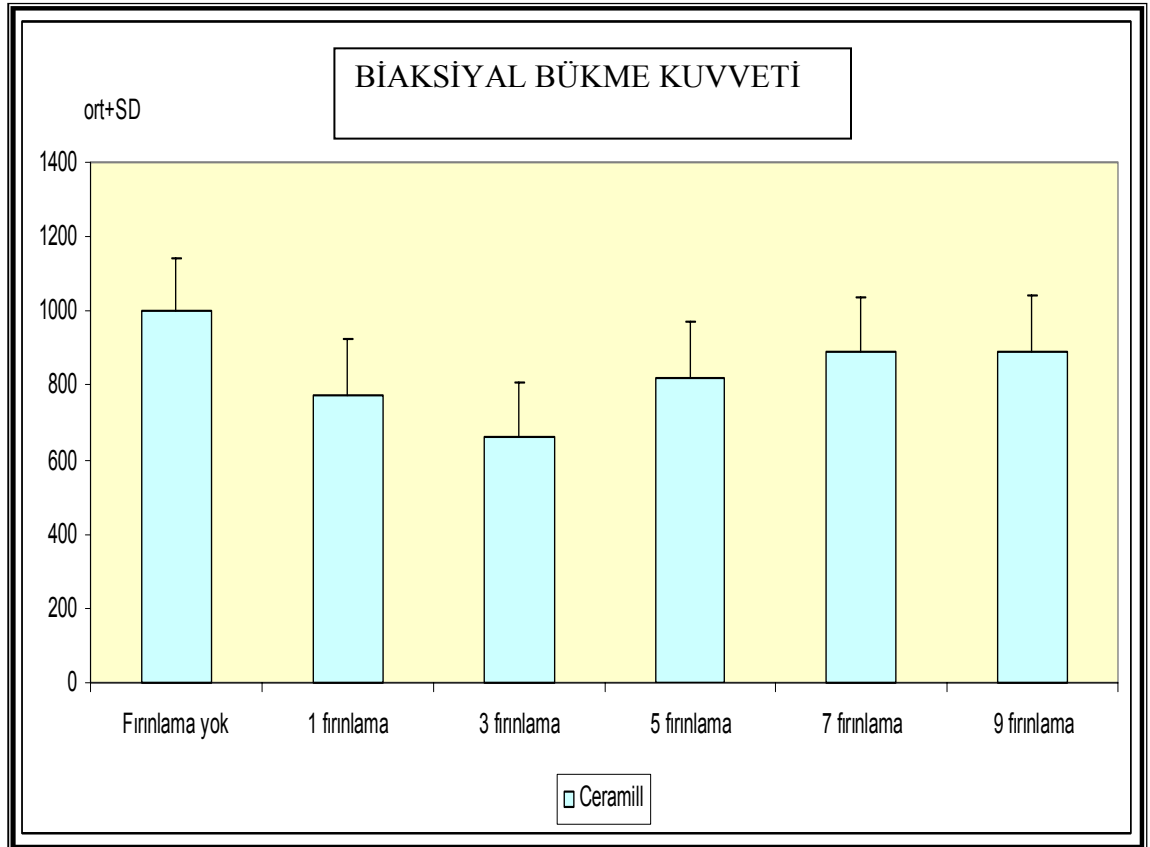
Şekil 12. Zirkonzahn biaksiyal bükme kuvveti değerlerinin fırınlama sayılarına göre dağılımı.

Cercon grubunda altyapı disklerinde fırınlama sayılarına göre biaksiyal bükme kuvveti değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır. Şekil 13'te Cercon alt yapı sisteminde fırınlama sayılarına göre biaksiyal bükme kuvveti dağılımı gösterilmiştir. Cercon alt yapı sisteminde en yüksek biaksiyal bükme kuvveti değerini 0 fırınlama grubu (805 Mpa) göstermiştir. Fırınlama sayısı arttıkça biaksiyal bükme kuvveti değeri azalma göstermiştir, en düşük değer 9. fırınlama grubunda (686 Mpa) görülmektedir.



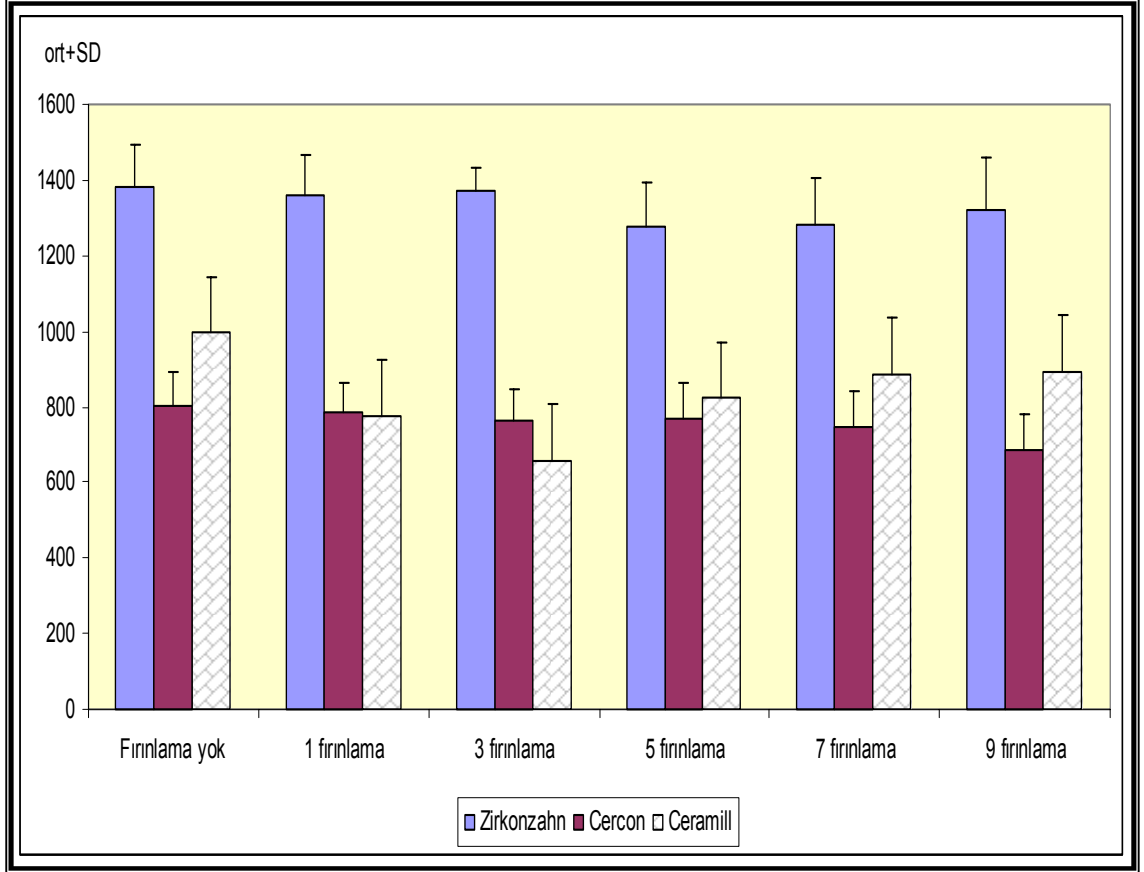
Şekil 13. Cercon biaksiyal bükme kuvveti değerlerinin fırınlama sayılarına göre dağılımı.

Ceramill grubunda ise altyapı disklerinde fırınlama sayılarına göre biaksiyal bükme kuvveti değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ( $p<0,05$ ). Anlamlılık fırınlama yapılmayan grubun, 1. ve 3.fırınlama gruplarından daha yüksek biaksiyal bükme kuvveti değerine sahip olduğu göstermektedir ( $p:0,005$ ;  $p:0,009$ ). Üçüncü fırınlama grubu, biaksiyal bükme kuvveti değerlerine göre 5. fırınlama grubu ile farklılık göstermezken ( $p:0,184$ ), 7. ve 9. fırınlama gruplarından düşük olarak saptanmıştır ( $p:0,004$ ;  $p:0,004$ ). Şekil 14'te Ceramill alt yapı sisteminin fırınlama sayılarına göre biaksiyal bükme kuvveti değerleri gösterilmiştir. En yüksek biaksiyal bükme kuvveti değeri 0 fırınlama grubunda (999 Mpa) görülürken, en düşük biaksiyal bükme kuvveti değeri 3. fırınlama grubunda (659 Mpa) görülmektedir, sonraki fırınlamalarda tekrar artış kaydedilmiştir.

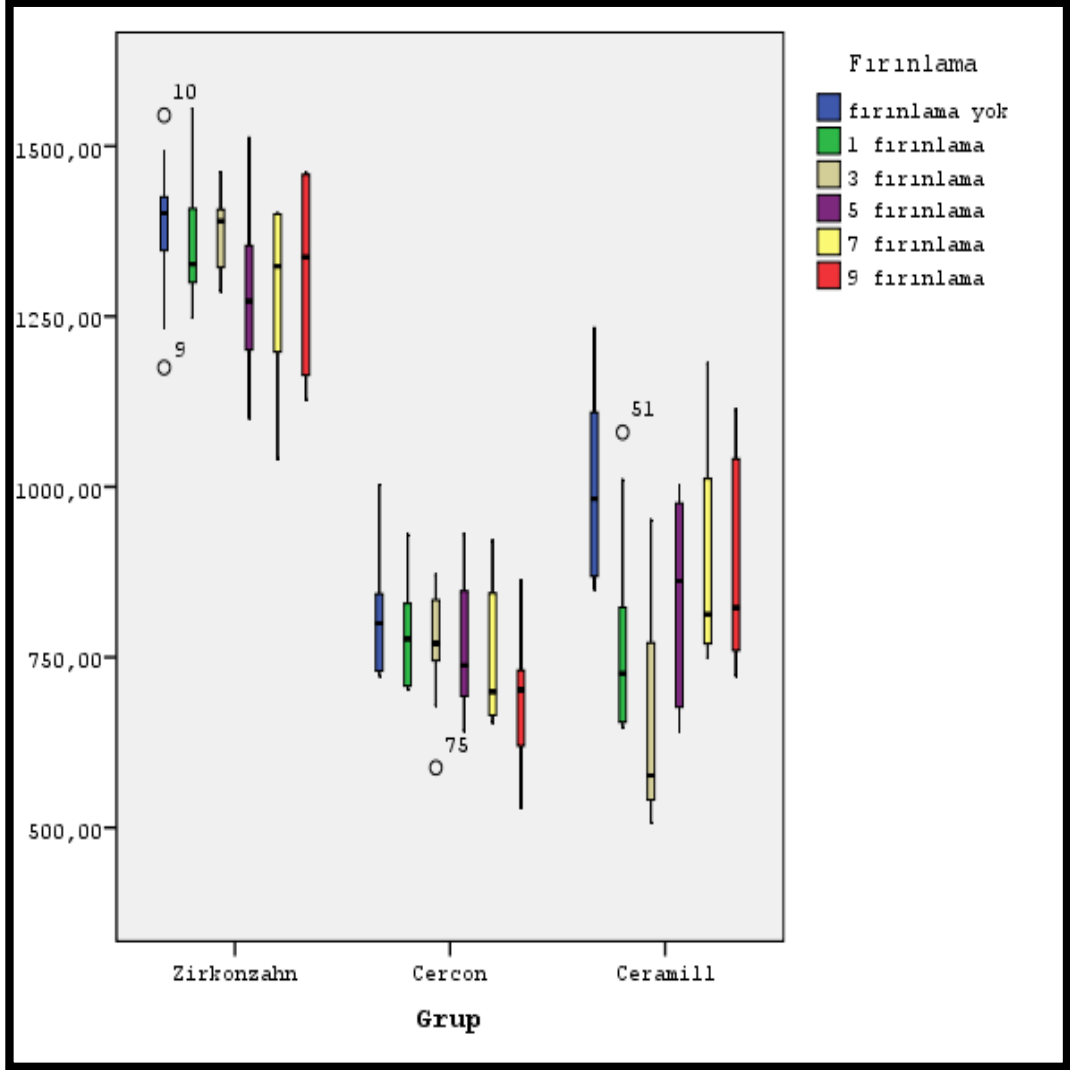


Şekil 14. Ceramill biaksiyal bükme kuvveti değerlerinin fırınlama sayılarına göre dağılımı.

Şekil 15 ve 16’da üç alt yapı sistemi için fırınlama sayılarına göre biaksiyal bükme kuvveti değerlerinin değişimi bir arada gösterilmektedir.



Şekil 15. Biaksiyal bükme kuvveti ölçümlerinin 3 alt yapı sistemi içinde dağılımı.



Şekil 16. Biaksiyal bükme kuvveti değerlerinin 3 alt yapı sistemi içinde dağılımı.

Firinlama yapılmayan gruplarda üç farklı zirkonya altyapı sistemi kullanılıp biaksiyal bükme kuvveti için alınan değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ( $p < 0,01$ ). Zirkonzahn grubunun biaksiyal bükme kuvveti değerleri Cercon ve Ceramill gruplarına göre anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ( $p: 0,001$ ;  $p: 0,001$ ); Cercon grubunun biaksiyal bükme kuvveti değerleri Ceramill grubuna göre anlamlı düşük olarak saptanmıştır ( $p: 0,024$ ;  $p < 0,05$ ).

Bir fırınlama yapılan gruplarda üç farklı zirkonya altyapı sistemi kullanılıp biaksiyal bükme kuvveti için alınan değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ( $p < 0,01$ ). Zirkozahn grubunun biaksiyal bükme kuvveti değerleri Cercon ve Ceramill gruplarına göre anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ( $p:0,001$ ;  $p:0,001$ ); Cercon ve Ceramill gruplarının biaksiyal bükme kuvveti değerleri arasında ise anlamlı farklılık saptanmamıştır ( $p > 0,05$ ).

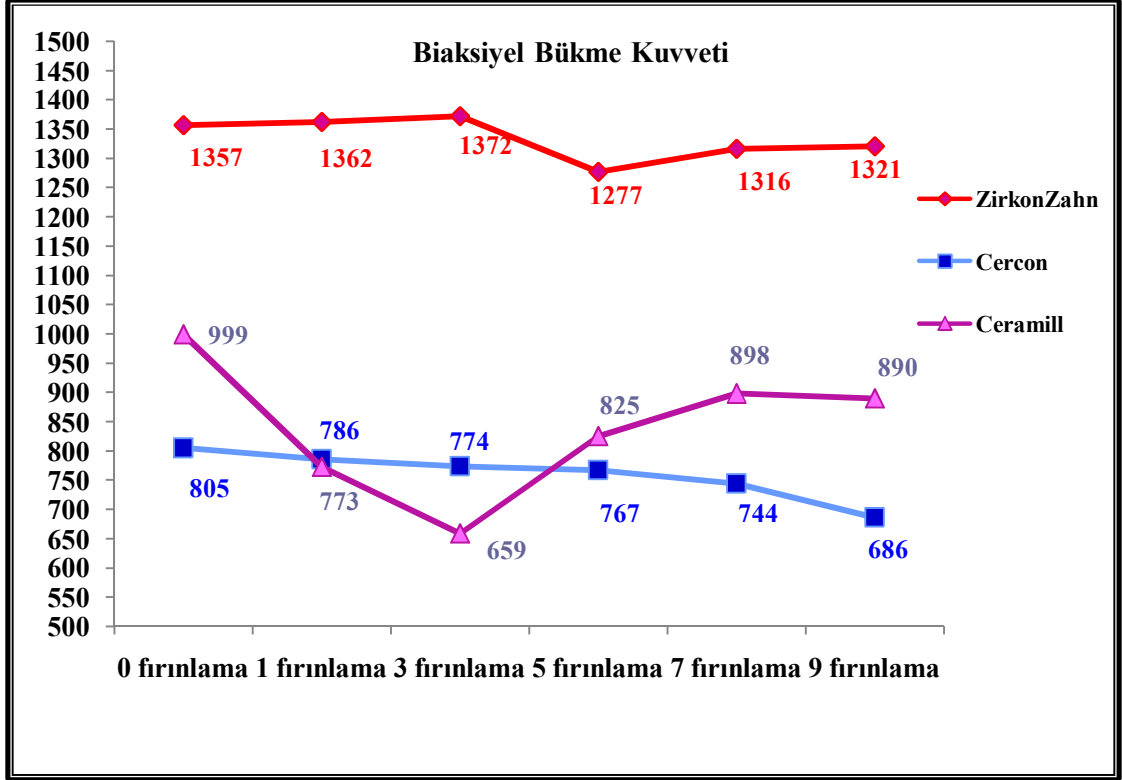
Üç fırınlama yapılan gruplarda üç farklı zirkonya altyapı sistemi kullanılıp biaksiyal bükme kuvveti için alınan değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ( $p < 0,01$ ). Zirkozahn grubunun biaksiyal bükme kuvveti değerleri Cercon ve Ceramill gruplarına göre anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ( $p:0,001$ ;  $p:0,001$ ); Cercon ve Ceramill gruplarının biaksiyal bükme kuvveti değerleri arasında ise anlamlı farklılık saptanmamıştır ( $p > 0,05$ ).

Beş fırınlama yapılan gruplarda üç farklı zirkonya altyapı sistemi kullanılıp biaksiyal bükme kuvveti için alınan değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ( $p < 0,01$ ). Zirkozahn grubunun biaksiyal bükme kuvveti değerleri Cercon ve Ceramill gruplarına göre anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ( $p:0,001$ ;  $p:0,001$ ); Cercon ve Ceramill gruplarının biaksiyal bükme kuvveti değerleri arasında ise anlamlı farklılık saptanmamıştır ( $p > 0,05$ ).

Yedi fırınlama yapılan gruplarda üç farklı zirkonya altyapı sistemi kullanılıp biaksiyal bükme kuvveti için alınan değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ( $p < 0,01$ ). Zirkozahn grubunun biaksiyal bükme kuvveti değerleri Cercon ve Ceramill gruplarına göre anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ( $p:0,001$ ;  $p:0,001$ ); Cercon ve Ceramill gruplarının biaksiyal bükme kuvveti değerleri arasında ise anlamlı farklılık saptanmamıştır ( $p > 0,05$ ).

