

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

**FARKLI ZİRKONYA SİSTEMLERİNDE
GLAZÜR VE TERMAL SIKLUS UYGULAMALARINDAN
SONRA KIRILGANLIK VE MİKROSERTLİK DEĞİŞİMLERİ**

DOKTORA TEZİ

DİŞ HEKİMİ
ESRA SALİHOĞLU

DANIŞMAN
Prof. Dr. ENDER KAZAZOĞLU

İSTANBUL-2009

ÖZET

Salihoğlu E. Farklı Zirkonya Sistemlerine Glazür ve Termal Siklus (Yaşlandırma) İşlemleri Uygulanmasından Sonra Biaksiyel Bükme Dayanımlarının ve Vickers Mikro Sertlik Değerlerinin Karşılaştırılması. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Tezi, İstanbul 2009. Günümüzde hastaların estetik beklentilerinin artmasıyla tam seramik restorasyonlar estetik ve biyouyumluluk özellikleri sayesinde oldukça popüler bir hale gelmiştir, ancak bu materyaller kırılğan bir yapıya sahiptirler. Bu materyallerin kırılmaya karşı direncini artırmak için çeşitli metotlar önerilmektedir. Bu metotlardan biri de güçlendirilmiş seramik altyapı materyalleri kullanmaktır. Bu amaçla kullanılan seramik altyapı materyallerinden biri de zirkonyadır. Zirkonya materyalinin üstün mekanik özellikleri, dayanıklılık ve direnç gösteren yapısı sayesinde tam seramik restorasyonların güvenilirliği ve ağız içerisinde kullanılabildikleri alanlar artmıştır. Ancak zirkonya materyali opak görünümü nedeniyle estetik ihtiyacı yeterince karşılayamamaktadır. Estetik sağlanması amacıyla zirkonya materyali alt yapı olarak kullanılıp porselenle veneerlenmektedir. Zirkonya esaslı alt yapı materyalinin veneerlenmesi ve son aşamada glazürlenmesi işlemleri sırasında materyal fırınlama işlemine tabi tutulmaktadır. Zirkonya alt yapı materyali sıcaklık değişimlerinde ve ağız sıvılarında su emerek genleşmektedir. Bu malzeme diş hekimliğinde kullanımı esnasında tesfiye işlemlerine tabi tutulmakta bu da malzemeyi yüksek ısılara, ağız içinde kullanımı sebebiyle de ağız sıvılarına maruz bırakmaktadır. Bu da klinikte kırılma değerinin azalması bakımından önemli bir konudur. Çalışmamızda üç farklı zirkonya sistemi kullanıldı ve 120 tane zirkonya örnek hazırlandı. 40 tane ZirkonZahn (Steger, Ahrntal,Italy), 40 tane Cercon (Degudent GmbH, Hanau, Germany) ve 40 tane Ceramill (AMANN GIRRACH GmbH, AG, Koblach, Austria) firmalarına ait zirkonya örnekler oluşturuldu. Örnekler kalınlığı $1,17\pm0,04$ mm, çapı 15 mm olan diskler şeklinde hazırlandı. ZirkonZahn örnekler kalınlığı indirgemek amacıyla 40 grit, Cercon ve Ceramill örnekler ise 60 grit zımpara ile aşındırıldı. Bu diskler yüzeyi standardize etmek için 600, 800 ve 1200 git silikon karbit kağıt zımpara (English abrasives, London, England) ile zımpara cihazında (Phoenix