Dokuz fırınlama yapılan gruplarda üç farklı zirkonya altyapı sistemi kullanılıp biaksiyal bükme kuvveti için alınan değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ( $p < 0,01$ ). Zirkozahn grubunun biaksiyal bükme kuvveti değerleri Cercon ve Ceramill gruplarına göre anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur

(p:0,001; p:0,001); Cercon grubunun biaksiyel bükme kuvveti değerleri Ceramill grubuna göre anlamlı düşük olarak saptanmıştır (p:0,022; p<0,05).



Şekil 17. Gruplara göre biaksiyel bükme kuvvetinin dağılım grafiği.



## 4.2 VICKERS MİKROSERTLİK TESTİ BULGULARI

Vickers mikrosertlik ölçümlerin zirkonya altyapı sistemleri ve fırınlama sayılarına göre dağılımları Tablo 15’te gösterilmiştir.

**Tablo 15.** Vickers mikrosertlik ölçümlerin dağılımı.

Vickers mikrosertlik	Zirkonzahn	Cercon	Ceramill
	Ort±SD	Ort±SD	Ort±SD
Fırınlama yok	1559±103	1463±42	1503±25
1 fırınlama	1662±38	1501±68	1467±42
3 fırınlama	1695±63	1516±38	1446±24
5 fırınlama	1720±80	1533±34	1467±28
7 fırınlama	1416±78	1503±32	1484±23
9 fırınlama	1343±44	1538±33,05	1480±19
<b>Toplam</b>	1566±159	1509±48	1475±32

Vickers mikrosertlik ölçümleri üzerine 3 farklı zirkonya altyapı sistemi ve farklı fırınlama sayıları olmak üzere iki faktörün etkisi incelenmiştir. Birden fazla bağımsız değişken olduğundan Two-way ANOVA analizi kullanılarak değerlendirme yapılmıştır.

Normallik dağılımlarının incelendiği Şekil 21 ve 22’de Zirkonzahn grubunda Vickers mikrosertlik ölçümlerinin daha yüksek olduğu saptanmıştır. Dağılımların normal olduğu görülmektedir.

Varyansların eşit olup olmadığını Levene test ile değerlendirilip; Zirkozahn için p:0,245; Cercon için p:0,252 ve Ceramill için ise p:0,255 olarak saptanmış olup Two-Way Anova için gerekli varsayımların sağlandığı gösterilmiştir.

Hipotezimiz “Zirkonya altyapı sistemleri ile fırınlama sayıları arasında etkileşim yoktur” şeklindedir.

Deney gruplarının ve fırınlama sayılarının etkileşimlerini incelemek için iki yönlü varyans analizi uygulanmıştır (Tablo 16). Analizin bir yönünü deney grupları diğer yönünü ise fırınlama sayıları oluşturmaktadır. Tek başına deney grubunun etkisi anlamlı; tek başına fırınlamanın etkisi anlamlı değil, fırınlama ve grubun etkileşimleri istatistiksel olarak yine anlamlı bulunmuştur.

**Tablo 16.** Vickers mikrosertlik iki yönlü varyans analizi değerlendirme sonuçları.

	<b>F</b>	<b>p</b>
<b>İntercept</b>	5901,37	<b>0,001**</b>
<b>Grup</b>	1,389	<b>0,294</b>
<b>Fırınlama sayısı</b>	0,759	<b>0,599</b>
<b>Grup*Fırınlama sayısı</b>	3,965	<b>0,001**</b>

*F : Anova test*

**\*\*p<0,01**

Fırlama ve deney gruplarının etkileşimi anlamlı bulunduğu için Post Hoc analiz ile ikili karşılaştırma yapılmıştır (Tablo 17).

**Tablo 17.** Vickers mikrosertlik değerlerinin Post Hoc değerlendirme tablosu.

Vickers mikrosertlik	Zirkonzahn	Cercon	Ceramill	<i>p</i>
	Ort±SD	Ort±SD	Ort±SD	
Fırlama yok	1559±103	1463±42	1503±25	<b>0,011*</b>
<b>1 fırlama</b>	1662±38	1501±68	1467±42	<b>0,001**</b>
<b>3 fırlama</b>	1695±63	1516±38	1446±24	<b>0,001**</b>
<b>5 fırlama</b>	1720±80	1533±34	1467±28	<b>0,001**</b>
<b>7 fırlama</b>	1416±78	1503±32	1484±23	<b>0,002**</b>
<b>9 fırlama</b>	1343±44	1538±33	1480±19	<b>0,001**</b>
<b>p</b>	<b>0,001**</b>	<b>0,003**</b>	<b>0,001**</b>	

\* $p < 0,05$

\*\* $p < 0,01$

Gruplar arasında ve fırlama sayılarına göre Vickers mikrosertlik değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır. Grup ile fırlama sayıları arasındaki etkileşim ise istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p < 0,01$ ). Anlamlılığın hangi gruptan kaynaklandığını saptamak için yapılan Post Hoc değerlendirmelerde ise;

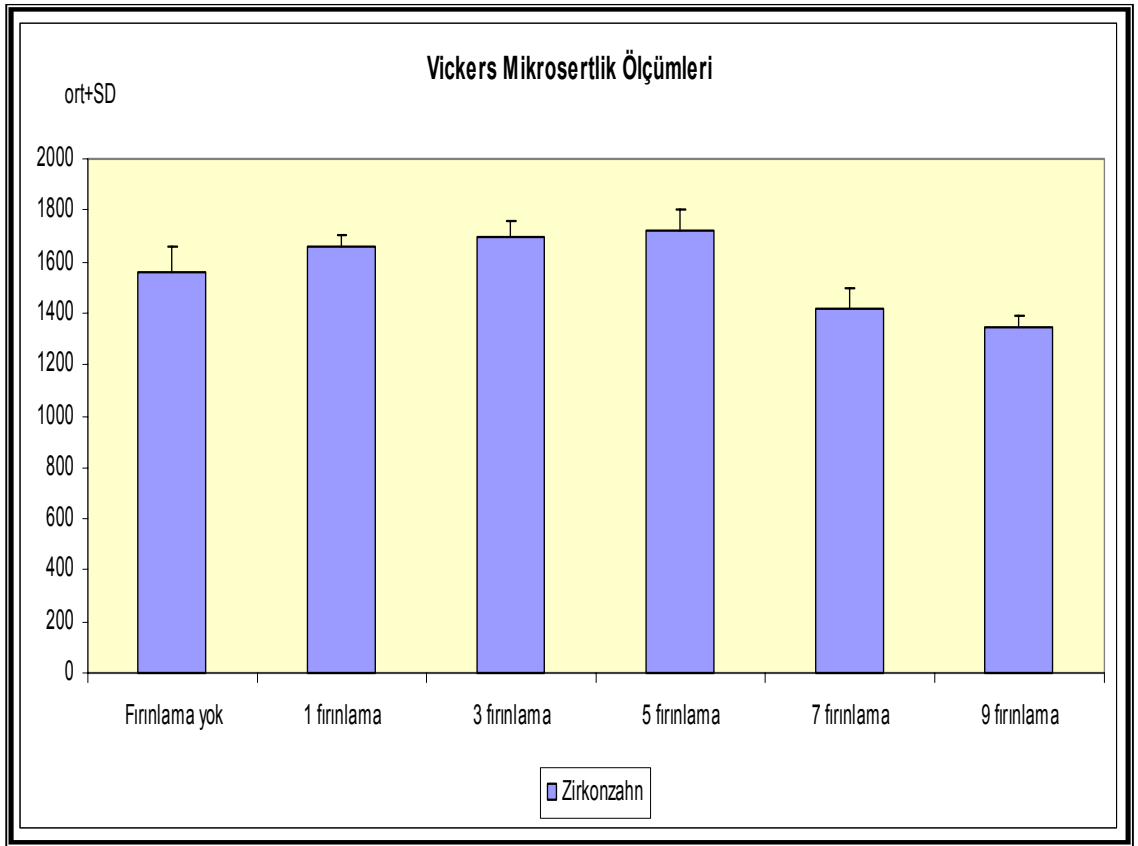
Zirkonzahn grubunda fırlama sayılarına göre Vickers mikrosertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görölmektedir ( $p < 0,01$ ). Anlamlılık fırlama yapılmayan grubun 1., 3. ve 5. fırlama yapılan gruplardan daha düşük Vickers mikrosertlik değerine sahip olduğu; 7. ve 9. fırlama yapılan gruplardan ise daha yüksek Vickers mikrosertlik değerine sahip olduğu görölmektedir ( $p:0,024$ ;

p:0,001; p:0,001; p:0,001; p:0,001). 7 ve 9 kez fırınlama yapılan grupların Vickers mikrosertlik değerleri ise 1,3 ve 5 kez fırınlama yapılan grupların Vickers mikrosertlik değerlerinden anlamlı düzeyde düşük olarak saptanmıştır (p<0,001). 7. ve 9. fırınlama değerleri arasında fark yoktur.

Cercon grubunda fırınlama sayılarına göre Vickers mikrosertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görölmektedir (p<0,01). Anlamlılık fırınlama yapılmayan grubun 5. ve 9. fırınlama yapılan gruplardan daha düşük Vickers mikrosertlik değerine sahip olduğu görölmektedir (p:0,007; p:0,003). Diğer fırınlama gruplarının Vickers mikrosertlik değerleri arasında fark yoktur.

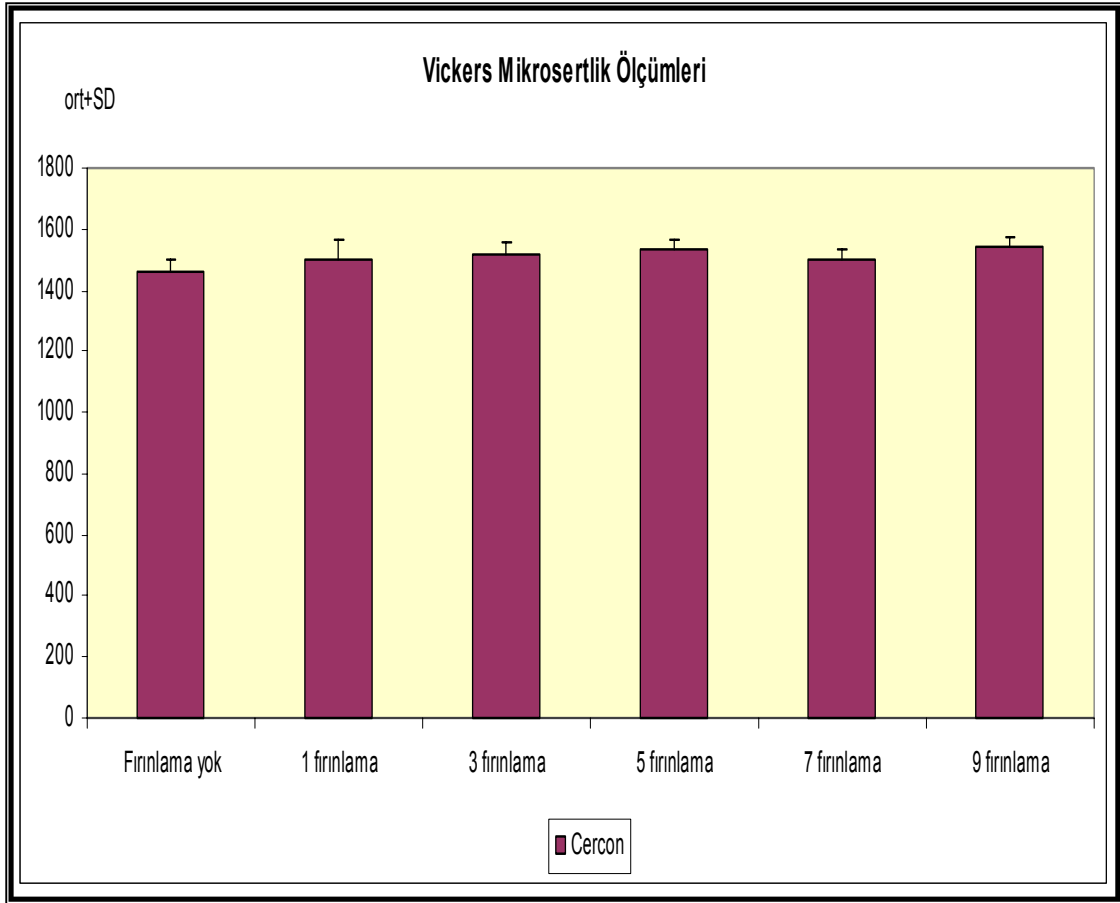
Ceramill grubunda ise fırınlama sayılarına göre Vickers mikrosertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görölmektedir (p<0,01). Anlamlılık fırınlama yapılmayan grubun 1.fırınlama, 3.fırınlama ve 5 fırınlama yapılan gruplardan daha yüksek Vickers mikrosertlik değerine sahip olduğu saptanmıştır (p:0,049; p:0,001; p:0,048). 3 fırınlama yapılan gruba göre 7 fırınlama yapılan grubun Vickers mikrosertlik değerleri de istatistiksel olarak anlamlı yüksek olarak saptanmıştır (p:0,043). Diğer fırınlama gruplarının vickers mikrosertlik değerleri arasında fark yoktur.

Şekil 18’de Zirkozahn alt yapı sisteminde Vickers mikrosertlik değerlerinin fırınlama sayısına göre değişimi gösterilmektedir. Fırınlama yapılmayan gruba (1559 HV) kıyasla ilk 5 fırınlama da mikrosertlik değeri artış göstermiş, en yüksek mikrosertlik değeri 5. fırınlamada (1720 HV) kaydedilmiştir. 7. ve 9. fırınlamalarda mikrosertlik değeri azalma göstermiş, En düşük mikrosertlik değeri 9. fırınlama grubunda (1343 HV) kaydedilmiştir.



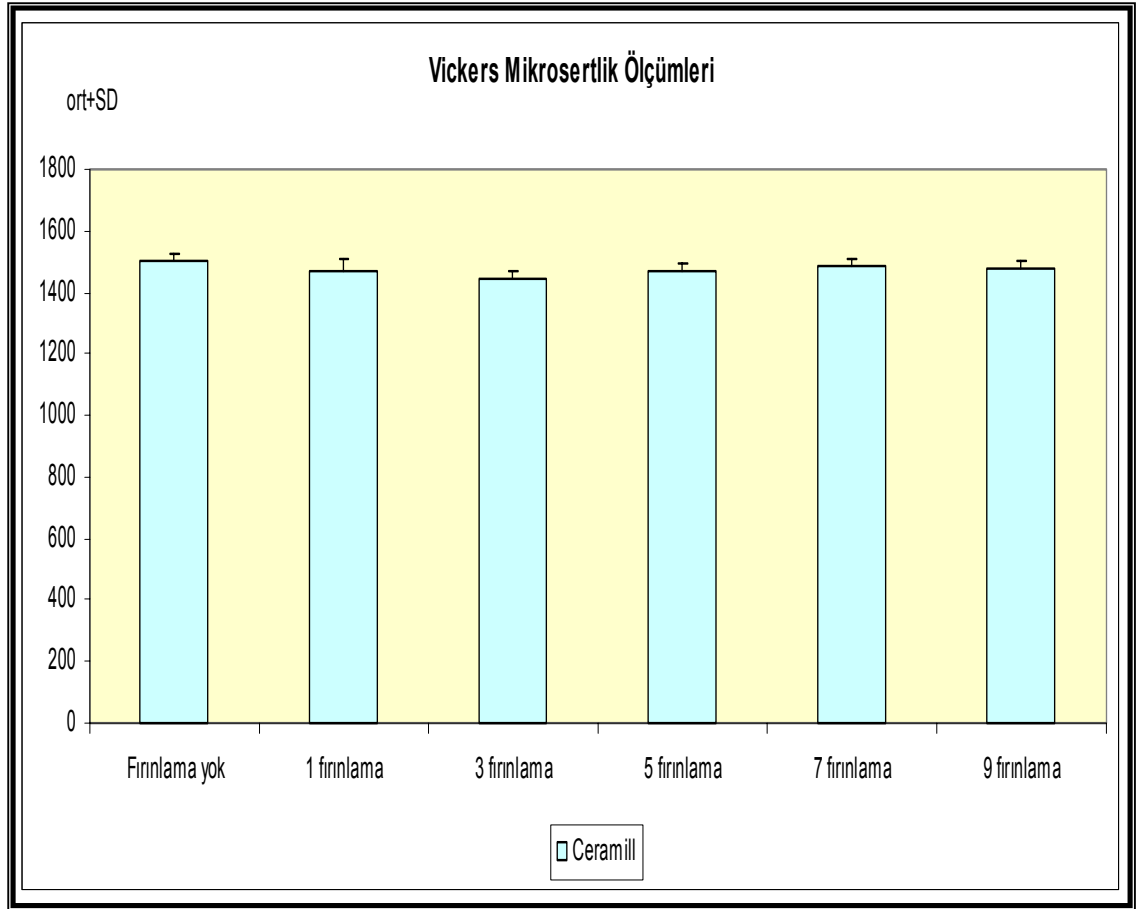
Şekil 18. Zirkozahn Vickers Mikrosertlik değerlerinin fırınlama sayılarına göre dağılımı.

Şekil 19’da Cercon alt yapı sistemin için fırınlama sayılarına göre Vickers mikrosertlik değerlerinin dağılımı gösterilmektedir. Cercon alt yapı sisteminde en düşük mikrosertlik değeri fırınlanmayan grupta (1463 HV) görülürken, fırınlama sayısı ile birlikte mikrosertlik değeri de kademeli olarak artış göstermiştir. En yüksek mikrosertlik değeri 9. fırınlama grubunda (1538 HV) kaydedilmiştir.