Beta Grinder/ Polisher, Buehler, Germany) 15 saniye süreyle ve su altında 300 devir/ dakika'da zımparalanarak örnek kalınlıkları $1,17 \pm 0,04$ mm indirildi. Her sistem, örnek sayısı 10 olan 4 gruba ayrıldı. Her grup da örnek sayısı 5 olan 2 alt gruba ayrıldı. Alt gruplardan birincisi kontrol grubu oldu, ikinci gruba 0,1 mm kalınlığında glazür uygulandı. Glazür işleminden önce tüm örnekler basınçlı buharlı suyla temizlendi. Tüm örnekler kendi firmalarının önerdikleri glazürler uygulandı. ZirkonZahn ve Ceramill sistemlerinde ZirkonZahn Glaze, ZirkonZahn ICE Stain Liquid (Steger, Ahrntal, Italy) uygulandı. Cercon sisteminde ise Ceramco PFZ Overglaze, Ceramco PFZ Stain & Glaze Liquid (Dentsply, York, PA, USA) uygulandı. Her glazür firma talimatlarına uygun olarak ve belirtilen fırınlama derecelerinde, programlanabilen vakumlu fırınlarda uygulandı. Glazür işleminden sonra ağızda kullanımı taklit edecek ısı uygulamasında örnekler, 5°C ve 55°C arasında distile su havuzunda termal siklus (yaşlandırma) işlemi uygulandı. Toplam 1000, 3000, 5000 siklus uygulandı. Deney için tüm örneklerin hazırlığı tamamlandıktan sonra universal test cihazında (Instron, 3345, Instron Corp. Norwood, MA, USA) 1 mm/dak. hızda biaksiyel bükme testi gerçekleştirildi. Vickers mikrosertlik ölçümünde bu test için tasarlanmış (ASTM) Buehler cihazı (Buehler UK Ltd., England) kullanıldı. Kırılan zirkonya örneklerin yüzeyinde 0,015-0,070 mm/sn hız ile 1 kg (9,8 N) kuvvet uygulanarak diagonal bir çentik oluşturuldu ve uygulanan yük kaldırıldıktan sonra, oluşan çentik, cihaza bağlı mikroskop ile ölçüldü. Tüm örneklerde 3 defa ölçüm yapıldı. Deney gruplarının bükme deneyi sonrasında elde edilen dayanım değerlerinin ve Vickers mikrosertlik testi sonunda elde edilen sertlik değerlerinin aritmetik ortalamaları ve standart sapma değerleri hesaplandı. Farklı sayıdaki termosiklus uygulamasının ölçümlerinde % 95 güven aralığında tek yönlü varyans analizi (one-way ANOVA), glazür uygulamasının ölçümlerinde tek yönlü varyans analizi ve çoklu grupların karşılaştırılmasında Tukey çoklu karşılaştırma testi uygulandı. Tekrarlanan termal siklus uygulamalarının glazürlü ve glazürsüz örneklerin bükme dayanımı üzerindeki etkisi iki yönlü varyans analizi (TWO-WAY ANOVA) ile değerlendirildi. İstatistiksel anlamlılık $p < 0,05$ olarak kabul edildi. Çalışmamızın sonucunda tüm zirkonya sistemlerinde glazür uygulaması bükme dayanımını azalttı ve bu azalma istatistiksel olarak anlamlı bulundu

($p<0,05$). Glazürsüz zirkonya örneklerine termal siklus uygulaması örneklerin bükme dayanımını azalttı ve bu azalma istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,05$). Glazürsüz ZirkonZahn ve Cercon örneklere 1000 ve 3000 termal siklus uygulamak bükme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik meydana getirmezken, 5000 termal siklus uygulamak bükme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma meydana getirdi ($p<0,05$). Glazürsüz Ceramill örneklere 1000 termal siklus uygulamak bükme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma meydana getirmezke, 3000 ve 5000 termal siklus uygulamak bükme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma meydana getirmiştir ($p<0,05$). Tukey çoklu karşılaştırma testine göre ZirkonZahn tüm termal siklus uygulamalarında diğer sistemlere göre anlamlı derecede daha dayanıklı bulunurken ($p<0,05$), Cercon ile Ceramill örneklerin bükme dayanımı değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Glazürlü Zirkonzahn, Cercon ve Ceramill örneklere termal siklus uygulamak, örneklerin bükme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik meydana getirmedi. Tüm termal siklus uygulamalarında zirkonya sistemlerinin birbirlerine göre bükme dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmedi. Termal siklus uygulaması glazürsüz Zirkonzahn ve Ceramill örneklerin Vickers mikro sertlik değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik meydana getirmezken, termal siklus uygulaması glazürsüz Cercon örneklerin Vickers mikro sertlik değerini istatistiksel olarak anlamlı ölçüde azaltmıştır ($p<0,05$). Glazürsüz Cercon örneklere 1000 ve 3000 termal siklus uygulamak Vickers mikro sertlik değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik meydana getirmezken, 5000 termal siklus uygulamak Vickers mikro sertlik değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir azalma meydana getirmiştir ($p<0,05$). Glazürsüz Zirkonzahn, Cercon ve Ceramill örneklerin kontrol gruplarının, 1000, 3000 ve 5000 termal siklus uygulanan gruplarının Vickers mikro sertlik değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Anahtar Kelimeler: Zirkonya, glazür, termal siklus , biaksiyal bükme dayanımı, Vickers mikro sertliği

SUMMARY

Salihoğlu E. A Comparative Study of Biaxial Flexural Strength and Vickers Microhardness of Different Zirconia Materials After Glazing and Thermal Cycling. Yeditepe University Health Sciences Institute, PhD Thesis in Prosthetic Dentistry, İstanbul, 2009.

With the increased esthetic demands of patients all ceramic systems have become increasingly popular due to their esthetic and biocompatible properties. They are, however, subject to brittle fracture. Different methods have been suggested to improve their resistance to fracture. One of these methods is the selection of reinforced ceramic core materials. One of the ceramic core materials intended for this purpose is zirconia-based material. The zirconia-based materials that demonstrate high mechanical properties, strength and resistance increase the reliability. However it is not esthetic enough, as it is opaque. In order to achieve good esthetic results it needs to be veneered. In the course of veneering and glazing, the material is subjected to firing. Moreover, the effect of oral fluids and temperature on zirconia-based materials is an important issue for the decreased fracture resistance of the material in vivo. The aim of this study is to evaluate the biaxial flexural strength and Vickers micro hardness of varying zirconia systems. In this study, 3 different zirconia systems were used and 120 zirconia samples were prepared according to ISO 6872 standards. Zirconia samples were prepared as 40 Zirkozahn (Steger, Ahrntal, Italy), 40 Cercon (Degudent, Hanau, Germany) and 40 Ceramill (AMANN GIRRACH, AG, Koblach, Austria) systems. The samples were disc shaped with diameters of 15 mm and thickness of $1,5 \pm 0,05$ mm. The Zirkozahn samples were ground with 40 grit size, Cercon and Ceramill samples were ground with 60 grit size silicon carbide paper in order to reduce the thickness. For surface standardization all zirconia samples were ground with silicon carbide paper (English abrasives, London, England) in sequences of 600, 800 and 1200 grit sizes in the grinder-polisher device (Phoenix Beta Grinder/ Polisher, Buehler, Germany) under water and for 15 seconds. During the grinding thicknesses of the samples reduced to $1,17 \pm 0,04$. Each system was divided into 4 groups which contain 10 samples and each

group was divided into 2 subgroups that contain 5 samples. The first subgroup was the control group. The second subgroup was subjected to glazing (0,1 mm thick). For each sample, we used the glaze, which was recommended by the sample's producer company. For ZirkonZahn and Ceramill samples ZirkonZahn Glaze and ZirkonZahn ICE Stain Liquid (Steger, Ahrntal, Italy) were applied. For Cercon samples Ceramco PFZ Overglaze and Ceramco PFZ Stain & Glaze Liquid (Dentsply) were applied. All glazes were applied according to their firing procedures in vacuum furnace. After these preparations all samples were thermal cycled for 1000, 3000 and 5000 cycles between 5⁰ and 55⁰ C. When all samples were prepared, a biaxial flexural strength test machine (Instron, 3345, Instron Corp. Norwood, MA,USA) with 1 mm/min crosshead speed was used. For Vickers micro hardness test a micro hardness tester (BuehlerUK Ltd.,England) with 0,015-0,070 mm/s crosshead speed was used. Three indentations on each broken sample were made with a Vickers indenter and 1 kgf (9,8 N) load was applied to the surface of the broken samples and the indentation was measured with the microscope attached to the test machine. Mean biaxial flexural strengths, Vickers micro hardness and standard deviations were calculated. Statistical analyses were accomplished by ONE WAY ANOVA and TWO WAY ANOVA at the 95% confidence level. Multiple comparisons were made with Tukey test. p values less than 0.05 were considered as statistically significant in all tests. As a result, glazing decreased the mean flexural strength in all zirconia systems and these decreases were statistically significant ($p < 0,05$). The mean flexural strengths of all un-glazed samples subjected to thermo cycling decreased and these decreases were statistically significant ($p < 0,05$). At 1000 and 3000 thermo cycles there was no statistically significant difference in mean flexural strength of un-glazed ZirkonZahn and Cercon samples whereas at 5000 thermo cycles there was statistically significant difference in mean flexural strength ($p < 0,05$). At 1000 there was not a statistically significant decrease in mean flexural strength of un-glazed Ceramill samples whereas at 3000 and 5000 thermo cycles there was a statistically significant decrease ($p < 0,05$). According to Tukey test mean strength of ZirkonZahn samples were significantly higher ($p < 0,05$) than other

systems in all thermocycles whereas the difference of mean flexure strengths of Cercon and Ceramill samples was not statistically significant. The thermal cycling performed for the glazed Zirkonzahn, Cercon and Ceramill samples did not generate statistically significant difference in the mean flexural strength of all samples. There was not a statistically significant decrease in the mean Vickers micro hardness value of ZirkonZahn and Ceramill after thermal cycling however a statistically significant ($p < 0,05$) decrease was seen in microhardness of Cercon samples. There was a statistically significant decrease in mean microhardness of un-glazed Cercon samples at 1000 and 3000 thermal cycles whereas 5000 thermal cycles significantly decreased mean Vickers microhardness value ($p < 0,05$).

Keywords: Zirconia, glaze, thermal cycling, biaxial flexural strength, Vickers microhardness

TEŞEKKÜR

Akademik hayatımın şekillenmesinde bana yol gösteren ve tez çalışmam boyunca sabrını, yardımını, deneyimlerini ve desteğini esirgemeyen değerli hocam, danışmanım, anabilim dalımızın öğretim üyesi ve dekan yardımcımız **Prof. Dr. Ender Kazazoğlu** 'na;

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanımız **Prof. Dr. Senih Çalikkocaoglu** başta olmak üzere, doktora eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan tüm değerli öğretim üyelerine;

Doktora eğitimim boyunca yapmış olduğum teorik ve klinik çalışmalarında tüm deneyimlerini benimle paylaşan bilim dalımızın öğretim üyelerinden **Yrd. Doç. Dr. Nuray Çapa**'ya;

Deney örneklerimin hazırlanması sırasında, laboratuvarlarının tüm olanaklarından yararlanmamı sağlayan **Optimal Diş Protez Laboratuvarı, 7BlueTooth ve Deniz Dental** çalışanlarına;

Malzeme desteği sağlayan **Amann Girrbach** firmasına;

Tüm eğitim ve öğretim hayatım boyunca, maddi ve manevi her türlü desteği gösteren sevgili aileme ve tez çalışmam süresince sabırla sevgisini esirgmeden rahat bir çalışma ortamı sağlayan nişanlım Ulaş'a

Teşekkür ederim...