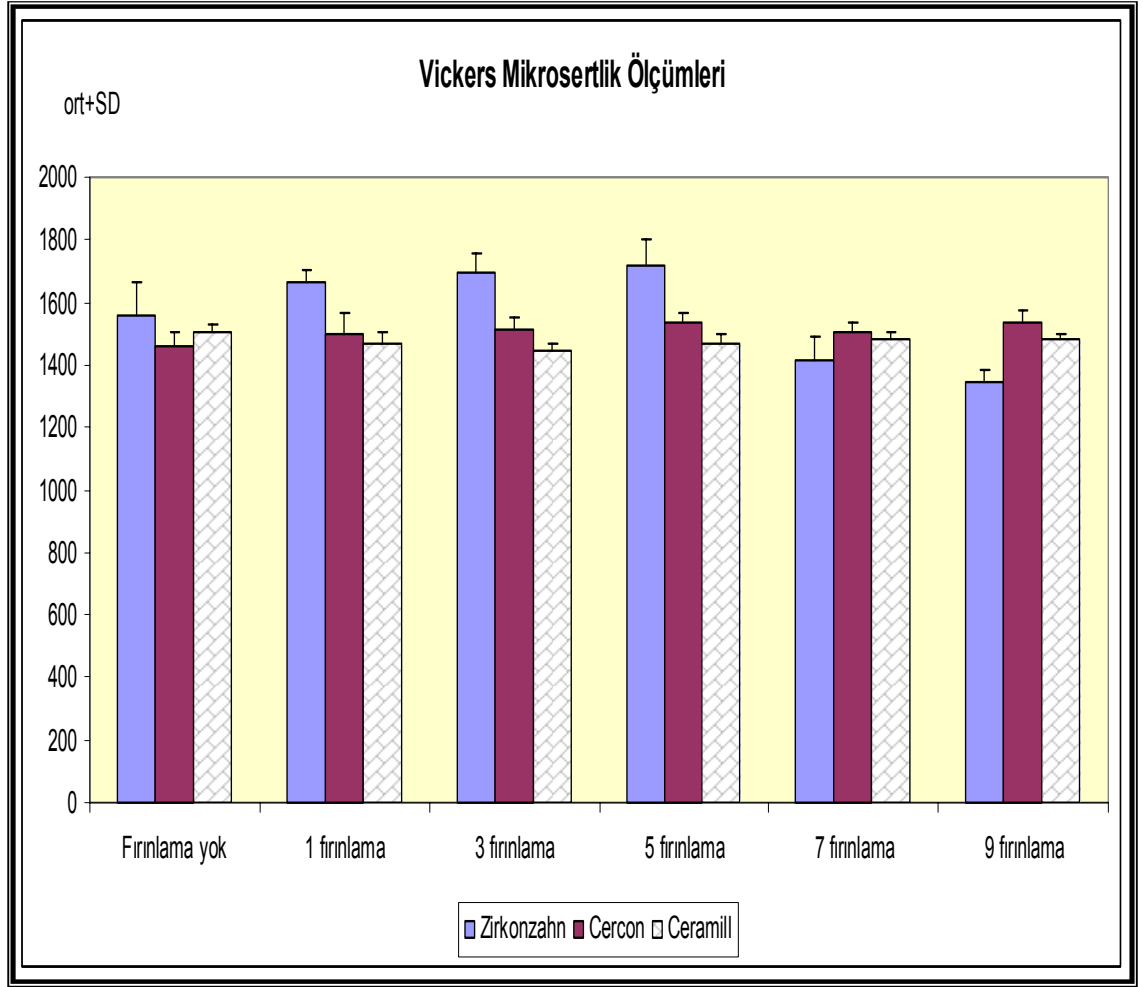
Şekil 19. Cercon Vickers Mikrosertlik değerlerinin fırınlama sayılarına göre dağılımı.

Şekil 20’de Ceramill alt yapı sistemi için fırınlama sayılarına göre Vickers mikrosertlik değerlerinin dağılımı gösterilmektedir. En yüksek Vickers mikrosertlik değeri fırınlama yapılmayan grupta (1503 HV) görülmektedir. 3. fırınlama grubunda (1446 HV) en düşük Vickers mikrosertlik değeri kaydedilmiştir. 3. fırınlamadan sonraki fırınlamalarda Vickers mikrosertlik değeri tekrar artış göstermiştir.



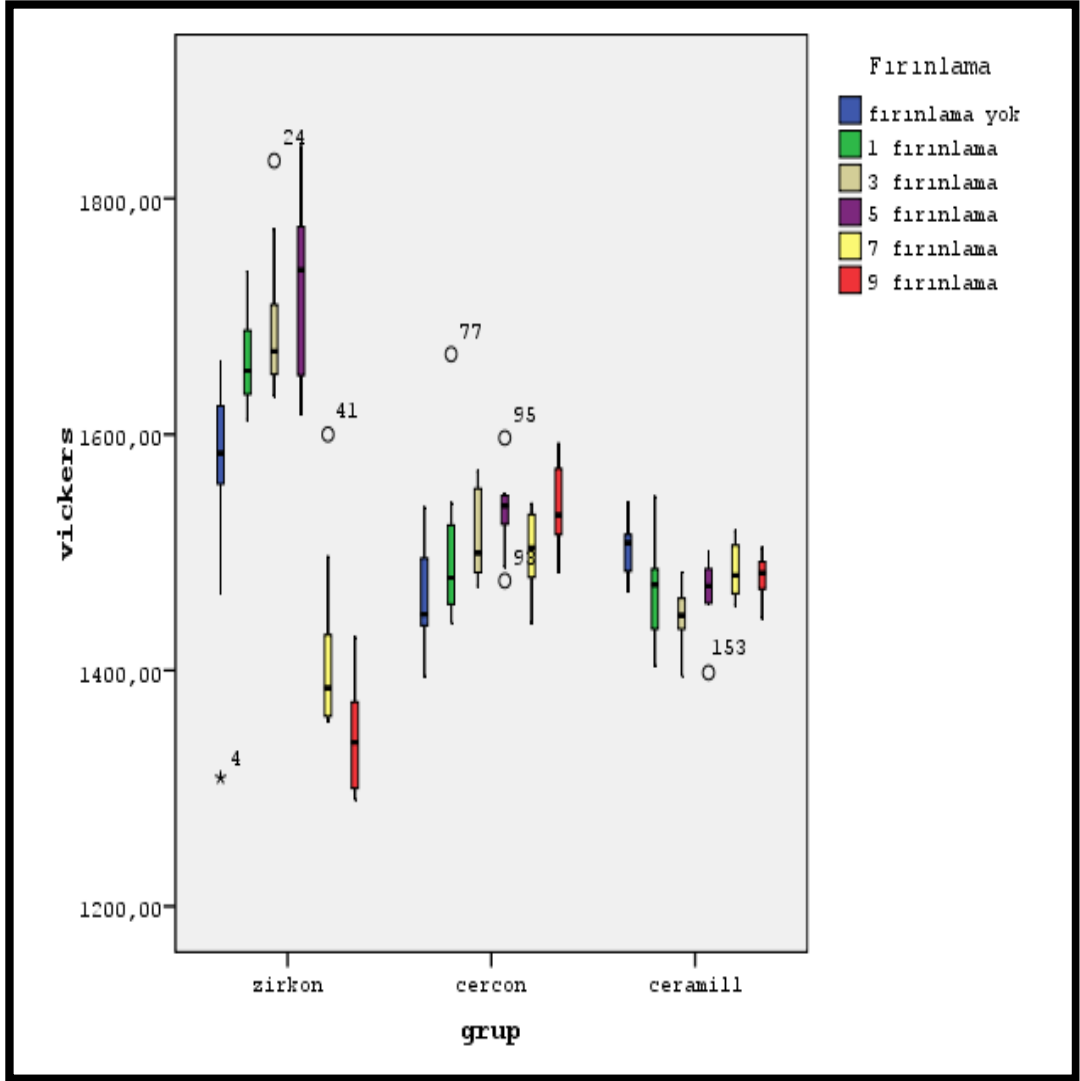
Şekil 20. Ceramill Vickers Mikrosertlik değerlerinin fırınlama sayılarına göre dağılımı.

Şekil 21, 22 ve 23'te üç farklı alt yapı sisteminde tüm fırınlama sayılarına göre Vickers mikrosertlik değerlerinin dağılımı gösterilmiştir.



Şekil 21. Vickers mikrosertlik ölçümlerin dağılımı.





Şekil 22. Vickers mikrosertlik ölçümlerin tüm gruplara göre dağılımı.

Fırınlama yapılmayan gruplarda üç farklı altyapı sistemi kullanılıp Vickers mikrosertlik alınan ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ( $p < 0,01$ ). Zirkozahn grubunda Vickers mikrosertlik değerleri Cercon grubuna göre anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ( $p: 0,008$ ); Zirkozahn ile Ceramill ve Cercon ile Ceramill gruplarının Vickers mikrosertlik değerleri arasında anlamlı farklılık yoktur.

Bir fırınlama yapılan gruplarda üç farklı altyapı sistemi kullanılıp Vickers mikrosertlik alınan ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ( $p<0,01$ ). Zirkozahn grubunun Vickers mikrosertlik değerleri Cercon ve Ceramill gruplarına göre anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ( $p:0,001$ ;  $p:0,001$ ); Cercon ve Ceramill gruplarının Vickers mikrosertlik değerleri arasında ise anlamlı farklılık saptanmamıştır.

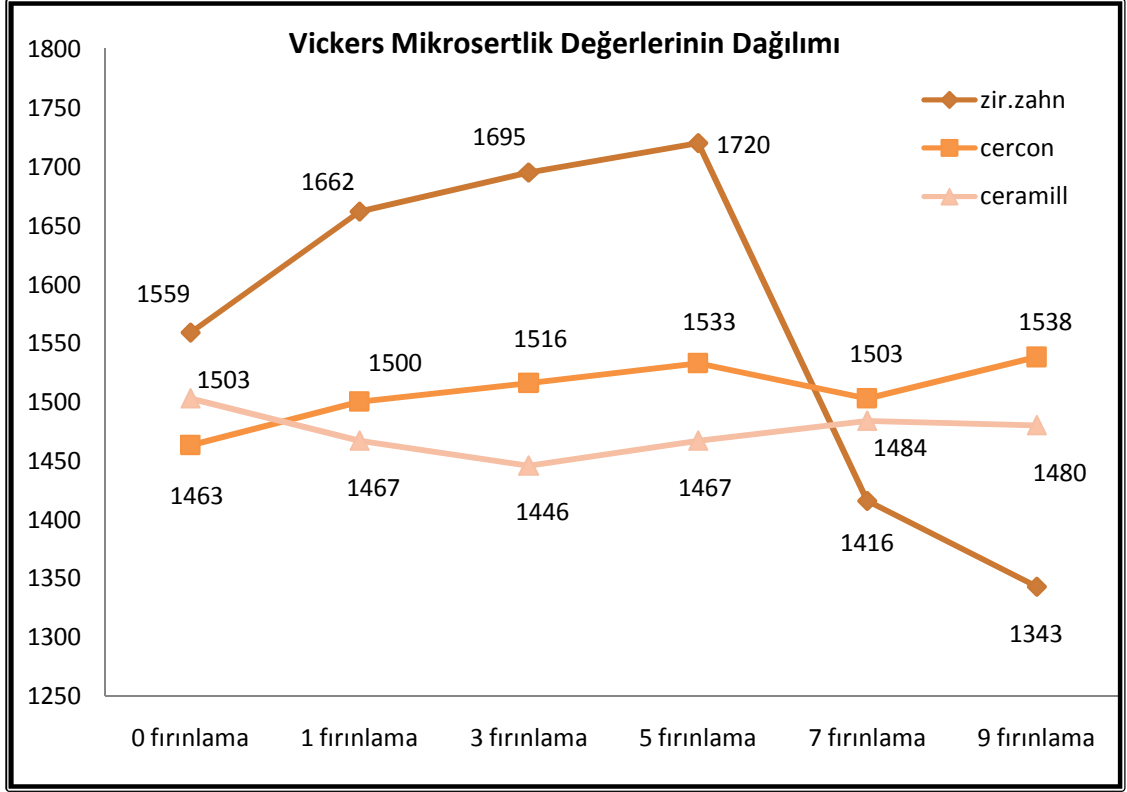
Üç fırınlama yapılan gruplarda üç farklı altyapı sistemi kullanılıp Vickers mikrosertlik alınan ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ( $p<0,01$ ). Zirkozahn grubunun Vickers mikrosertlik değerleri Cercon ve Ceramill gruplarına göre anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ( $p:0,001$ ;  $p:0,001$ ); Cercon grubunda Vickers mikrosertlik değerleri Ceramill grubuna göre anlamlı düzeyde yüksektir ( $p: 0,001$ ;  $p<0,01$ ).

Beş fırınlama yapılan gruplarda üç farklı altyapı sistemi kullanılıp Vickers mikrosertlik alınan ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ( $p<0,01$ ). Zirkozahn grubunun Vickers mikrosertlik değerleri Cercon ve Ceramill gruplarına göre anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ( $p:0,001$ ;  $p:0,001$ ); Cercon grubunda Vickers mikrosertlik değerleri Ceramill grubuna göre anlamlı düzeyde yüksektir ( $p: 0,022$ ;  $p<0,05$ ).

Yedi fırınlama yapılan gruplarda üç farklı altyapı sistemi kullanılıp Vickers mikrosertlik alınan ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ( $p<0,01$ ). Zirkozahn grubunun Vickers mikrosertlik değerleri Cercon ve Ceramill gruplarına göre anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ( $p:0,002$ ;  $p:0,014$ ); Cercon ve Ceramill gruplarının Vickers mikrosertlik değerleri arasında ise anlamlı farklılık saptanmamıştır.

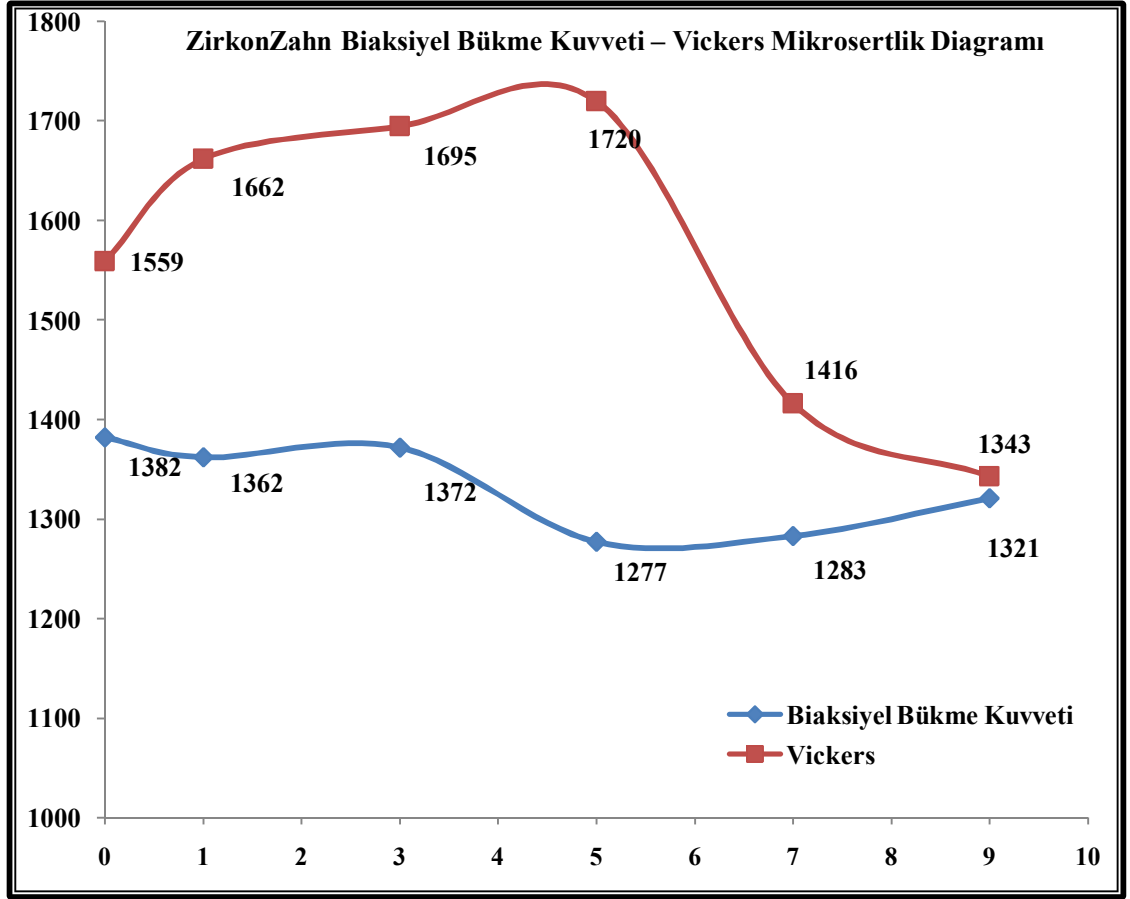
Dokuz fırınlama yapılan gruplarda üç farklı altyapı sistemi kullanılıp Vickers mikrosertlik alınan ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ( $p<0,01$ ). Zirkozahn grubunun Vickers mikrosertlik değerleri Cercon ve Ceramill gruplarına göre anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ( $p:0,001$ ;

p:0,001); Cercon grubunun Vickers mikrosertlik değerleri, Ceramill grubuna göre anlamlı derecede yüksek olarak saptanmıştır (p:0,002; p<0,01).



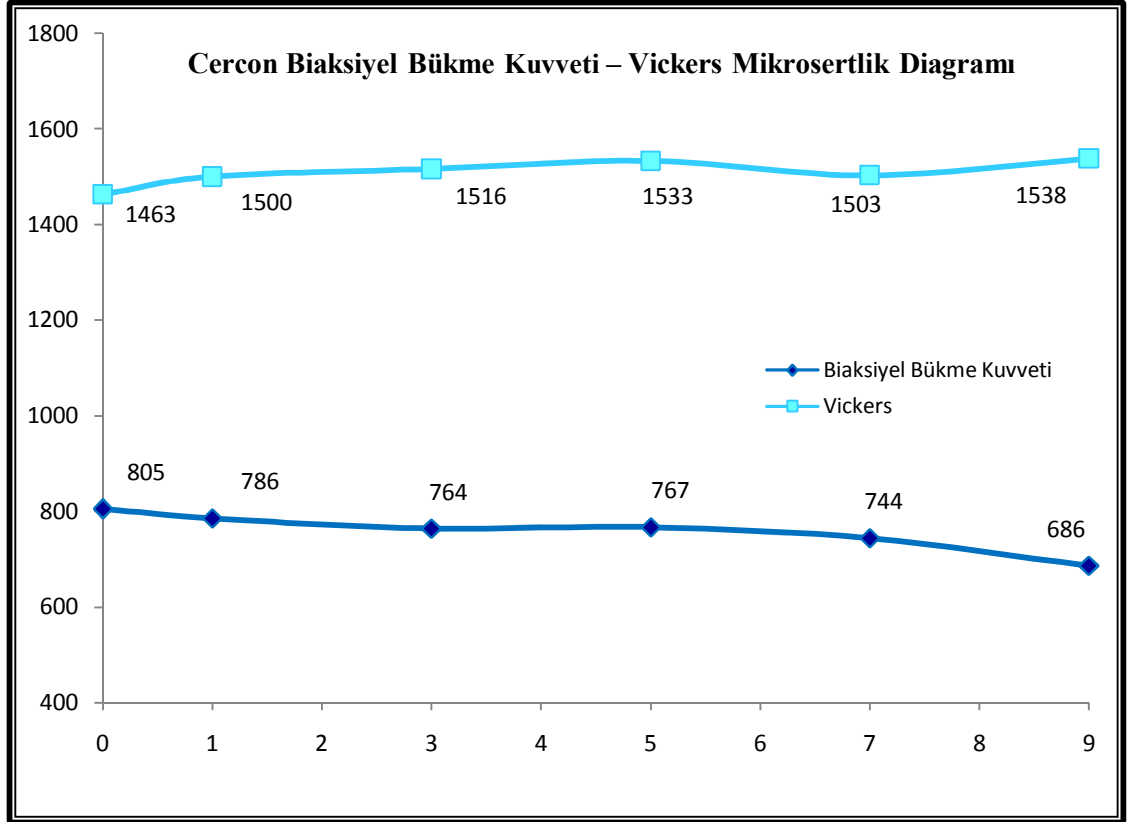
şekil 23. Gruplara göre Vickers mikrosertlik değerlerinin dağılımı.