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
İÇ KAPAK.....	I
ÖZET.....	II
SUMMARY.....	V
TEŞEKKÜR.....	VIII
İÇİNDEKİLER.....	IX
KISALTMALARIN LİSTESİ.....	XV
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	XVII
RESİMLERİN LİSTESİ.....	XIX
TABLoların LİSTESİ.....	XXI
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
2.1 DENTAL SERAMİKLER.....	2
2.1.1 DENTAL SERAMİKLERİN TARİHÇESİ.....	2
2.1.2 DENTAL SERAMİKLERİN YAPISI.....	3
2.1.3 DENTAL SERAMİKLERİN ÖZELLİKLERİ.....	5
2.1.4 DENTAL SERAMİKLERİN DAYANIKLILIKLARINI	
ARTIRMA YÖNTEMLERİ.....	5
2.1.4.1 Rezidüel baskı streslerinin oluşturulması.....	6

2.1.4.2 Fırınlama işlemi sayılarının azaltılması.....	6
2.1.4.3 Restorasyonun optimum dizaynı ile gerili streslerinin azaltılması.....	6
2.1.4.4 İyon değişimi.....	7
2.1.4.5 Kontrollü kristalizasyon.....	7
2.1.4.6 Camsı yapıya seramik kristallerinin katılması.....	7
2.1.4.7 Dönüşüm Doygunluğu	8
2.2 TAM SERAMİK SİSTEMLERİN SINIFLANDIRILMASI	10
2.2.1 CAM SERAMİKLER.....	12
2.2.1.1 Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler.....	12
2.2.1.2 Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler	12
2.2.1.3 Feldspatik seramikler.....	13
2.2.2 ALUMİNA ESASLI SERAMİKLER.....	14
2.2.2.1 In-Ceram Alumina.....	14
2.2.2.2 In-Ceram Spinell.....	14
2.2.2.3 Synthoceram.....	15
2.2.2.4 In-Ceram Zirconia.....	15
2.2.2.5 Procera.....	15
2.2.3 ZİRKONYA ESASLI SERAMİKLER.....	16
2.2.3.1 Lava.....	16
2.2.3.2 Cercon	17
2.2.3.3 DC-Zirkon	17
2.2.3.4 Denzir.....	18

2.2.3.5 Procera	18
2.2.3.6 Everest Sistemi	18
2.2.3.7 Hint-Els Sistemi	19
2.2.3.8 Cerec InLab Sistemi	19
2.2.3.9 ZENO Tec Sistemi	20
2.2.3.10 ZirkonZahn	20
2.2.3.11 Ceramill	21
2.3 CAD/CAM SİSTEMLERİ.....	21
2.3.1 TANIMI VE TARİHSEL GELİŞİMİ.....	21
2.3.2 CAD/CAM KOMPONENTLERİ	22
2.3.2.1 Tarayıcı.....	22
2.3.2.2 Yazılım	22
2.3.2.3 Donanım	22
2.3.3 AÇIK VE KAPALI CAD/CAM SİSTMLERİ.....	23
2.3.4 CAD/CAM MATERYALLERİ.....	23
2.4 ZİRKONYA ESASLI SERAMİKLER.....	24
2.4.1 UYGULAMA ALANLARI.....	24
2.4.2 YAPISI VE ÖZELLİKLERİ.....	25
2.4.3 ZİRKONYA MATERYALLERİ.....	27
2.4.3.1 Stabilize Zirkonya.....	27
2.4.3.2 Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri	28
2.4.4 ZİRKONYANIN BİYUYUMLULUĞU.....	28

2.4.5 ZİRKONYANIN YAŞLANMASI.....	28
2.4.6 YÜZEY İŞLEMLERİNİN VE SICAKLIĞIN Y-TZP'YE ETKİSİ ..	29
2.4.6.1 Aşındırma.....	29
2.4.6.2 Cilalama	30
2.4.6.3 Kumlama	31
2.4.6.4 Sıcaklık.....	32
2.4.6.5 Glazürleme.....	36
2.4.6.6 Yaşlandırma	38
2.5 MATERYALLERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİ.....	39
2.5.1 Gerilim	39
2.5.2 Birim Şekil Değişimi.....	39
2.5.3 Elastik Modül.....	39
2.5.4 Oransal Limit.....	40
2.5.5 Elastik Limit.....	40
2.5.6 Akma Noktası Dayanımı.....	40
2.5.7 Poisson Oranı	40
2.5.8 Kırılma Dayanımı	41
2.5.9 Kırılma Sertliği	41
2.5.10 Bükülme Dayanımı	41
2.5.11 Darbe Dayanımı	41
2.5.12 Esneklik.....	41
2.5.13 Sağlamlık.....	42
2.5.14 Sertlik	42