Şekil 24'te ZirkonZahn alt yapı sistemi için biaksiyal bükme kuvveti ve Vickers mikrosertlik değerlerinin fırınlama sayılarına göre değişim eğrileri bir arada gösterilmektedir.



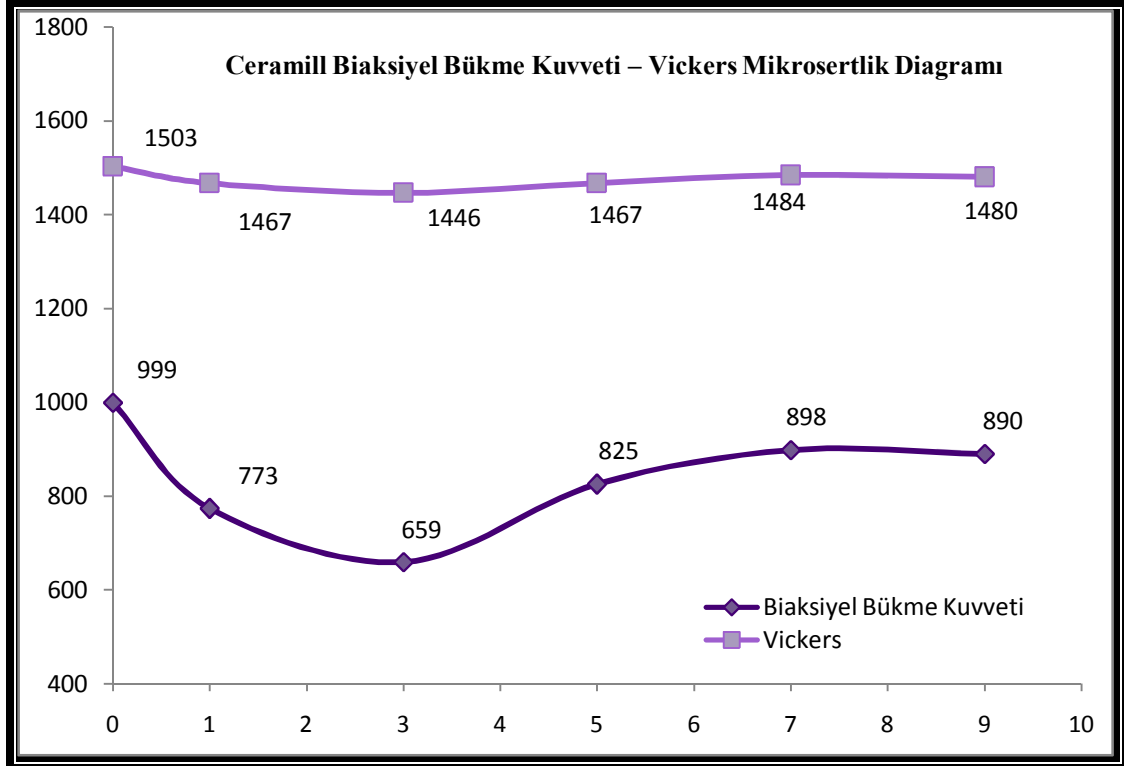
Şekil 24. ZirkonZahn grubu için Biaksiyel bükme kuvveti ve Vickers Mikrosertlik değerlerinin grafik dağılımı.

Şekil 25’te Cercon alt yapı sistemi için biaksiyel bükme kuvveti ve Vickers mikrosertlik değerlerinin fırınlama sayılarına göre değişim eğrileri bir arada gösterilmektedir.



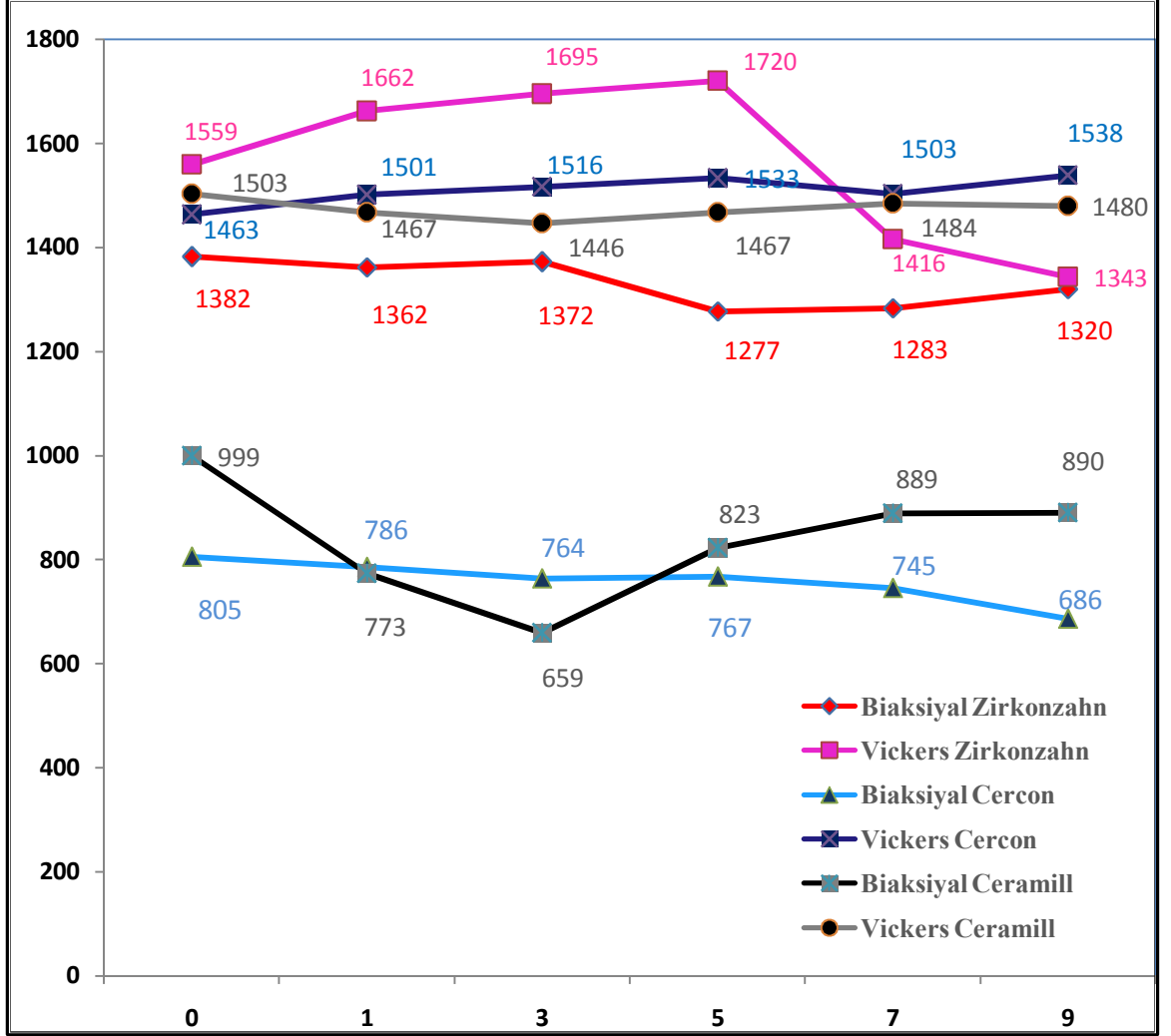
Şekil 25. Cercon grubu için Biaksiyel bükme kuvveti ve Vickers Mikrosertlik değerlerinin dağılımı.

Şekil 26’da Ceramill alt yapı sistemi için biaksiyel bükme kuvveti ve Vickers mikrosertlik değerlerinin fırınlama sayılarına göre değişim eğrileri bir arada gösterilmektedir.



Şekil 26. Ceramill grubu için Biaksiyel bükme kuvveti ve Vickers Mikrosertlik değerlerinin dağılımı.

Şekil 27’de üç alt yapı sistemi için fırınlama sayılarına göre biaksiyal bükme kuvveti ve Vickers mikrosertlik değerlerinin dağılım eğrileri bir arada gösterilmiştir.



Şekil 27. Tüm gruplar için biaksiyal bükme kuvveti ve Vickers mikrosertlik değerlerinin dağılım grafiği.

## 5. TARTIŞMA

Günümüzde estetik restorasyonlara duyulan gereksinim metal desteksiz seramiklerin gelişimini sağlamıştır. Yakın tarihe kadar, tüm seramik sistemlerin kullanımı sadece anterior dişler ile sınırlandırılırken, güçlendirilmiş seramik sistemlerinin geliştirilmesiyle günümüzde posterior dişlerde de uygulama alanı bulmuştur. En son geliştirilen yitrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP) yüksek dayanıklılığı ve biyouyumluluğu sayesinde yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (24, 113, 114, 116, 117). Bizim çalışmamızda da ticari olarak piyasada yerini almış 3 farklı zirkonya esaslı alt yapı seramiği olan Zirkozahn, Cercon ve Ceramill kullanılmıştır.

Çalışmamızda 3 farklı zirkonya altyapı seramik sistemine 1,3,5,7 ve 9 kez fırınlama yapılarak, uygulanan tekrarlayan ısı işleminin zirkonyanın mekanik özelliklerine etkisi incelenmiştir. Hiç fırınlama yapılmayan kontrol grubu ile fırınlama yapılan gruplar arasındaki mekanik özelliklerdeki değişimin belirlenmesi için biaksiyal bükme kuvveti ve Vickers mikrosertlik testleri uygulanmıştır.

Albakry ve arkadaşları (170), lösit içerikli IPS Empress, lityum disilikat içerikli IPS Empress 2 ve yeni üretilecek bir deney seramiğinin bükme dayanıklılıklarını araştırdıkları çalışmalarında, örneklerin yüzey bitimlerini ıslak ortamda 220, 320, 500, 600 ve 800 numara silikon karbit aşındırma kağıtları ile yapmışlardır. Aşındırma işlemlerinde bu protokolü izleyen başka çalışmalarda mevcuttur (189, 190, 191). Guazzato ve arkadaşları (156) Inceram Zirkonya'ya uygulanan ısı ve yüzey işlemlerinin kırılma dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmalarında 1200 numara silikon karbit aşındırma kağıdı kullanmışlardır. Tinschert ve arkadaşları (12), alumina, feldspar, lösit, mika ve zirkonya esaslı seramiklerin dayanıklılıklarını inceledikleri çalışmalarında 320, 600, 1200 ve 4000 numara silikon karbit aşındırma kağıdı kullanmışlardır. Charlton ve arkadaşları (140), IPS Empress CAD, Vitablocks Mark II ve Paradigm C seramiklerinin mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları



çalışmalarında 320, 400, 600, 800 ve 1200 numara silikon karbit aşındırma kağıdı kullanmışlardır. Bizim çalışmamızda da zirkonya altyapı örneklerin yüzey bitimlerinin hazırlanmasında 220, 320, 500, 600, 800 ve 1200 numara silikon karbit aşındırma kağıtları kullanılmıştır.

Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri, profilometre cihazı ile yapılmaktadır. Profilometre ölçümleri yüzey işlemlerinin oluşturduğu hasarın incelenmesinde SEM analizi ile beraber sık kullanılan bir yöntemdir (159). Bu teknikler, yüzey değerlendirmesinde kolay ve faydalı yöntemler olmasına karşın materyalin özelliklerinin değerlendirilmesinde tek başına yeterli değildir (161). Bu sebeple materyale uygulanan bitim işlemlerine bağlı olarak değişen ortalama yüzey pürüzlülüğü, bükme dayanıklılığını etkileyen faktörler arasında incelenmektedir (25, 168, 172). Bu araştırmaların sonuçları, yüzey pürüzlülüğünün hem geleneksel dental seramiklerde hem de yüksek dayanıklılığa sahip alt yapı seramiklerinde bükme kuvveti üzerinde etkili bir faktör olduğunu göstermiştir. Seramiklerin dayanıklılığını belirleyen yüzey çatlakları, yüzey pürüzlülüğünün fazla olduğu alanlarda stres artışı sebebiyle ilerleyerek kırılmaya sebep olmaktadır (172). Bu amaçla, çalışmamızda bükme kuvveti sonuçlarının daha doğru bir kıyaslama sağlayabilmesi için tüm örneklerin her iki yüzünde yüzey pürüzlükleri DIN 4762 standartlarına uygun olarak 3'er kez ölçüm yapılarak ortalamaları hesaplanmıştır. Tüm örneklerin yüzey pürüzsüzlüğü değerinin 0,050-0,100 µm aralığında olması sağlanıp her gruptaki örneklerin yüzeyleri standardize edilmiştir.

Zirkonya esaslı seramikler diş hekimliğinde ilk olarak 1990'ların başında, endodontik postlar ve implantların üst yapılarında kullanılırken (137), son yıllarda tüm seramik restorasyonlarda alternatif bir alt yapı materyali olmuştur (85, 117, 118, 121, 137). Zirkonya seramikler ile ilgili yapılan ilk çalışmalarda, materyalin biyouyumluluğu ve fiziksel özelliklerinin zamana bağlı değişimi incelenmiştir (14, 24, 111, 112, 113). Bu çalışmalarda zirkonyanın biyouyumlu olduğu ve zamana bağlı olarak dayanıklılığındaki azalmanın önemsiz olduğu bildirilmiştir.

Zirkonya esaslı seramiklerin biyouyumluluğunun yanı sıra mekanik özelliklerini de inceleyen bir çok çalışma yapılmıştır (10, 12, 14, 47, 76, 117, 125, 192). Bu çalışmalar, materyalin başlangıçta yüksek dayanıklılık ve kırılma tokluğu gibi olumlu mekanik özelliklere sahip olduğunu bildirmişlerdir. Son yıllarda yapılan çok sayıda çalışma ise üretim esnasında uygulanan işlemlerin zirkonya seramiklerin mekanik özellikleri üzerine etkisini incelemiştir (93, 114, 115, 135, 136, 137, 154, 156, 158).

Zirkonya alt yapılara üretimlerinin çeşitli aşamalarında uygulanan işlemler, farklı tiplerde yüzey hasarı ve çatlaklara sebep olmaktadır. CAD/CAM sisteminin kesme ve aşındırma işlemleri, bitmiş restorasyonun prepare edilmiş dişe uyumlanması sırasında yapılan aşındırmalar, veneer seramiğinin şekillendirilmesi esnasında uygulanan ısı işlemleri ve kumlama Y-TZP seramiklerin yapılarını ve mekanik özelliklerini etkileyen işlemlerdir (3, 9, 93, 115, 116, 147, 156, 157, 158). Bizim çalışmamızda ise ısının zirkonya altyapı sistemlerine etkisi incelenmiştir.

Tam seramiklerle ilgili yapılan birçok çalışmada, materyalin dayanıklılığını etkileyen faktörler üzerinde durulmuştur. Tam seramiklerde seramiğin fırınlama tekniğinin, ısısının ve fırınlama sayısının dayanıklılığa olan etkisi araştırılmıştır (25, 26, 27, 28, 29, 30, 31). Benzer şekilde bu işlemlerin materyalin yüzey sertliğine olan etkileri de araştırılmıştır (31, 193, 194). Yapılan çalışmalar genellikle veneer seramiğinde oluşan değişimleri araştırmış fakat altyapı seramiğinde bu işlemler sonucunda oluşan değişimler incelenmemiştir. Zirkonya alt yapı seramikleri opak görünüşleri nedeniyle estetik amaçla veneerlenmektedir (3, 13, 110). Zirkonya esaslı restorasyonların bitimi için ortalama olarak 5 fırınlama gerekmektedir. Dentin prova aşamasında hasta başında yapılan düzenlemelerle birlikte fırınlama sayısı daha da artmaktadır. Okluzal düzenlemeler, kontak ilişkilerin düzenlenmesi, marjinal bütünlük ve estetik uyumlamalar nedeniyle restorasyonun defalarca fırınlaması gerekmektedir. Bu durum restorasyonun üye sayısı arttıkça daha kaçınılmaz bir hal almaktadır. Bizim çalışmamızda zirkonya esaslı tam seramik restorasyonların hazırlanmasından hasta ağızına simante edilmesine kadar geçen

süreçte karşılaşılan çeşitli problemlerden dolayı tekrar fırınlanmasının bu materyallerin dayanıklılığını ve mikrosertliğini nasıl etkilediği incelenmiştir.

Tekrarlanan fırınlamaların seramik materyalinin kırılma dayanıklılığına etkisini araştıran birçok araştırmacı çalışmalarında örnekleri en az 1, en fazla 9 kez fırınlamışlardır (28, 161, 195, 196, 197). İlk 5 fırınlama standart olarak restorasyonun bitimi için gerekli iken 5 üstü fırınlamalar klinikte karşılaşılan uyum problemlerinin düzenlenmesi için hekim ve hastanın istekleri doğrultusunda yapılan ekstra fırınlamalardır. Çalışmamızda hiç fırınlanmayan kontrol grubunun yanında 1, 3, 5, 7 ve 9 kez fırınlama yapılarak biaksiyal bükme dayanımı ve mikrosertlik ölçümleri yapılarak fırınlamaların bu mekanik özelliklere etkileri incelenmiştir.