2.5.15 Yorgunluk Dayanımı	42
2.5.16 Dayanım	42
2.6 MEKANİK TESTLER.....	43
2.6.1 Bükme Testleri.....	43
2.6.2 Çarpma Dayanıklılığı Testleri.....	45
2.6.3 Gerçek Örneklerin Yüklenmesi ile Yapılan Testler.....	45
2.6.4 Sertlik (Hardness) Testi	45
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	48
3.1 DENEY GRUPLARININ OLUŞTURULMASI.....	48
3.1.1 ZirkonZahn grubu.....	49
3.1.2 Cercon grubu.....	50
3.1.3 Ceramill grubu.....	51
3.2 ÇALIŞMAMIZDA KULLANILAN ZİRKONYA ESASLI ALT YAPILARIN ELDE EDİLMESİ.....	53
3.2.1 ZirkonZahn sistemi	54
3.2.2 Cercon sistemi.....	57
3.2.3 Ceramill sistemi.....	60
3.3 ÇALIŞMAMIZDA KULLANILAN GLAZÜRLER	64
3.4 DENEY ÖRNEKLERİNİN HAZIRLANMASI.....	65
3.4.1 Yüzey işlemleri.....	65
3.4.2 Glazür uygulanması.....	66
3.4.3 Termal siklus uygulanması.....	71

3.5 DENEY DÜZENEĞİNİN HAZIRLANMASI VE BİAKSİYEL	
BÜKME TESTİNİN YAPILMASI	73
3.6 VICKERS MİKROSEİTLİK DEĞERLERİNİN ÖLÇÜLMESİ.....	76
3.7 İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME.....	78
4. BULGULAR.....	79
4.1 Biaksiyal Bükme Deneyi Bulguları.....	79
4.1.1 Glazür uygulamasının zirkonya örneklerin bükme dayanımına etkisi	79
4.1.2 Termal siklus uygulamasının glazürsüz grupların bükme	
dayanımına etkisi	84
4.1.3 Termal siklus uygulamasının glazürlü grupların bükme	
dayanımına etkisi.....	92
4.2 Vickers Mikro Sertlik Testi bulguları.....	100
5. TARTIŞMA.....	105
6. SONUÇLAR.....	131
7. KAYNAKLAR.....	133
8.ÖZGEÇMİŞ.....	151

KISALTMALARIN LİSTESİ

3Y-TZP	% 3 yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalleri
TGA	Australian Therapeutic Goods Administration
Al_2O_3	Alumina
$\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$	Hidrate alumina silikat
B_2O_3	Borik oksit
CAD/CAM	Computer Aided-Design/ ComputerAided-Manufacturing
CaO	Kalsiyum oksit
CeO_2	Seryum oksit
COP	Krom-kobalt
F	Frekans
FDA	Food and Drug Administration
Hf	Hafnium
HIP	Hot Isostatic Pressing
K_2O	Potasyum oksit
$\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$	Potasyum alumina silikat
$\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 4\text{SiO}_2$	Lösit
kg	Kilogram
MPa	Megapaskal
m	Monoklinik
mm	Milimetre
MgO	Magnezyum oksit
MgAl_2O_4	Magnezyum alüminyum oksit

n	Örnek sayısı
N	Newton
Na ₂ O	Sodyum oksit
Na ₂ O · Al ₂ O ₃ · 6SiO ₂	Sodyum alumina silikat
p	Anlamlılık
PSZ	Parsiyel stabilize zirkonya
sd	Standart sapma
SEM	Scanning Electron Microscopy
SiO ₄	Silika tetrahedra
SiO ₂	Kuartz
SiO ₂ -Li ₂ O	Lityum disilikat
t→m	Tetragonal-monoklinik faz dönüşümü
TGA	Australian Therapeutic Goods Administration
TZP	Tetragonal zirkonya polikristali
TEM	Transmission electron microscopy
VHN	Vickers Sertlik Değeri
XRD	X-Ray Diffraction
Y ₂ O ₃	Yttrium oksit
Y-TZP	Yttrium ile stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri
YPSZ	Yttrium ile parsiyel stabilize edilmiş zirkonya
Zr	Zirkonyum
ZrSiO ₄	Zirkonyum silikat
ZrO ₂	Zirkonyum oksit, zirkonyum dioksit
µm	Mikrometre

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil 1: Dönüşüm doygunluğu mekanizmasının şematik çizimi

Şekil 2: ZirkonZahn örneklerin glazür uygulaması sonrası bükme dayanımı

Şekil 3: Cercon örneklerin glazür uygulaması sonrası bükme dayanımı

Şekil 4: Ceramill örneklerin glazür uygulaması sonrası bükme dayanımı

Şekil 5: Glazürsüz ve glazürlü zirkonya örneklerin bükme dayanımı grafiği

Şekil 6: Glazürlü ve glazürsüz grupların bükme dayanımında örnek dağılımları

Şekil 7: Glazürsüz ZirkonZahn örneklerin bükme dayanımı grafiği

Şekil 8: Glazürsüz Cercon örneklerin bükme dayanımı grafiği

Şekil 9: Glazürsüz Ceramill örneklerin bükme dayanımı grafiği

Şekil 10: Glazürsüz zirkonya örneklerin bükme dayanımı grafiği

Şekil 11: Glazürsüz grupların bükme dayanımında örnek dağılımları

Şekil 12: Glazürlü ZirkonZahn örneklerin bükme dayanımı grafiği

Şekil 13: Glazürlü Cercon örneklerin bükme dayanımı grafiği

Şekil 14: Glazürlü Ceramill örneklerin bükme dayanımı grafiği

Şekil 15: Glazürlü zirkonya örneklerin bükme dayanımı grafiği

Şekil 16: Glazürlü grupların bükme dağılımında örnek dağılımı

Şekil 17: Zirkonzahn örneklerin iki yönlü varyans analizinde örnek dağılımları

Şekil 18: Cercon örneklerin iki yönlü varyans analizinde örnek dağılımları

Şekil 19: Ceramill örneklerin iki yönlü varyans analizinde örnek dağılımları

Şekil 20: Glazürsüz ZirkonZahn örneklerin Vickers mikro sertlik grafiği

Şekil 21: Glazürsüz Cercon örneklerin Vickers mikro sertlik grafiği

Şekil 22: Glazürsüz Ceramill örneklerin Vickers mikro sertlik grafiği

Şekil 23: Glazürsüz zirkonya örneklerin Vickers sertlik grafiği

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim 1: Örneklerin hazırlanmasında kullanılan metal silindir kalıplar

Resim 2: Metal kalıp içerisinde hazırlanan kompozit örnekler

Resim 3: Işıkla polimerize olan kompozit rezin materyali ile hazırlanan diskler

Resim 4: Mekanik yöntemle üretim yapan ZirkonZahn makinesi

Resim 5: Sinterlenmemiş ZirkonZahn blok

Resim 6: Makinenin okuyucu ünitesine yerleştirilen kompozit rezin alt yapı dizaynları

Resim 7: Makinenin kazıyıcı ünitesine yerleştirilen ZirkonZahn blok

Resim 8: Sinterlenmesi tamamlanmış ve orijinal boyutlarına ulaşmış ZirkonZahn diskler

Resim 9: Cercon Brain cihaz

Resim 10: Kompozit rezin alt yapı dizaynlarının tarama ünitesine yerleştirilmesi

Resim 11: Cercon Heat sinterleme fırını

Resim 12: Sinterlendikten sonra final boyutlarına ulaşan Cercon diskler

Resim 13: Ceramill Base frezeleme cihazı

Resim 14: Kompozit disk örneklerden hazırlanan silikon kalıp

Resim 15: Silikon kalıp içerisinde modelaj akrililiği ile hazırlanan dizaynlar

Resim 16: Akrilik dizaynların birbirine bağlanması

Resim 17: Makinenin okuyucu ünitesine yerleştirilen akrilik dizaynlar ve kazıyıcı ünitesine yerleştirilen sinterlenmemiş Ceramill blok

Resim 18: Makinenin kazıma ünitesindeki frezelenmiş diskler

Resim 19: Sinterlenmesi tamamlanmış ve orijinal boyutlarına ulaşmış Ceramill diskler

Resim 20: ZirkonZahn Glaze, ZirkonZahn ICE Stain Liquid

Resim 21: Ceramco PFZ Overglaze, Ceramco PFZ Stain & Glaze Liquid

Resim 22: Phoenix Beta Grinder/ Polisher zımpara cihazı

Resim 23: Glazür uygulanacak örneklerin basınçlı buharlı su ile temizlenmesi

Resim 24: Zirkonya örneklere glazür uygulanması

Resim 25: Glazür uygulanmış ZirkonZahn örnekler

Resim 26: ZirkonZahn ve Ceramill örneklere glazür uygulanan vakumlu fırın

Resim 27: ZirkonZahn ve Ceramill örneklere glazür uygulanan fırının sıcaklık değerleri