Metal desteksiz seramiklerin, kron ve köprü protezlerinde kullanılabilmesi için yeterli dayanıklılığa sahip olmaları gerekmektedir. Ancak yüklenebilme kapasitelerinin azlığı önemli bir problem oluşturmaktadır. Bu sorun, özellikle çiğneme kuvvetlerinin, anterior dişlere nazaran çok daha yüksek olduğu posterior bölge köprü restorasyonlarında karşımıza çıkmaktadır (135).

Dental restorasyonlar çiğneme ve yutkunma esnasında aralıklı olarak oklüzal kuvvetlere maruz kalmaktadırlar. Ağız ortamında oluşan kuvvetler göz önüne alındığında, posterior bölgeye uygulanan tam seramik kron ve köprü protezlerinin başarılı olabilmesi için restorasyonun 150–665 N'luk oklüzal kuvvetlere dayanabilmesi gerekmektedir (148). Diğer bir araştırmada ise ön bölgede sabit protetik restorasyonların en az 400 N, posterior bölgelerde ise 600 N değerinde kırılma direncine sahip olması gerektiği bildirilmiştir (136).

Bu amaçla yeni geliştirilen Y-TZP'nin diğer dental seramiklere göre yüksek dayanıklılığı ve sertliği, sinterize edilmiş materyalin oda ısısında yarı stabil tetragonal kristal yapıya sahip olmasından kaynaklanmaktadır. Stres alanlarında tetragonal kristallerin, hacmi daha fazla olan monoklinik kristallere dönüşmesi kitlede bulunan çatlakların yayılımını önleyerek seramiği güçlendirmektedir (14, 173).

Dayanıklılık, materyalin kırıldığı an kaydedilen en yüksek stres olarak tanımlanır ve seramikler gibi kırılğan materyallerin başarısını belirleyen önemli bir mekanik özelliktir (168, 170).

Tam seramik restorasyonlarda kullanılan alt yapı seramiklerinin dayanıklılıklarını değerlendirmek için farklı laboratuvar testleri kullanılmaktadır. Bükme kuvveti testleri; alt yapının kalınlığı, tasarımı, ağız içindeki oklüzal yükleme ve çevresel faktörlerin göz ardı edilmesi gibi dezavantajlarına rağmen (7), dayanıklılığı etkileyen değişik faktörlerin değerlendirilmesinde testlerin kontrollü bir ortamda yapılabileceği yöntemlerdir (115).

Seramiklerin dayanıklılık değerlerindeki farklılıklar, test örneğinin üretim tekniği ve içerdiği çatlak miktarına bağlıdır. Ayrıca, test yöntemi, örnek boyutları, test ortamı, yüzey bitim şekli, yükleme hızı ve örneğin stres uygulanan alanı seramiklerin dayanıklılığını belirleyen diğer faktörlerdir (170). Seramiklerin bükme dayanıklılıklarını belirlemede tek eksenli bükme testleri (10, 76, 125, 137, 145) ve iki eksenli bükme testleri (29, 80, 116, 170, 178, 180, 189, 190, 191) kullanılmaktadır (174). Tek eksenli (3-nokta ve 4-nokta) bükme testleri, örnek kenarlarındaki çatlaklara ve örnek hazırlanırken oluşan dikey yüzey çatlaklarına karşı hassastır (29). Bunun yanında test örneklerinin boyutları dental restorasyonlardan oldukça farklıdır (171).

3 nokta eğme deneyi ile karşılaştırıldığında , 4 nokta eğme deneyi ve biaksiyal bükme deneyi test bölgesindeki düşük derecedeki makaslama kuvvetini belirler ve yükün tam merkeze uygulanmasını sağlar (173, 174, 178, 179). Bu nedenle 4 nokta ve biaksiyal bükme deneyindeki gerilim saf bükmeye yakındır (178, 179).

Chai ve arkadaşları (182) ile Zeng ve arkadaşları (173) yaptıkları çalışmalarda çeşitli alt yapı seramiklerinin bükme dayanıklılıklarını hem tek eksenli hem de iki eksenli bükme testi ile değerlendirmişler ve test sonuçlarını karşılaştırmışlardır. Bu araştırmalar, iki eksenli bükme kuvveti testleri sonuçlarının tek eksenlilere göre anlamlı şekilde yüksek kırılma stresi gösterdiğini bildirmişlerdir. Disk şeklindeki örneklerin merkezden yüklenmeleri ile gerçekleştirilen iki eksenli bükme testleri, tek

eksenli testlerin dezavantajlarını ortadan kaldırmaktadır (176, 180). ISO 6872 standardı (176) tarafından önerilen iki eksenli bükme testlerinde yükleme ortadan yapıldığı için dayanıklılık değerleri, örnek kenarlarındaki çatlaklardan etkilenmez ve örneklerin yüzeylerindeki küçük hatalar göz ardı edilebilir (178, 179).

Tek eksenli testlerde kullanılan örneklere kıyasla iki eksenli testlerde kullanılan daha küçük boyutlardaki örneklerin klinik restorasyonlara daha yakın olması bu test yönteminin tercih edilmesini sağlamaktadır (47, 174).

Çalışmamızda, tekrarlanan fırınlama uygulanmış 3 farklı Y-TZP seramik materyaline, iki eksenli bükme testlerinden üç top üzerinde piston testi kullanılmıştır. Disk şeklinde örnek, kenarlarına yakın ve yük uygulayan pistondan eşit uzaklıkta konumlanmış 3 top tarafında desteklenmiştir. Topların, piston kenarlarına yakın pozisyonda ve eşit mesafede yer alması örnek yüzeylerinin düzlüğündeki ve paralelligindeki küçük sapmaları karşılayarak düzgün olmayan örneklerin test edilmesine müsaade etmektedir (180).

Zirkonya esaslı seramiklerin dayanıklılıklarını, biaksiyal bükme testi kullanarak diğer alt yapı seramikleri ile karşılaştıran çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Bu araştırmaların sonuçları, Y-TZP esaslı seramiklerin, tüm alt yapı seramiklerinden daha iyi mekanik özelliklere sahip olduğunu göstermiştir (10, 12, 29, 47, 115, 116).

Guazzato ve arkadaşları (47), In-Ceram Alumina (ICA) ve In-Ceram Zirconia (ICZ) seramiklerinin mekanik özelliklerini karşılaştırmışlardır. ICA'nın iki eksenli bükme kuvvetinin  $600 (\pm 60)$  MPa ve ICZ'nin kuvvetinin  $620 (\pm 61)$  MPa olduğunu bulmuşlardır. Materyallerin bükme dayanıklılıkları arasındaki farkın istatistik olarak önemli olmadığını ancak ICZ'nin kırılma tokluğunun önemli ölçüde yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Itinoche ve arkadaşları (177) ICZ ve Procera AllCeram alt yapı seramiklerine periyodik yükleme uyguladıktan sonra iki eksenli bükme kuvveti testi uygulamışlardır. Yoğun sinterize alümina yapısında olan Procera'nın bükme

kuvvetini ( $647 \pm 48$  MPa), zirkonya ile güçlendirilmiş cam infiltre alümina yapısındaki ICZ'den ( $497 \pm 35$  MPa) önemli şekilde yüksek bulunmuştur.

Guazzato ve arkadaşları (156), zirkonya ile güçlendirilmiş alümina esaslı seramik bloklardan CAD/CAM yöntemi ile şekillendirdikleri örnekler üzerine uygulanan yüzey ve ısı işlemlerinin dayanıklılığa etkisini inceledikleri çalışmalarının sonucunda kumlama uygulanmış örneklerde % 22, polisajlanmış örneklerde % 19 ve aşındırılmış örneklerde % 17 monoklinik faz tespit etmişlerdir. Ancak ısı uygulamaları sonrası düşük miktarlarda monoklinik zirkonya bulunduğunu bildirmişlerdir. Bunun sebebinin, ısı uygulamalarının faz değişimini ters yönde etkileyerek faz değiştirmiş monoklinik zirkonyayı tekrar tetragonal faza dönüştürmesi olduğunu açıklamışlardır.

Guazzato ve arkadaşları (9), yüzey ve ısı uygulamalarının Y-TZP seramiklerin bükme dayanıklılığı üzerine etkisini inceledikleri başka bir çalışmada DC-Zirkon materyalini kullanmışlardır. Örnekler kumlama, aşındırma ve cilalama işlemlerine tabi tutulup her gruptan örneklerin yarısına seramik ve glaze fırınlaması yapılmıştır. Sonuçta, en yüksek göreceli monoklinik faz miktarını kumlama sonrası (%9,5) tespit etmişlerdir. Kumlama ve aşındırmanın mekanik direnci yükselttiği, mekanik cilalamanın ise yüzeydeki baskı kuvvetlerini kaldırdığı için direnci düşürdüğünü bildirmişlerdir. Aşındırma ve kumlama sonrası yapılan fırınlamanın ise mekanik direnci azalttığı vurgulanmıştır. Kumlanan örneklerde direnç fırınlama sonrası 1540 MPa değerinden 955 MPa değerine düşmüştür. Fırınlanan örneklerde monoklinik taneciklerinin sayısı önemsenmeyecek kadar azdır ve bu durum ısı uygulamasının t-m faz transformasyonunu ters yönde tetiklediğini kanıtlamaktadır. Fırınlama yapılan gruplar içinde kumlanan örneklerde direnç azalması, aşındırılan örneklerden çok daha belirgindir, bu durumun, kumlamanın aşındırmaya göre daha net bir yüzey hasarına sebep olmasından kaynaklandığı bildirilmiştir.

Isı uygulamasının monoklinik fazı tekrar tetragonal yapıya dönüştürdüğü bulgusunu destekleyen başka bir çalışma da De Kler ve arkadaşları (144) tarafından gerçekleştirilmiştir. Cercon örnekler üzerine sinterizasyon sonrası kumlama uygulamışlar, XRD analizi sonucunda yüzeyden 27 µm derinliğinde tetragonal fazdan monoklinik

faza dönüşmüş zirkonyanın olduğunu bildirmişlerdir. Bu örneklerde veneer seramiği uygulanması sonrasında monoklinik faz bulunamamıştır.

Øilo ve arkadaşları (145), tekrarlanan fırınlamanın zirkonya kor materyalinin mekanik özelliklerine etkisini araştırdıkları çalışmalarında, DC-Zirkon kor seramiğine 0, 1, 3 ve 5 fırınlama yaparak biaksiyal bükme kuvveti, yüzey sertliği ve yüzey pürüzsüzlüğünü değerlendirmişlerdir. Fırınlanmayan örneklerde biaksiyal bükme kuvveti (1503 MPa) ve yüzey sertliği değerleri (1571 HVN), 1 kez fırınlanan örneklerle göre anlamlı dercede yüksek bulunmuş (1211MPa; 1425HVN), yüzey pürüzsüzlüğü ise değişmemiştir. 1, 3 ve 5 fırınlama yapılan örneklerde biaksiyal bükme kuvveti ve yüzey sertliği değerlerinde anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. Araştırmacılar, ilk fırınlama sonrasında yapılan diğer fırınlamaları zirkonyanın mekanik özelliklerini etkilemediği, ilk fırınlamadaki azalmanın zirkonyanın tersine faz transformasyonuna bağlı olduğunu bildirmişlerdir.

Sundh ve arkadaşlarının (3), zirkonya köprülerde seramik uygulanmaksızın fırınlama, seramik uygulanarak veneerleme ve mekanik yaşlandırma sonrası kırılma dayanımını araştırdıkları çalışmalarında, veneerleme ve fırınlamanın kırılma dayanımını azalttığını bildirmişlerdir. Bu azalmaya sebep olarak zirkonyanın kazınıp aşındırılması sırasında yüzeyde oluşan baskı kuvvetlerinin ısı işlemleri sonucunda ortadan kalkması, zirkonyanın yapısındaki faz transformasyon mekanizmasının ısı ile ters yönde aktive olması ve ısı işlemleri sonucunda tanecik çapında oluşan değişimler olabileceği bildirilmiştir.

Sundh ve arkadaşlarının (192), yaptıkları benzer başka bir çalışmada Vita In-Ceram 2000 YZ Cubes ve Denzir-M kor seramiklerinin ısı ve veneerleme ile kırılma dayanıklılıkları ölçülmüştür. Isı ve veneerleme işlemi Denzir-M kullanılan örneklerde dayanıklılığı düşürürken, Vita In-Ceram 2000 YZ Cubes örneklerde dayanıklılığı arttırmıştır. Denzir-M örneklerde dayanıklılıkta ki azalmanın, benzer çalışmalarda da olduğu gibi fırınlama sırasında yüzeydeki baskı stresslerinin kalkmasına ve faz transformasyonuna bağlı olabileceği bildirilmiştir. Vita In-Ceram 2000 YZ Cubes örneklerde ısı ve veneerleme ile dayanıklılıkta görülen artışın, kor

yüzeyindeki muhtemel düzensizliklerin veneer seramiği ile kapanmış olması ve veneer seramiğin baskı stressleri doğurmuş olması ile açıklanmaya çalışılmıştır.

Tholey ve arkadaşlarının (149), veneerleme işlemi sonrasında zirkonya seramik arayüzündeki değişimleri değerlendirdikleri SEM çalışmasında, zirkonya kor seramiğinde ki kimyasal değişimlerin 950°C'nin üzerindeki sıcaklıklarda gerçekleştiği ve bu duruma veneer seramiğinin likit yapısının sebep olduğu bildirilmiştir. Seramik tozuyla yapılan uygulamalarda faz yapısında bir değişim olmadığı gözlenmiştir.

Wang ve arkadaşlarının (199), CAD/CAM zirkonya kor seramiğinde kuvveti etkileyen değişkenler üzerine yaptıkları çalışmalarında Cercon kor seramiğine cilalama, aşındırma, kumlama ve fırınlama işlemleri uygulayarak dayanıklılığını değerlendirmişlerdir. Yapılan birçok çalışmanın aksine fırınlamanın kor seramiğinin dayanıklılığında herhangi bir azalmaya sebep olmadığını bildirmişlerdir. Araştırmacılar ayrıca CAD/CAM sistemlerle yapılan aşındırmaların oluşturduğu hasarların materyale sonradan uygulanacak işlemler sonucunda dayanıklılığının azalmasına sebep olabileceğini de vurgulamışlardır.

Sato ve arkadaşları (202), ısı ve kumlama işlemlerinin zirkonya seramiklerin mekanik özelliklerine etkisini araştırdıkları çalışmalarında diğer çalışmalarla benzer şekilde kumlamanın monoklinik tanecik miktarını ve biaksiyal bükme kuvvetini arttırdığını ancak ısı işleminin bu değerleri azalttığını bildirmişlerdir.

Kosmac ve arkadaşlarının (115), aşındırma ve kumlamanın zirkonyanın kırılma dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmalarında, zirkonyanın aşındırılması sırasında açığa çıkan ısının yüzeyde tersine faz transformasyonunu aktive ederek kırılma dayanımında azalmaya sebep olduğu, kumlama işleminin ise kırılma dayanımını arttığı bildirilmiştir.

Kanno ve arkadaşlarının (203), zirkonya abutmentlarda veneerlemenin etkilerini incelediklerinde, veneer seramiğinin sinterlenmesinden sonra yüzey pürüzlülüğünün artıp yüzey sertliğinin %2 oranında azaldığını bildirmişlerdir.



Araştırmacılar düşük termal iletkenliğe sahip olan zirkonya seramiğin veneerleme sırasında ısısının hızla yükseldiği ve bu nedenle açığa çıkan termal streslerin yüzey sertliğindeki azalmadan sorumlu olabileceğini bildirmişlerdir.

Kobayashi ve arkadaşları (204), elektronik endüstrisinde yalıtım için kullanılan seramikle plazma sprej kaplama yöntemlerinden zirkonya ile kaplama işlemini ve kaplamanın sertliğinde ısının rolünü incelemişlerdir. Plazma sprej yöntemi ile kaplanan zirkonya seramiği 1 saat süreyle 800 C’de ısıtılarak renk değişimi, Vickers yüzey sertliği ve X-ray difraksiyon analizi ile tanecik yapısındaki değişim izlenmiştir. Isı uygulamasından sonra yüzey sertliğinin 950 HV değerinden 650 HV değerine düştüğü gözlenmiştir. Araştırmacılar, ısının zirkonyanın iç yapısındaki stresi ortadan kaldırdığı için yüzey sertliğinde azalmaya sebep olduğunu bildirmişlerdir.

Guo (205), su yada buharla yaşlandırma işlemi ile zirkonyanın bozunmasını ve bu durumda ısı uygulamasının etkilerini incelemiş ve bu işlemler sırasında oluşan reaksiyonları bildirmiştir: 1) su ya da nem varlığında  $ZrO_2$  su emer, 2) emilen su, yüzeydeki  $O_2$  atomları ile reaksiyona girerek  $OH^-$  iyonları açığa çıkarır, 3)  $OH^-$  iyonları yüzeydeki  $O_2$  atomlarını yok ederken  $ZrO_2$  kafesi içine gömülür, 4)  $O_2$  miktarı kritik bir seviyenin altına indiğinde tetragonal faz mevcudiyetini koruyamaz, faz transformasyonu başlar ve tetragonal yapı monoklinik yapıya dönüşür. Yapıya ısı uygulandığında ise oluşan buharlaşma ile  $OH^-$  iyonlarının giderek azalması sonucunda tüm bu reaksiyonlar ve faz transformasyonu ters yönde etkileşir.

Kao ve arkadaşları (206), aşındırmanın zirkonyanın yüzey özelliklerine etkisini farklı aşındırma işlemleri ile 1100 ve 1300 C ısı uygulayarak X-ray difraksiyon analizi, SEM (Scanning Electron Microscopy) ve TEM (Transmission Electron Microscopy) yöntemleri ile araştırmışlardır. Isı uygulamasının yapıdaki monoklinik tanecikleri azalttığı, aşındırma ve ısı uygulamasının tanecik yapısını 0,38  $\mu m$ ’dan 0,15 $\mu m$ ’ye düşürdüğü bildirilmiştir.

Zirkonya kor yapısı veneerleme prosedürü için kumlanmakta ve 800-950°C arasında ortama 5 ve üzeri sayıda fırınlama işlemine maruz kalmaktadır. Kumlama

ve fırınlama işlemleri zirkonya kor seramiğinin mekanik özelliklerini değiştirmektedir. Bu durum şu mekanizmayla açıklanmaktadır: kumlama işlemi ile tetragonalden monoklinik yapıya dönüşen kristal yapıda oluşan hacim artışı ile birlikte dayanıklılık artmakta, fırınlama işlemi uygulanınca kristal yapı tekrar tetragonal faza geçiş yaparak dayanıklılığın azalmasına sebep olmaktadır (15,146).

Zirkonya kor seramiği hazırlanırken yapılan yüzey işlemlerine bağlı materyalde oluşan hasarların ısı uygulanmasından sonra belirginleştiği (164), örnek içindeki porozite ve yapısal düzensizliklerin ısı ile artarak mevcut çatlakların ilerlemesine sebep olabileceği (24), ve zirkonyanın faz transformasyon kapasitesinin ısı uygulaması ile bozulup, azalabileceği önerilmiştir (165).

Sertlik; deformasyona, yoğunlaşmaya, kırılmaya karşı direnci karakterize etmeyi sağlayan bir değerdir. Sertlik testleri materyallerin mekanik özelliklerindeki değişiklikleri anlamak için kullanılırlar (31,194). Elmas piramit sertlik testi olarak da bilinen Vickers mikrosertlik testi, diş hekimliğinde dental altın döküm alaşımları ve kırılğan materyallerin sertliğinin belirlenmesi için uygundur, bu nedenle diş yapısının sertliğinin ölçülmesinde de kullanılmaktadır (183,184). Bizim çalışmamızda da sertlik testi uygulamasında tam seramikler için en uygun test olan Vickers metodu kullanılmıştır.

Liang ve arkadaşları (186), zirkonyanın özellikleri üzerine çalıştıkları araştırmalarında, yüzey sertliğinin değerlendirilmesinde Vickers mikrosertlik metodunu kullanıp, yükü 10s. uygulayarak örneğin 5 farklı noktasında ölçüm yapmışlardır. Hjerppe ve arkadaşları (185), sinterleme süresinin Zirkozahn'ın mekanik özelliklerine etkisini araştırdıkları çalışmalarında yüzey sertliği için Vickers mikrosertlik metodunu kullanıp 9.8N (1 kg) yük uygulamışlardır. Curtis ve arkadaşları (127), yüzey modifikasyonlarının Lava zirkonya sisteminin mekanik özelliklerine etkisini araştırdıkları çalışmalarında yüzey sertliği için Vickers mikrosertlik metodunu kullanıp 9.8 N (1 kg) yük uygulamışlardır. Charlton ve arkadaşları (140), IPS Empress CAD, Vitablocks Mark II ve Paradigm C seramiklerinin mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, mikrosertlik deneyi için Vickers metodunu kullanıp 10 sn. süre ile 9.8 N (1 kg) yük

uygulamışlardır. Bizim çalışmamızda da Vickers mikrosertlik testinin uygulanmasında 9.8N (1kg) yük 10 sn. süre ile uygulanmış, her örnekten 5 farklı ölçüm yapıp ortalamalar hesaplanarak değerlendirme yapılmıştır.

Çalışmamızda kullanılan Y-TZP esaslı alt yapı seramikleri Zirkonzahn, Cercon ve Ceramill'dir. Cercon materyaline uygulanan farklı yüzey işlemlerinin, eskitmenin ve yüksek sıcaklıklarda fırınlamanın mekanik özellikleri üzerine olan etkilerini araştıran çalışmalar yapılmıştır (16,112,182,190,199). Zirkonzahn materyallerinin incelendiği iki adet çalışmaya rastlanmıştır (185,200). Ceramill ile ilgili bir literatür çalışmasına rastlanmamıştır.

Yılmaz ve arkadaşları (29), farklı alt yapı seramiklerinin mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında Y-TZP esaslı Cercon materyalinin, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ICZ) ve diğer alt yapı seramiklerinin (Finesse, Cergo, IPS Empress, ICA) tümünden yüksek bükme kuvveti ve kırılma tokluğu gösterdiğini bulmuşlardır.

Aboushelib ve arkadaşlarının (16), iki tabakalı seramik sistemlerde (kor+veneer) yükleme methodunun kırılma mekanizmasına etkisini inceledikleri çalışmalarında tek tabakalı olarak ölçtükleri Cercon materyalinin biaksiyal bükme kuvveti değerini 837.1 MPa, yüzey sertliği değerini ise 1330 HVN olarak bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde Cercon için kontrol grubunda biaksiyal bükme dayanımı  $805\pm 87$  MPa, yüzey sertliği ise  $1463\pm 42$  HVN olarak bulunmuştur.

Chen ve arkadaşları (190), 4 farklı kor seramiğinin (IPS Empress 2 dentin, VITA In-Ceram Alumina, VITA In-Ceram Zirconia, Cercon Base Zirconia) biaksiyal bükme kuvveti ve translüsentliğini değerlendirmiş, Cercon'un  $910.5\pm 95.3$  MPa ile en yüksek biaksiyal bükme kuvvetine sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Chai ve arkadaşları (182), ICZ, IC 200 YZ Cubes (YZ Zirconia) ve Cercon olmak üzere 3 farklı zirkonya esaslı alt yapı seramiği ile IPS Empress 2' ye biaksiyal bükme kuvveti testi uygulamışlardır. Sonuçta, en yüksek bükme kuvvetini gösteren

materyalin YZ Zirconia ( $1107 \pm 95$  MPa), daha sonra Cercon ( $927 \pm 146$  MPa) ve ICZ ( $523 \pm 51$  MPa) olduğunu bildirmişlerdir.

Ban, zirkonya üzerine yaptığı çalışmalarda (15,201), Cercon materyalinin uniaxial bükme kuvvetini 900-1200MPa arasında, yüzey sertliği değerini ise 1275 HVN olarak bildirmiştir.

Pittayachawan ve arkadaşları (207), Cercon materyalinin biaksiyal bükme kuvveti, yüzey sertliği ve yorgunluk direncini inceledikleri çalışmalarında biaksiyal bükme kuvvetini 823.3 MPa, yüzey sertliğini 1378.7 HVN olarak bildirmişlerdir. Araştırmacıların biaksiyal bükme kuvveti için bildirdiği sonuçlar bizim bulduğumuz değerler ( $805 \pm 87$  MPa) ile benzerlik göstermektedir. Pittayachawan ve arkadaşlarının yaptığı bu çalışmada Vickers sertlik deneyi için 2kg yük uygulanmıştır. Yüzey sertlik değerlerinde bizim sonuçlarımızla ( $1463 \pm 42$  HVN) bu çalışma arasında görülen farklılığın deneyde uygulanan yük miktarlarındaki değişkenlikten kaynaklandığı düşünülebilir.

De Kler ve arkadaşları (144), veneerleme yapılan zirkonya disklerde termal katsayı uyumsuzluğu ve yorgunluğun faz transformasyonuna etkisini araştırdıkları çalışmalarında Cercon materyalinin biaksiyal bükme kuvvetini 900 MPa olarak bildirmişlerdir. Araştırmacıların biaksiyal bükme kuvveti için bildirdiği sonuçlar bizim bulduğumuz değerler ( $805 \pm 87$  MPa) ile benzerlik göstermektedir.

Cercon altyapı seramiği ile ilgili üretici firmanın verdiği bilgiler bükme kuvveti 1200 MPa olarak göstermiştir (90). Bizim çalışmamızda ise biaksiyal bükme dayanıklılığı  $805 \pm 87$  MPa olarak bulunmuştur.

Çalışmamızda Cercon altyapı seramik örneklerinde kontrol grubu ile kıyaslandığında biaksiyal bükme dayanıklılığı fırınlama sayısı ile birlikte kademeli olarak azalmıştır. En yüksek biaksiyal bükme kuvveti değerini kontrol grubu ( $805 \pm 87$  MPa) gösterirken, en düşük biaksiyal bükme kuvveti değeri 9. fırınlama grubu ( $686 \pm 96$  MPa) göstermiştir. Fırınlama sayıları ile birlikte görülen bu azalma istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Fırınlama sayıları ile birlikte biaksiyal

bükme kuvvetinde görülen azalmanın zirkonyanın kristal yapısında tekrarlanan ısı uygulaması ile birlikte görülen tersine faz transformasyonunun etkili olduğu düşünülmektedir. Altyapı örneklerin üretimi sırasında yapılan aşındırma işlemlerinin oluşturduğu hasarın ısı uygulaması sonrasında mekanik direnci azaltmış olması da söz konusudur (164, 165).

Cercon altyapı seramik örneklerinde, yüzey sertliği değeri fırınlama sayısı ile birlikte kademeli olarak artmıştır. En yüksek mikrosertlik değeri 9. fırınlama grubunda ( $1538 \pm 33$  HVN) görülürken, en düşük sertlik değeri kontrol grubunda ( $1463 \pm 42$  HVN) görülmektedir. Zirkonya materyalinde faz transformasyonu örnek yüzeyinde görülmektedir. Yüzeyde görülen bu kristal faz değişiminin ısının etkisi ile fırınlama sayısı arttıkça yüzey sertliğini arttırmış olabileceği düşünülmektedir.

Curtis ve arkadaşları (127), yüzey modifikasyonlarının Y-TZP seramiklerin performansına etkisini araştırdıkları çalışmalarında aşındırma ve kumlamanın biaksiyal bükme kuvveti, yüzey sertliği ve yüzey pürüzlülüğüne etkisini incelemişlerdir. Yüzey modifikasyonlarının faz transformasyonunu aktive ederek yüzeyde kompresif bir stress oluşumuna sebep olduğunu, bu durumun biaksiyal bükme kuvvetini azaltırken, yüzey sertliğini arttırdığını bildirmişlerdir. Araştırmacıların sonuçlarına benzer şekilde bizim çalışmamızda da Cercon örneklerde ısının etkisi ile biaksiyal bükme kuvveti azalırken, yüzey sertliği artış göstermiştir.

Hjerppe ve arkadaşları (185), zirkonya seramiklerde sinterleme süresinin etkisini araştırdıkları çalışmalarında, 1.6 ve 3 saatlik iki farklı sinterleme süresi ve yaşlandırma uygulamasıyla Zirkozahn kor seramiğinin biaksiyal bükme kuvvetini ve yüzey sertliğini ölçmüşlerdir. Normal sinterleme programı uygulanan ve yaşlandırma yapılmayan örneklerde biaksiyal bükme kuvveti 1096.6 Mpa, yüzey sertliği 1532.1 HVN olarak bulunmuştur. Uzun sinterleme programı uygulanan örneklerde biaksiyal bükme kuvveti 1074.7 MPa, yüzey sertliği 1519.2 HVN, yaşlandırma uygulanan örneklerde de biaksiyal bükme kuvveti sırasıyla 1057,2 MPa, 1127,1 MPa; yüzey sertliği ise 1502.6 ve 1478.2 HVN olarak bulunmuştur. Araştırmacılar sinterleme süresinin biaksiyal bükme kuvvetini etkilemediğini

bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda Zirkonzahn kontrol grubunda biaksiyal bükme kuvveti  $1382\pm110$  MPa, yüzey sertliği  $1559\pm103$  HVN olarak bulunmuştur.

Hjerppe ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada sinterleme süresi 1.6 ve 3 saat olarak gerçekleştirilmiş iken bizim çalışmamızda sinterleme süresi üretici firmanın talimatları doğrultusunda  $1500\text{ C}^\circ$ 'de 8 saat süreyle uygulanmıştır. Çalışma sonuçlarında görünen küçük farklılıkların sinterleme sürelerinde ki farklılıktan kaynaklandığı düşünülebilir.

Hjerppe ve arkadaşlarının yaptıkları bir başka çalışmada (200), veneer seramik ilavesinin ve bu sırada uygulanan ısı işlemlerinin Zirkonzahn kor seramiğinin mekanik özelliklerine etkisini araştırmışlardır. Çalışmada herhangi bir uygulama yapılmayan kontrol grubunda biaksiyal bükme kuvveti  $942\pm142$  MPa, yüzey sertlik değeri ise  $1420\pm62$  HVN, bir kere fırınlanan grupta biaksiyal bükme kuvveti  $932\pm167$  MPa, yüzey sertliği  $1443\pm112$  HVN, iki kere fırınlanan grupta biaksiyal bükme kuvveti  $976\pm94$  MPa, yüzey sertliği  $1382\pm58$  HVN, glaze uygulanan grupta biaksiyal bükme kuvveti  $699\pm93$ MPa, yüzey sertliği  $1399\pm105$  MPa, dentin seramiği ve glaze uygulanan grupta ise biaksiyal bükme kuvveti  $581\pm83$  MPa, yüzey sertliği  $1437\pm63$  HVN olarak bulunmuştur.

Araştırmacılar, fırınlamanın zirkonya kor seramiğin mekanik özelliklerini etkilemediğini ancak seramik ve glaze uygulamasının biaksiyal bükme kuvvetini azalttığını, Yüzey sertliğinin ise bu işlemlerden etkilenmediğini bildirmişlerdir.

Bizim yaptığımız çalışmada, Zirkonzahn altyapı seramiklerinde kontrol grubuyla kıyaslandığında biaksiyal bükme kuvveti sırasıyla 1, 3 ve 5. fırınlamalarda kademeli olarak azalmıştır. Tüm fırınlamalarda en yüksek değeri kontrol grubu ( $1382\pm110$  MPa) gösterirken en düşük değeri 5. fırınlama göstermiştir ( $1277\pm118$  MPa). 7. fırınlama ( $1283\pm119$  MPa) ve 9. fırınlamada ( $1320.5\pm140$  MPa), 5.fırınlamaya göre biaksiyal bükme dayanıklılığı bir miktar artmıştır. Tüm fırınlamalar değerlendirilirken biaksiyal bükme kuvvetinde fırınlama sayılarıyla görülen azalma istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Fırınlama sayıları ile birlikte biaksiyal bükme kuvvetinde görülen azalmanın zirkonyanın kristal yapısında

tekrarlanan ısı uygulaması ile birlikte görülen tersine faz transformasyonunun etkili olduğu düşünülmektedir. 5 fırınlama sonunda yapı içindeki tüm monoklinik tanecikler tetragonal yapıya dönüşmüş olabileceği için sonraki fırınlamalarda azalma görülmemiş olabilir.

Çalışmamızda Zirkonzahn altyapı seramiklerinde kontrol grubu ile kıyaslandığında Yüzey sertlik değerleri sırasıyla 1, 3 ve 5. fırınlamalarda kademeli olarak artmıştır. Tüm fırınlamalarda en yüksek değeri 5. fırınlama grubu ( $1720 \pm 80$  HVN) gösterirken en düşük değeri 9. fırınlama grubu ( $1343 \pm 44$  HVN) göstermiştir. Zirkonya materyalinde faz transformasyonu örnek yüzeyinde görülmektedir (128, 150, 151). Bu durum yüzeyde kompresif bir stress oluşturarak çatlak oluşumu için gereken kuvvetin artmasına sebep olmaktadır (127, 151). Yüzeyde görülen bu kristal faz değişiminin ilk 5 fırınlamada yüzey sertliğini arttırmış olabileceği düşünülmektedir.

Hjerppe ve arkadaşlarının (200), çalışmalarına benzer olarak bizim çalışmamızda da fırınlamanın Zirkonzahn kor seramiğinin mekanik özelliklerine etkisi olmadığı sonucuna varılmıştır.

Zirkonzahn altyapı seramiği ile ilgili üretici firmanın verdiği bilgilere göre bükme dayanımı 1200-1400 MPa, yüzey sertliği ise 1250 HVN olarak gösterilmiştir (100). Sonuçlar çalışmamızla benzerlik göstermektedir.

Ceramill altyapı seramiği ile ilgili herhangi bir literatür taramasına rastlanmadığı için bulduğumuz sonuçların karşılaştırılması yapılamamıştır. Üretici firmanın verdiği sonuçlara göre biaksiyal bükme kuvveti 1335 MPa olarak gösterilmektedir (101). Bizim çalışmamızda biaksiyal bükme kuvveti  $999 \pm 144$  MPa, yüzey sertliği  $1503 \pm 25$  HVN olarak bulunmuştur.

Ban ve arkadaşları (208), Ce-TZP/ $Al_2O_3$  Nanokompozit ve Y-TZP'nin düşük ısıda yaşlandırma ve biaksiyal bükme kuvvetlerini incelemişlerdir. Y-TZP için biaksiyal bükme kuvveti değeri  $1046 \pm 112$  MPa olarak bildirilmiştir.

Kosmac ve arkadaşları (115), iri ve ince grenli iki farklı tanecik yapısındaki Y-TZP materyalinin biaksiyal bükme kuvvetlerini iri grenli için  $914 \pm 58$  MPa, ince grenli için ise  $1021 \pm 89.5$  MPa olarak bildirmişlerdir.

Ceramill altyapı seramik örneklerinin biaksiyal bükme kuvvetleri kontrol gurubu ile kıyaslandığında, 1. ve 3. fırınlamalarda kademeli olarak azalmış, sonraki fırınlamalarda kademeli olarak artış göstermiştir. En yüksek biaksiyal bükme kuvveti kontrol grubunda ( $999 \pm 144$  MPa) görülürken, en düşük biaksiyal bükme kuvveti değeri 3. fırınlama grubunda ( $659 \pm 152$  MPa) görülmüştür. 5, 7 ve 9. fırınlamalarda kademeli olarak artış görülmüştür. Fırınlama sayıları ile birlikte biaksiyal bükme dayanıklılığında görülen azalmanın zirkonyanın kristal yapısında tekrarlanan ısı uygulaması ile birlikte görülen tersine faz transformasyonunun etkili olduğu düşünülmektedir. 5 fırınlama sonunda yapı içindeki tüm monoklinik tanecikler tetragonal yapıya dönüşmüş olabileceği için sonraki fırınlamalarda azalma görülmemiş olabilir.