Resim 28: Ceramco PFZ glazür fırını

Resim 29: Cercon örneklere glazür uygulanan fırının sıcaklık değerleri

Resim 30: Glazürsüz örnekler

Resim 31: Glazürlü örnekler

Resim 32: Termal siklus cihazı

Resim 33: Termal siklus cihazındaki örnekler

Resim 34: Instron cihazı

Resim 35: Instron cihazında kırılan örnek

Resim 36: Instron cihazında kırılmış örnek

Resim 37: Buehler Vickers sertlik ölçme cihazı

Resim 38: Vickers sertlik ölçme cihazında örneklerin incelenmesi

Resim 39: Vickers sertlik ölçme cihazında elde edilen değerin okunması

TABLoların LİSTESİ

Tablo 1: Curtis ve ark.'nın çalışma sonucu

Tablo 2: Kosmac ve ark.'nın çalışma sonucu

Tablo 3: Kosmac ve ark.'nın çalışma sonucu

Tablo 4: Ban ve ark.'nın çalışma sonucu

Tablo 5: Øilo ve ark.'nın çalışma sonucu

Tablo 6: Sundh ve ark.'nın çalışma sonucu

Tablo 7: Sundh ve ark.'nın çalışma sonucu

Tablo 8: Guazzato ve ark.'nın çalışma sonucu

Tablo 9: Kosmač ve ark.'nın çalışma sonucu

Tablo 10: Ho ve ark.'nın çalışma sonucu

Tablo 11: Sato ve ark.'nın çalışma sonucu

Tablo 12: Ban ve ark.'nın çalışma sonucu

Tablo 13: Kullanılan malzemeler

Tablo 14: Deney gruplarının oluşturulması

Tablo 15: Çalışmamızda kullanılan zirkonya örneklerin kalınlıkları

Tablo 16: Fırınlama ısıları

Tablo 17: ZirkonZahn örneklerle glazür uygulamasından sonra bükme dayanımlarının istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 18: Cercon örneklerle glazür uygulamasından sonra bükme dayanımlarının istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 19: Ceramill örneklerle glazür uygulamasından sonra bükme dayanımlarının istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 20: Zirkonya örneklerin glazür uygulamasından sonra kırılma dayanımı değişimlerinin ve birbirlerine göre dayanım ilişkilerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 21: Farklı zirkonya sistemlerinin glazür uygulamaları arasındaki birbirlerine göre bükme dayanımı farklılıklarının istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 22: Glazürsüz ZirkonZahn örneklerin termal siklus uygulamasından sonra bükme dayanımlarının istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 23: Glazürsüz Cercon örneklerin termal siklus uygulamasından sonra bükme dayanımlarının istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 24: Glazürsüz Ceramill örneklerin termal siklus uygulamasından sonra bükme dayanımlarının istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 25: Zirkonya örneklerin farklı sayıda termal siklus uygulamaları arasındaki bükme dayanımı farklılıklarının istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 26: Glazürsüz zirkonya örneklerin termal siklus uygulamasından sonra kırılma dayanım değişimlerinin ve birbirlerine göre dayanım ilişkilerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 27: Glazürsüz farklı zirkonya sistemlerinin farklı termal siklus uygulamaları arasındaki birbirlerine göre bükme dayanımı farklılıklarının istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 28: Glazürlü ZirkonZahn örneklerin termal siklus uygulamasından sonra bükme dayanımlarının istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 29: Glazürlü Cercon örneklerin termal siklus uygulamasından sonra bükme dayanımlarının istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 30: Glazürlü Ceramill örneklerin termal siklus uygulamasından sonra bükme dayanımlarının istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 31: Glazürlü zirkonya örneklerin termal siklus uygulamasından sonra kırılma dayanım değişimlerinin ve birbirlerine göre dayanım ilişkilerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 32: Glazürsüz ZirkonZahn örneklerin termal siklus uygulamasından sonra Vickers mikrosertlik değerlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 33: Glazürsüz Cercon örneklerin termal siklus uygulamasından sonra Vickers mikro sertlik değerlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 34: Cercon örneklerin farklı sayıda termal siklus uygulamaları arasındaki Vickers mikro sertlik farklılıklarının istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 35: Glazürsüz Ceramill örneklerin termal siklus uygulamasından sonra Vickers mikro sertlik değerlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 36: Glazürsüz zirkonya örneklerin termal siklus sonrası Vickers mikro sertlik değişimlerinin ve birbirlerine göre ilişkilerinin istatistiksel değerlendirilmesi

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde hastaların estetik beklentilerinin artmasıyla tam seramik restorasyonlar estetik kaliteleri sebebiyle hem hastalar hem de hekimler için oldukça popüler hale gelmiştir (1, 2, 3). Metal desteksiz restorasyonlar metalik faz içermedikleri için hem kaliteli bir estetik sağlarlar hem de biyouyumludurlar (3, 4). Restorasyonun translusentliği ışık geçirgenliğine izin verir (2). Tam seramik sistemler estetiği artırırken (5) biyomekanik açıdan gereken özelliklere sahip olmalı ve metal-seramik restorasyonlar gibi uzun ömürlü olmalıdırlar (6). Zirkonyum oksit esaslı materyaller mükemmel mekanik özelliklere sahiptir (7, 8), biyouyumludur (9,10), bakteriyel adezyonu düşüktür (11,12) ve konvansiyonel teknikle simante edilebilirler (13). ‘Dönüşüm doygunluğu’ özelliği sayesinde başlangıç dayanıklılığı ve kırılma tokluğu yüksektir (7). Ancak bu fiziksel özelliğin varlığı dental restorasyonlar açısından şüphelidir (14). Dönüşüm doygunluğu çatlak ilerlemesine karşı direnci artırır (15). Dönüşüm oranı zirkonyaya uygulanan yüke, yaşlandırma işleminde uygulanan sıcaklığa ve zamana ve Y-TZP’nin üretim işlemlerine bağlıdır (16,17). Dönüşüm sonucunda çatlak ucundaki metastabil tetragonal tanecikler monoklinik taneciklere dönüşür, hacim artışı meydana gelir ve baskı stresi oluşur (15). Dental restorasyonlar simante edildikten ve ağız ortamında kullanılmaya başladıktan sonra çeşitli faktörler bu restorasyonların kullanım süresini etkileyebilir. Isısal değişimler ve tükürük, materyallerde yorgunluğa sebep olur (18). Bu metastabil yapısından dolayı zirkonya su varlığında yaşlanmaya maruz kalır (19, 20).