Ceramill altyapı seramik örneklerinin yüzey sertliği değerlendirmesinde, yüzey sertliği fırınlama sayısı arttıkça kademeli olarak azalmıştır. En yüksek mikrosertlik değeri kontrol grubunda ( $1503 \pm 25$  HVN) gözlenirken, en düşük mikrosertlik değeri 9. fırınlama grubunda ( $1480 \pm 19$  HVN) gözlenmiştir. Isının etkisiyle görülen faz transformasyonu örnek yüzeyinde daha yoğun olmaktadır bu durum ilk etapta yüzey hasarı oluşumu için gereken kuvvetin artmasına sebep olmakla beraber, monoklinik faz taneciklerinin normalin üzerinde artış göstermesi materyali stress karşısında daha kolay deforme olan bir hale sokar (129). Bu durumun Ceramill altyapı örneklerinde yüzey sertliği değerinin fırınlama sayısı ile azalmasına sebep olabileceği düşünülebilir. Tekrarlanan fırınlamalara yüzey sertliği deneyinde diğer altyapı örneklerinden daha farklı bir tepki veren Ceramill örneklerde aşındırma sonucu oluşan yüzey hasarlarının ısının da etkisi ile yüzey sertliğini azaltmış olabileceği de bir diğer sebep olarak düşünülmektedir (164, 165).



Tüm örnek grupları içinde en yüksek biaksiyal bükme kuvvetini Zirkozahn, en düşük biaksiyal bükme kuvveti değerini ise Cercon grubu göstermiştir. Yüzey sertliği değerlendirmelerinde en yüksek sonuçları yine Zirkozahn gösterirken, en düşük değerleri Ceramill göstermiştir.

Çalışmamızda, materyallerin kontrol gruplarında gözlenen dayanıklılık değerleri (Şekil 4.8) birbirinden anlamlı olarak farklıdır. Bu farklar değerlendirilirken Zirkozahn, Cercon ve Ceramill'in değişik teknikler ile üretilen 3 farklı Y-TZP olduğu göz önünde bulundurulmalıdır.

## 6. SONUÇLAR

1. Çalışmada değerlendirilen toplam 18 grup içinde en yüksek biaksiyal bükme kuvveti, Zirkozahn altyapı sistemine ait fırınlanmayan kontrol grubunda görülmüştür ( $1382\pm110$  MPa), en düşük biaksiyal bükme kuvveti ise, Ceramill altyapı sistemine ait 3. fırınlama grubunda görülmüştür ( $659\pm152$  MPa).

2. Çalışmada değerlendirilen toplam 18 grup içinde en yüksek yüzey sertlik değeri, Zirkozahn altyapı sistemine ait 5. fırınlama grubunda görülmüştür ( $1720\pm80$  HVN), en düşük yüzey sertlik değeri, Zirkozahn altyapı sistemine ait 9. fırınlama grubunda görülmüştür ( $1343\pm44$  HVN).

3. Zirkozahn altyapı sisteminde en yüksek biaksiyal bükme kuvveti fırınlanmayan kontrol grubunda ( $1382\pm110$  MPa) görülürken, en düşük biaksiyal bükme kuvveti 5. fırınlama grubunda ( $1277\pm118$  MPa) görülmüştür. Zirkozahn altyapı sisteminde en yüksek yüzey sertliği değeri 5. fırınlama grubunda ( $1720\pm80$  HVN) görülürken, en düşük yüzey sertliği değeri 9. fırınlama grubunda ( $1343\pm44$  HVN) görülmüştür.

4. Cercon altyapı sisteminde en yüksek biaksiyal bükme kuvveti fırınlanmayan kontrol grubunda ( $805\pm87$  MPa) görülürken, en düşük biaksiyal bükme kuvveti 9. fırınlama grubunda ( $686\pm96$  MPa) görülmüştür. Cercon altyapı sisteminde en yüksek yüzey sertliği değeri 5. fırınlama grubunda ( $1533\pm34$  HVN) görülürken, en düşük yüzey sertliği değeri fırınlanmayan kontrol grubunda ( $1463\pm42$  HVN) görülmüştür.

5. Ceramill altyapı sisteminde en yüksek biaksiyal bükme kuvveti fırınlanmayan kontrol grubunda ( $999\pm144$  MPa) görülürken, en düşük biaksiyal bükme kuvveti 3. fırınlama grubunda ( $659\pm152$  MPa) görülmüştür. Ceramill altyapı sisteminde en yüksek yüzey sertliği değeri fırınlanmayan kontrol grubunda ( $1503\pm25$  HVN)

görülürken, en düşük yüzey sertliği değeri 3. fırınlama grubunda ( $1446 \pm 24$  HVN) görülmüştür.

6. Zirkonzahn grubunda, fırınlama sayılarına göre biaksiyal bükme kuvveti değerleri arasında anlamlı farklılık görülmemektedir ( $p > 0,05$ ).

7. Zirkonzahn grubunda fırınlama sayılarına göre Vickers mikrosertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ( $p < 0,01$ ). Anlamlılık fırınlama yapılmayan grubun 1., 3. ve 5. fırınlama yapılan gruplardan daha düşük mikrosertlik değerine sahip olduğu; 7. ve 9. fırınlama yapılan gruplardan ise daha yüksek Vickers mikrosertlik değerine sahip olduğunu göstermektedir ( $p:0,024$ ;  $p:0,001$ ;  $p:0,001$ ;  $p:0,001$ ;  $p:0,001$ ). 7 ve 9 kez fırınlama yapılan grupların Vickers mikrosertlik değerleri ise 1, 3 ve 5 kez fırınlama yapılan grupların Vickers mikrosertlik değerlerinden anlamlı düzeyde düşük olarak saptanmıştır ( $p < 0,001$ ).

8. Cercon grubunda, fırınlama sayılarına göre biaksiyal bükme kuvveti değerleri arasında anlamlı farklılık görülmemektedir ( $p > 0,05$ ).

9. Cercon grubunda fırınlama sayılarına göre Vickers mikrosertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ( $p < 0,01$ ). Anlamlılık fırınlama yapılmayan grubun 5 ve 9 fırınlama yapılan gruplardan daha düşük Vickers mikrosertlik değerine sahip olduğunu göstermektedir ( $p:0,007$ ;  $p:0,003$ ).

10. Ceramill grubunda ise fırınlama sayılarına göre biaksiyal bükme kuvveti değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ( $p < 0,05$ ). Anlamlılık fırınlama yapılmayan örneklerin 1 fırınlama ve 3 fırınlama yapılan gruplardan daha yüksek biaksiyal bükme kuvveti değerine sahip olduğunu göstermiştir ( $p:0,005$ ;  $p:0,009$ ). 3 fırınlama yapılan grup, 5 fırınlama yapılan grubun biaksiyal bükme kuvveti değerlerine göre farklılık göstermezken ( $p:0,184$ ), 7 ve 9 fırınlama yapılan grupların biaksiyal bükme kuvveti değerlerinden düşük olarak saptanmıştır ( $p:0,004$ ;  $p:0,004$ ).

11. Ceramill grubunda ise fırınlama sayılarına göre mikrosertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görölmektedir ( $p < 0,01$ ). Anlamlılık fırınlama yapılmayan grubun 1, 3 ve 5 fırınlama yapılan gruplardan daha yüksek mikrosertlik değerine sahip olduğu saptanmıştır ( $p:0,049$ ;  $p:0,001$ ;  $p:0,048$ ). 7 fırınlama yapılan grubun, 3 fırınlama yapılan gruba göre mikrosertlik değerleri de istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olarak saptanmıştır ( $p:0,043$ ).

## KAYNAKLAR

1. Mc Lean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*, 85: 61- 66, 2001.
2. Fischer H, Marx R. Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. *Dent Mater*, 18(1): 12-9, 2002.
3. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially- stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater*, 21: 476- 482, 2005.
4. Mackert Jr. CM. Russel JR. Leucite crystallization during processing of a heatpressed dental ceramic. *Int. J. Prosthodont*, 9: 261-5, 1996.
5. Craig RG. Restorative dental materials, 10th ed, Ed by RG Craig, Mosby Yearbook St Louis, 1997.
6. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 128: 297-307, 1997.
7. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent*, 67: 859-865, 1992.
8. Isgro` G ,Pallav P, Van der Zel JM, Feilzer AJ. The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaksiyal flexural strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent*, 90: 465-73, 2003.
9. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, 33: 9-18, 2005.
10. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain M.V. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia based dental ceramics. *Dental Mater*, 20: 449–456, 2004.
11. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater*, 24 (3): 289- 298, 2008.
12. Tinschert J, Zwez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspath-, leucite-, mica- and zirconia- based ceramics. *J Dent*, 28: 529- 535, 2000.
13. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil*, 31: 682–8, 2004.

14. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20: 1–25, 1999.
15. Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. A review article. *Japanese Dental Science Review*, 44: 3-21, 2008.
16. Aboushelib MN, De Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dental materials*, 23: 952–959, 2007.
17. Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clin Oral Impl Res*, 18(3): 218-231, 2007.
18. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24: 299–307, 2008.
19. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. Review: An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry*, 35: 819 – 826, 2007.
20. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, 93(4): 346-55, 2005.
21. Isgro G, Kleverlaan CJ, Wang H, Feilzer AJ. The influence of multiple firing on thermal contraction of ceramic materials used for the fabrication of layered all-ceramic dental restorations. *Dent Mater*, 21: 557–64, 2005.
22. Cattell MJ, Palumbo RP, Knowles JC, Clarke RL, Samarawickrama DY. The effect of veneering and heat treatment on the flexural strength of Empress 2 ceramics. *J Dent*, 30: 161–9, 2002.
23. Deville S, Chevalier J, Gremillard L. Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials*, 27: 2186–92, 2006.
24. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 27: 535– 543, 2006.
25. Chu FCS, Frankel N, Smales RJ. Surface Roughness and Flexural Strength of Self-Glazed, Polished, and Reglazed In-Ceram/Vitadur Alpha Porcelain Laminates. *Int J Prosthodont*, 13(1): 66-71, 2000.
26. Mackert Jr. CM, Russel JR. Leucite crystallization during processing of a heat pressed dental ceramic. *Int. J. Prosthodont*, 9: 261-5, 1996.
27. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P. Heat- pressed ceramics: Technology and strength, *Int J Prost*, 5: 9-16, 1992.

28. Oh SC, Dong JK, Luthy H, Schärer P. Strength and microstructure of IPS Empress II glass-ceramic after different treatments, *Int J Prost*, 13: 468-472, 2000.
29. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, 98(2): 120-8, 2007.
30. Denry IL, Holloway JA. Effect of post-processing heat treatment on the fracture strength of a heat-pressed dental ceramic. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater*, 68: 174-179, 2004.
31. Baharav H, Laufer B, Pilo R, Cardash HS. Effect of glaze thickness on the fracture toughness and hardness of alumina-reinforced porcelain. *J Prosthet Dent*, 81: 515-519, 1999.
32. Nayır E. *Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi*. (7.Baskı) İ.Ü. Basımevi, İstanbul, pp 19, 64-89, 1999.
33. Van Dijken JWV. All-ceramic restorations: Classification and clinical evaluations. *Compendium*, 20 (12): 1115- 24, 1999.
34. Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials*. (11. Ed) Saunders, pp 660- 663, 2003.
35. Akın E. *Diş Hekimliğinde Porselen*. (3.Baskı) İ.Ü Basımevi, İstanbul, pp 1- 30, 1990.
36. Kelly Robert J, Nishimura I, Campbell Stephen D. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75: 18-32, 1996.
37. Goodacre Charles J, Campagni Wayne V, Aquilino Steven A. Tooth preparations for complete crowns: An art form based on scientific principles, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85: 363-76, 2001.
38. Fauchard P, *The Surgeon Dentistry*, Cilt II, II. Baskı, *Classics of Dentistry Library*, Birmingham, AL, pp. 173-204, 1980.
39. White, S.N, Caputo A.A, Vidjak F.M.A, Seghi RR. Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dent Mater*, 10: 52-58, 1994.
40. Wildgoose David G, Johnson A, Winstanley Raymond B. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91: 136-42, 2004.
41. Efeoğlu A. *Dişhekimliği Tarihi*, Alemdar Ofset, İstanbul, 1992.
42. Anusavacci KJ. Recent developments in restorative Dental Ceramics *JADA* 1993.

43. McLean J.W., The Science and Art of Dental Ceramics Cilt I. Quintessence Publishing Co., Chicago, Berlin, Rio de Janeiro, Tokyo, 1980.
44. Haselton RD, Arnold MA, Hillis LS. Clinical assesment of high-strength all ceramic crowns. J Prosthet Dent, 83: 396-401, 2000.
45. Shillingburg RT. Fundamentals of fixed prosthodontics, 3<sup>rd</sup> edition, Quintessence Publishing Co. Inc., 1997.
46. Wall JG and Cipra DL. Alternative crown systems. Dent Clin North Am, 36: 765-782, 1992.
47. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. Int J Prosthodont, 15(4): 339- 346, 2002.
48. O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection. 3<sup>rd</sup> edition, Quintessence Publishing Co. Inc, 2002
49. Craig, R.G., Powers, J.M., Wataha, J.C., Dental Materials: Properties and Manipulation, 8<sup>th</sup> edition, Mosby Publication, New York, 2003.
50. Touati, B, Miara, P, Nathanson P. Esthetic Dentistry and Ceramic Restorations. Thieme Med. Pub. New York, 1998.
51. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part 1. Pressable and alumina glass- infiltrated ceramics. Dent Mater, 20: 441- 448, 2004.
52. Yavuzylmaz H, Ulusoy MM, Kedici PS, Kansu G. Protetik Diş Tedavisi Terimleri Sözlüğü. Türk Prosthodonti ve İmplantoloji Derneği, Ankara Şubesi Yayınları. Ankara 2003, Sayı:1; 57
53. Noort R. Introduction to Dental Materials. Mosby Co. Newyork, 2002.
54. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri I, GÜ Dişhekimliği Fakültesi Dergisi 22(1): 41-48, 2005.
55. Crispin BJ. Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals. Chapter 6: Esthetic ceramic restorative materials and techniques, Quintessence Pub Co, Inc, Tokyo, 1994.
56. Anusavice KJ, Hojjatie B. Effect of Thermal Tempering on Strength and Crack Propagation Behavior of Feldspathic Porcelains J Dent Res, 70(6): 1009-1013, 1991.



57. Wassel R, Walls A, Steele J. Crowns and extra-coronal restorations: Materials selection. *Brit. Dent. J*, 192(4):1-16, 2002.
58. Değer S, Caniklioğlu MB. Metal-Seramik çalışmalarında kullanılan seramik materyalinin genel özellikleri, *A.Ü Dışhekimliği Fakültesi Dergisi*, 25: 115-120, 1998.
59. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent*, 98: 389-404, 2007.
60. Oh SC, Dong JK, Luthy H, Scharer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glassceramic after different treatments, *Int J Prosthodont*, 13: 468-472, 2000.
61. Sjogren G, Lantto R, Granberg A, Sundström BO, Tillberg A. A clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice:A retrospective study, *Int J Prost*, 12: 122-128, 1999.
62. Schmidt C, Weigl P. Machinability of IPS Empress II framework ceramic: Potential for ceramic dentures, *J Biomed Mater Rest*, 53: 348-352, 2000.
63. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass ceramics, *J Biomed Mater Res*, 53: 297-303, 2000.
64. Gemalmaz D, Ergin Ş. Clinical evaluation of all-ceramic crowns. *Journal of Prosthet Dent*, 87: 189-196, 2002.
65. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II, *G Ü Dishekimliği Fakültesi Dergisi*, 22: 49-60, 2005.
66. Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 23: 911-918, 2002.
67. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding:a review of the literature, *JProsthet Dent*, 89: 268-274, 2003.
68. Trinkner TF, Rosenthal L. Esthetic restoration of anterior dentition with metal-free restorative materyal, *Compendium*, 19: 1248-1255, 1998.
69. Zawta C. Fixed partial dentures with an all-ceramic system: A case report, *Quint Int*, 32: 351-359, 2001.
70. Alvaro DB, Mecholsky Jr. JJ, Anusavice KJ. Fracture behavior of lithia disilicate and leucite based ceramics. *Dent Mater*, 20: 956-962, 2004.
71. IPS e-max Scientific Documentation. Ivoclar-Vivadent, 2005.

72. Ivoclar Vivadent AG. The Compatible All-Ceramic System, Dental Technician and Instructor, Schaan, Liechtenstein, 2005.
73. McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 19: 307- 312, 1998.
74. Pröbster L. Survival rate of In-ceram restorations. *Int. J. Prosthodont*, 6: 259-63, 1993.
75. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int. J. Prosthodont*, 8: 239-46, 1995.
76. Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont*, 15(2): 183- 188, 2002.
77. May BK, Russel MM, Razzoog EM, Lang RB. Precision of fit: The Procera allceram crown. *J. Prosthet. Dent*, 80(4): 394-403, 1998.
78. Odman P, Andersson B. Procera all-ceram crowns followed for 5 to 10 years: A prospective clinical study. *Int. J. Prosthodont*, 15: 122-8, 2001.
79. Ottl P, Piwowaeczyk A, Laueur C. The Procera AllCeram System. *Int.J. Periodont. Rest. Dent*, 20: 151-61, 2000.
80. Wagner WC, Chu TM. Biaksiyal flexural strength and indentation fracture toughness of three dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, 76: 140-144, 1996.
81. Potitek N, Gerard C, Finger M. In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, 92: 491-5, 2004.
82. Denissen HW, van der Zel JM, van Waas MA. Measurement of margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *Int J Prosthodont*, 12: 395-400, 1999.
83. Van der Zel JM, Vlaar S, de Ruitter WJ, Davidson C. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 85: 261-267, 2001.
84. Denissen HW, Dozic A, van der Zel JM, van Waas MA. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent*, 84: 506- 13, 2000.
85. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava all-ceramic system. *J Prosthodont*, 14: 39-45, 2005.
86. LAVA- technical product profile.

87. Suarez M, Gonzalaz P, Pradies G. Comparison of the marginal fit of the Procera All Ceram crowns with two finish lines. *Int. J. Prosthodont*, 16: 229-32, 2003.
88. Kavo Everest CAD/CAM System Technical Information.
89. Hint-Els technical product profile.
90. DeguDent Dental Document: Cercon smart ceramics. Direction for use. DeguDent GmbH, Hanau, Germany 2003.
91. Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP. Computer- assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent*, 4: 243- 262, 2001.
92. Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA- the system for all-ceramic ZrO<sub>2</sub> crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent*, 4: 195-206, 2001.
93. Luthardt RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater*, 20(7): 655- 662, 2004.
94. Mörmann WH and Bindl A. The new creativity in ceramic restorations:Dental CAD/CIM. *Quintessence Int*, 27: 821-828, 1996.
95. Mörmann WH, Bindl A. All ceramic, chair side computer aided design/computer aided machining restorations. *Dent Clin N Am*, 46: 405-426, 2002.
96. Denry IL. Recent Advances in Ceramics for Dentistry, *Crit Rev Oral Biol Med*, 7(2): 134-143, 1996.
97. Rinke S, Hüls A. Copy-milled aluminas core ceramic crowns: A clinical report. *J Prosthet Dent*, 76: 343-346, 1996.
98. Vita Celay Zirkonya Blanks working instructions. Brochure B.
99. Zeno-TEC technical product profile.
100. Zirkonzahn technical product profile.
101. Ceramill technical product profile.
102. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent*, 7(1): 25- 45, 2004.
103. Mc Laren EA, Terry DA. CAD/CAM systems materials and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compend Contin Educ Dent*, 23: 637-653, 2002.

104. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*, 137(9): 1289-1296, 2006.
105. Witkowski S. (CAD-)/CAM in dental technology. *Quint Dent Technol*, 2005; 1- 16.
106. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int*, 36: 105-113, 2005.
107. Geçkinli EA. "İleri Teknoloji Malzemeleri", İstanbul Teknik Üniversitesi Matbaası, İstanbul, 1-10; 29; 48-59; 105-112, 1992.
108. Metal Madenler Alt Komisyonu, İleri Teknoloji Hammaddeleri Çalışma Grubu Raporu, Ankara, s: 31-33, 2001.
109. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont*, 13: 131-135, 2001.
110. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater*, 21: 984-991, 2005.
111. Piconi C, Burger W, Richter HG, Cittadini A, Maccauro G, Covacci V, Bruzesse N, Ricci GA, Marmo E. Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials*, 19: 1489-1494, 1998.
112. Covacci V, Bruzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*, 20(4): 371-6, 1999.
113. Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials*, 25: 5539-5545, 2004.
114. Saldana JM, Ramirez HB, Viguera DJ, Iga T, Schneider GA. Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. *J Mater Res*, 18(10): , 2003.
115. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of YTZP zirconia ceramic. *Dent Mater*, 15: 426-33, 1999.
116. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res Appl Biomater*, 53: 304-313, 2000.

117. Tinschert J, Natt G, Maustsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate, alumina and zirconia based three-unit fixed partial dentures: A laboratory study. *Int J Prosthodont*, 14: 231-238, 2001.
118. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 92: 557-62, 2004.
119. Othmer K. "Zirconium and zirconium compounds", *Encyclopedia of Chemical Technology*, John Wiley and Sons, Inc., 24: 867-902 (1987).
120. Ruff O, Ebert F, Stephen E. Contributions to the ceramics of highly refractory materials: II. System zirconia-lime. *Z anorg Allg Chem*, 180(1): 215-224, 1929.
121. Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica coating of a glassinfiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent*, 71: 453-61, 1994.
122. Cura C, Saracoglu A, Cotert HS. Effect of different bonding agents on shear bond strengths of composite-bonded porcelain to enamel. *J Prosthet Dent*, 89: 394-399, 2003.
123. Kou W, Molin M, Sjogren G. Surface roughness of five different dental ceramic core materials after grinding and polishing. *J Oral Rehabil* 33: 117-124, 2006.
124. Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. *Dent Mater*, 22 (1): 45-56, 2006.
125. Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herolds V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and properties of ground Y-TZP Zirconia Ceramics. *J Dent Res*, 81 (7): 487-491, 2002.
126. Akova T, Yoldaş O, Toroğlu MS, Uysal H. Porcelain surface treatment by laser for bracket-porcelain bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 128 : 630-637, 2005.
127. Curtis R, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, 34: 195-206, 2006.
128. Sato T, Shimada M. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO<sub>2</sub> polycrystals by annealing in water. *J Am Ceram Soc* 68(6):356–359, 1985.
129. Friederich R, Kern M. Resin bond strength to densely sintered alumina ceramic. *Int J Prosthodont*, 15: 333-338, 2002.
130. Garvie RC, Haink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature*, 258: 703-704, 1975.

131. Tekeli, S., Davies, T. J., "Effect of Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> Content on Sinterability and Grain Growth in Zirconia-based Ceramics", *Materials Science And Engineering A*, 297(1-2): 168-175, 2001.
132. Butler EP. Transformation toughened zirconia ceramics. *Mat. Sci. Tech*, 1: 417-432, 1985.
133. Toplan HÖ. İleri Teknolojik Seramikler-2. Sakarya Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Ders Yayınları. s: 45-74, 2007.
134. Kao HC, Ho FY, Yang CC, Wei WJ. Surface machining of fine-grain Y-TZP. *J Europ Ceram Soc*, 20(14-15): 2447-2455, 2000.
135. Fischer H, Weber M, Marx R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *J Dent Res*, 82 (3): 238-242, 2003.
136. Apholt W, Bindl A, Lüthy, Mörmann WH. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed in-ceram alumina and in-ceram-zirconia bars. *Dent Mater*, 17: 260-267, 2001.
137. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dental Mater*, 18: 590-595, 2002.
138. Saygili G, Sahmali S. Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. *J Oral Rehabil*, 30: 758-764, 2003.
139. Scott, M. G., "Phase Relations in the Zirconia-Yttria System", *J Mater Sci* 10: 1527-1535, 1975.
140. Charlton DG, Roberts HW, Tiba A. Measurement of select physical and mechanical properties of three machinable ceramic materials. *Quintessence Int*, 39: 573-579, 2008.
141. Piwowarczyk A, Bauer HC, Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pretreatments. *Oper Dent*, 30: 382-388, 2005.
142. Matinlinna JP, Heikkinen T, Özcan M, Lassila LV, Vallittu. Evaluation of resin adhesion to zirconia ceramic using some organosilanes. *Dent Mater* 2006 Jan 18; 22: 824-31.
143. Matinlinna JP, Lassila LV, Özcan M, Yli-Urpo A, Valittu pK. An introduction to silanes and their clinical application in dentistry. *Int J Prosthodont*, 17: 155-64, 2004.
144. De Kler M, de Jager N, Meegdes M, van der Zel JM. Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. *J Oral Rehabil*, 34 (11): 841-7, 2007.

145. Oilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater*, 24 (4): 471-475, 2008.
146. Sato H, Ban S, Nawa M, Suehiro Y, Nakanishi H. Effect of grinding, sandblasting and heat treatment on the phase transformation of zirconia surface. *Key Eng Mater*, 330-332: 1263-6, 2007.
147. ZhuWZ, Zhang XB. Aging Behavior Of Tetragonal Zirconia Polycrystal (TZP) Ceramics In The Temperature Range Of 200°C to 350°C In Air. *Scripta Materialia*, 40 (11): 1229–1233, 1999.
148. Swab JJ. Low Temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Science*, 26: 6706-6714, 1991.
149. Tholey MJ, Swain M, Thiel N. SEM observations of porcelain Y-TZP interface. *Dent Mater* (2009), doi:10.1016/j.dental.2009.01.006.
150. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent*, 96 (3): 154-164, 2006
151. Tseng W, Taniguchi M, Yamada T. Transformation strengthening of as-fired zirconia ceramics. *Ceramics International*, 25: 545-550, 1999.
152. Deville S, Chevalier J, Fantozzi G, Bartolome JF, Requena J, Moya JS, Torrecillas R, Diaz LA. “Low Temperature Ageing of Zirconia - Toughened Alumina Ceramics and its Implication in Biomedical Implants”, *Journal of the European Ceramic Society*, 23: 2975-2982, 2003.
153. Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. Cyclic fatigue in water of veneer–framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dental Mater*, 23 (2): 177-185, 2007.
154. Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater*, 10: 106-114, 2006.
155. Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. . *Dent Mater*, 23 (1): 115-23, 2007.
156. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater*, 21 (5): 454-463, 2005.

157. Yin L, Jahanmir S, Ives LK. Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece. *Wear*, 255 (9-10): 975-989, 2003.
158. Swain MV, Hannink RHJ. Metastability of the martensitic transformation in a 12 mol% ceria-zirconia alloy: Grinding studies. *J Am Ceram Soc*, 72 (8): 1358-64, 1989.
159. Liao TW, Li K, Breder K. Flexural strength of ceramics ground under widely different conditions. *J Mater Process Tech*, 70 (1): 198-206, 1997.
160. Van den Ber PH, De With G. Strength and residual stress of Mg-PSZ after grinding. *Wear*, 160 (2): 301-308, 1993.
161. Zhang B, Zheng XL, Tokura H, Yoshikawa. Grinding induced damage in ceramics. *J Mater Process Tech*, 132 (1): 353-364, 2003.
162. Huang H. Machining characteristics and surface integrity of yttria stabilized tetragonal zirconia in high speed deep grinding. *Mater Sci Eng: A*, 345 (1): 155-163, 2003.
163. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely- sintered high- purity zirconium- oxide ceramic after long- term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent*, 91 (4): 356-362, 2004.
164. Badwal SPS. Grain-boundary resistivity in zirconia-based materials - effect of sintering temperatures and impurities. *Solid State Ionics*, 76: 67-80, 1995.
165. Alcala J. Instrumented micro- indentation of zirconia ceramics. *J Am Ceram Soc*, 83: 1977-1984, 2000.
166. Chevalier J, Gales B, Drouin JM. Low temperature aging of Y- TZP ceramics. *J Am Ceram Soc*, 82: 2150- 2154, 1999.
167. De Jager N, De Kler M, Zel JM. The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. *Dent Mater*, 22: 234- 242, 2006.
168. Bhamra G, Palin WM, Fleming GJ. The effect of surface roughness on the flexure strength of an alumina reinforced all-ceramic crown material. *J Dent*, 30 (4): 153-160, 2002.
169. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*, 48 (2): 513-530, 2004.
170. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent*, 89 (4): 374-380, 2003.
171. Kelly JR. Perspectives on strength. *Dent Mater*, 11 (2): 103-110, 1995.



172. De Jager N, Feilzer AJ, Davidson CL. The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dent Mater*, 16 (6): 381-388, 2000.
173. Zeng K, Odén A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont*, 9: 434-439, 1996.
174. Sadighpour L, Geramipanah F, Raeesi B. In Vitro Mechanical Tests for Modern Dental Ceramics. *Journal of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences*, 3 (3): 143-152, 2006.
175. ASTM, C1161-94. Standard test method for flexural strength of advanced ceramics at ambient temperature, 1996, pp: 226-232.
176. International Organization for Standardization. ISO 6872:1995, Dental ceramic. Geneva: ISO; 1995.
177. Itinoche KM, Ozcan M, Bottino MA, Oyafuso D. Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics. *Dent Mater*, 22 (11): 1029-1034, 2006.
178. Wen MY, Mueller HJ, Chai J, Wozniak WT. Comparative mechanical property characterization of 3 all-ceramic core materials. *Int J Prosthodont*, 12 (6): 534-541, 1999.
179. Ban S. and Anusavice K.J. Influence of Test Method on Failure Stress of Brittle Dental Materials. *J Dent Res*, 69: 1791-1799, 1990.
180. Cattell MJ, Clarke RL, Lynch EJ. The biaksiyal flexural strength and reliability of four dental ceramics--Part II. *J Dent*, 25 (5): 409-414, 1997.
181. Lawn BR. Ceramic-based layer structures for bimechanical applications. *Current opinion: Solid State and Material Science*, 6 (3): 229-235, 2002.
182. Chai J, Chu FC, Chow TW, Liang BM. Chemical solubility and flexural strength of zirconia-based ceramics. *Int J Prosthodont*, 20 (6): 587-595, 2007.
183. Taşveren S. İki farklı restoratif materyalin yüzey sertliklerinin karşılaştırılması. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 8 (2): 94-97, 2005.
184. Poskus LT, Placido E, Cardoso PEC. Influence of Placement Techniques on Vickers And Knoop Hardness of Class II composite Resin Restorations. *Dent Mater*, 20 (8): 726-732, 2004.
185. Hjerpe J, Vallittu PK, Fröberg K, Lassilaa LVJ. Effect of sintering time on biaksiyal strength of zirconium dioxide. *Dent Mater* (2008), doi:10.1016/j.dental.2008.05.011

186. Liang X, Qiu Y, Zhou S, Hu X, Yu G, Deng X.. Preparation and properties of dental zirconia ceramics. *Journal of University of Science and Technology Beijing*, 15 (6): 764-768, 2008.
187. Türkün LS, Gökay N. Poliasit modifiye kompozit rezin materyallerin aşınma ve sertlik özelliklerinin hibrit bir kompozitle karşılaştırılması. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 23: 137-143, 2002.
188. Dietschi D, Marret N, Krejci I. Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite microhardness in different curing conditions. *Dent. Mater*, 19: 493-500, 2003.
189. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaksiyal Flexural Strength and Microstructure Changes of Two Recycled Pressable Glass Ceramics. *J. Prosthodont*, 13; 141-149, 2004.
190. Chen Ya-Ming, Smales Roger J, Yip Kevin H-K, Sung Wei-Jia. Translucency and biaksiyal flexural strength of four ceramic core materials. *Dent Mater*, 24 (11): 1506-1511, 2008.
191. Hooshmand T, Parvizi S, Keshvad A. Effect of Surface Acid Etching on the Biaksiyal Flexural Strength of Two Hot-Pressed Ceramics. *J. Prosthodont*, 17 (5): 415-419, 2008.
192. Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater*, 22 (8):778-784, 2006.
193. Wang H, Isgro G, Pallav P, Feilzer AJ. Fracture toughness determination of two dental porcelain with the indentation strength in bending method. *Dent Mater*, 23 (6): 755-759, 2007.
194. Denry LL, Holloway JA. Elastic constants, Vickers hardness, and Fracture toughness of flourrichterite-based glass-ceramic. *Dental Mater*, 20: 213-219, 2004.
195. Çelik G, Uludağ B, Üşümez A, Şahin V, Öztürk Ö, Göktuğ G. The effect of repeated firings on the color af an all-ceramic system with two different veneering porcelain shades. *J Prosthet Dent*, 99: 203-208, 2008.
196. Öztürk O, Uludağ B, Üşümez A, Şahin V, Çelik G. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent*, 100: 99-106, 2008.
197. Cattell MJ, Chadwick TC, Knowles JC, Clarke RL, Lynch E. Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. *Dent Mater*, 17: 21-33, 2001.
198. Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent*, 32 (6): 451-457, 2004.

199. Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dent Mater*, 24 (5): 633-638, 2008.
200. Hjerpe J, Lassilaa LVJ, Vallittu PK. Effect of Wash Porcelain Firing on Biaxial Strength of Zirconiumdioxide. The IADR/AADR/CADR 85th General Session and Exhibition (March 21-24, 2007)
201. Ban S. Application of high strength ceramics to dental restoratives. *Kinzoku Mater Sci Tech*, 72: 135-141, 2002.
202. Sato H, Yamada K, Pezzotti G, Nawa M, Ban S. Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat treatment. *Dent Mater J*, 27 (3): 408-414, 2008.
203. Kanno T, Milleding P, Wennerberg A. Topography, Microhardness, and Precision of Fit on Ready-Made Zirconia Abutment Before/After Sintering Process. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 9 (3): 156-165, 2007.
204. Kobayashi A, Kitamura T. Effect of heat treatment on high-hardness zirconia coatings formed by gas tunnel type plasma spraying. *Vacuum*, 59: 194-202, 2000.
205. Guo X. On the degradation of zirconia ceramics during low-temperature annealing in water or water vapor. *Journal of Physics and Chemistry of Solids*, 60: 539-546, 1999.
206. Kao HC, Ho FY, Yang CC, Wei WJ. Surface machining of fine-grain Y-TZP. *Journal of the European Ceramic Society*, 20: 2447-2455, 2000.
207. Pittayachawan P, McDonald A, Young A, Knowles JC. Flexural Strength, Fatigue Life, and Stress-Induced Phase Transformation Study of Y-TZP Dental Ceramic. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater*, 88B: 366-377, 2009.
208. Ban S, Sato H, Suehiro Y, Nakanishi H, Nawa M. Biaxial Flexure Strength and Low Temperature Degradation of Ce-TZP/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> Nanocomposite and Y-TZP as Dental Restoratives. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater*, 87B: 492-498, 2008.

# ÖZGEÇMİŞ

## 1- GENEL

<b>ADI SOYADI</b>	: Behiye Dabakoğlu
<b>YAZIŞMA ADRESİ</b>	: Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Diş Hastanesi, Bağdat cad. No:238 Göztepe - 34728 İstanbul/Türkiye
<b>DOĞUM TARİHİ ve YERİ</b>	: 25.11.1981 Mardin
<b>TEL</b> : 0-216-363 60 44	<b>GSM</b> : 0532 2702224
<b>E-POSTA</b> : <a href="mailto:dtbehiye@gmail.com">dtbehiye@gmail.com</a>	<b>FAKS</b> : 0-216-363 62 11

## 2- EĞİTİM

1986 - 1991	Çapa İlkokulu - İstanbul
1991 - 1994	Çapa Atatürk İlköğretim Okulu- İstanbul
1994 - 1998	Kabataş Erkek Lisesi - İstanbul
1999 - 2005	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi- İstanbul
2005 - 2009	Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi- İstanbul

### 3- AKADEMİK FAALİYETLER

#### Katıldığı kongre ve sempozyumlar

1	The symposium of ‘ Recent Updates In Dental Implantology	İstanbul	10/10/2004
2	III. Uluslararası Quintessence Sempozyumu	İstanbul	29-30/04/2005
3	EDAD ‘9. Uluslararası Estetik Dişhekimliği Kongresi	İstanbul	16-18/09/2005
4	TPİD ‘Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği’ Bilimsel Toplantısı	Ankara	22-23/10/2005
5	IV. Uluslararası Quintessence Sempozyumu	İstanbul	28-29/10/2006
6	EDAD ‘10. Uluslararası Estetik Dişhekimliği Kongresi	İstanbul	15-17/09/2006
7	TPİD ‘Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği 16. Bilimsel Toplantısı	İzmir	28-30/10/2007
8	EDAD ‘12. Uluslararası Estetik Dişhekimliği Kongresi	İstanbul	10-12/10/2008
9	14th Congress of Balkan Stomatological Society 9th Scientific Congress of Bulgarian Dental Association	Varna	6-10/10/2009