Çalışmamızın amacı günümüzde kullanılmakta olan ZirkonZahn, Cercon ve Ceramill marka, üç farklı zirkonya sisteminin glazür ve termal siklus uygulaması sonrasında kırılma ve mikro sertlik değişimlerini incelemektir. Bizim bulgularımız glazür ve yaşlandırma işlemleri sonrasında hangi zirkonya esaslı alt yapının en yüksek bükme dayanıklılığı değerine sahip olduğunu göstermesi açısından, klinikte daha dayanıklı ve daha uzun süre kullanılabilen restorasyonların yapılmasında diş hekimlerini aydınlatılabilir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 DENTAL SERAMİKLER

2.1.1 DENTAL SERAMİKLERİN TARİHÇESİ

Seramik, Yunanca 'topraktan yapılmış' anlamına gelen 'keramikos' kelimesinden türemiştir (21). Keramik kullanımı günümüzden 10000 yıl önce, taş devrine kadar uzanmaktadır (22). Mezopotamya uygarlığında ve Asurlarda yapı malzemesi olarak kullanılmıştır. M.Ö. 50 yıllarında Çinliler tarafından geliştirilerek kiremit, tuğla, fayans olarak ve Çin porseleni adıyla sanat eserlerinde kullanılmıştır. XVI. yüz yılda Portekizli denizciler tarafından Avrupa'ya getirilmiştir. Anadolu uygarlıklarında dekorasyon ve çinicilikte geniş bir uygulama alanı bulmuştur (21).

Diş hekimliğinde porselen ilk olarak 1774 yılında eczacı Duchateau tarafından kullanılmıştır. Duchateau, diş hekimi Nicolas Dubois de Chenant ile ilk porselen protezi yapmıştır. 1808 yılında Paris'te Giuseppangelo Fonzi, platin pinler içeren ilk kişisel porselen dişleri tanıtmıştır(21). 1817'de Fransız diş hekimi Planteau Amerika'da porselen dişleri tanıtmıştır (22). O çağlarda porselen diş sanayi, Amerika'da büyük aşamalar göstermiş ve diş hekimlerine 1838'lerde hazır porselen dişler sunulmuştur (21). 1885'te Cincinnati'li John Allen ilk kez platin armatür üstüne pişirilmiş porselen bir protezin yapım metodunu açıklamıştır (21). 1887'de Land, porseleni diş kavitesine göre pişirmeyi ortaya koymuştur (21, 23). Porselen inleylerin güncel yapım metodu bu şekilde bulunmuştur. 1886'da A.E. Matteson altın yaprak ile ilk estetik kuronu yapmış ve üstüne porselen pişirmiştir. 1895'te Land platin yaprak üzerinde porselen fırınlamayı başarak jaket kuron yapımını ortaya koymuştur (21,22). Estetik avantajlarına karşılık dayanıklılığının düşük olması (22), kırılabilirliğinin fazla ve marjinal uyumun kötü olması sebebiyle, bu restorasyonlar popüleritesini yitirmiştir. Metal destekli seramik restorasyonların ortaya çıkmasıyla da bu teknik ortadan kalkmıştır. Bundan sonra metal-seramik protezler kullanılmaya başlanmıştır. Feldspatik porselenin yapısı metal bir alt yapı kullanmadan tam seramik kuron yapımı için oldukça zayıftır. İlk ticari porselen 1963'te Vita Zahnfabrik

tarafından üretilmiştir. 1965'te McLean ve Huges, % 40-50 alumina içeren bir alt yapı seramiği kullanıldığında porselenin kırılma direncinde önemli derecede artış olduğunu bildirmişlerdir. Adair ve Grossman 1984'te camın kontrollü kristalizasyonu, cam matriks içerisinde tetrasilicic fluormica kristalleri içeren Dicor'u geliştirmişlerdir (22,23). 1990'ların başında ,% 34 lösit içeren, preslenebilen bir cam seramik olan IPS Empress üretilmiştir. Bu materyallerin hiçbiri köprü yapımı için yeterli dayanıklılığa sahip olmadığı için, 1990'ların sonunda kırılma direnci daha yüksek ve hacimce % 70 lityum disilikat kristalleri içeren IPS Empress II geliştirilmiştir. Bu materyal ile 2. premolara kadar 3 üyeli köprü yapılabilmekteydi. IPS Empress II'nin kırılma tokluğu IPS Empress'in 2,5 katı idi (22).

2.1.2 DENTAL SERAMİKLERİN YAPISI

Seramik, esasen işlenmemiş, kilden üretilen materyaller için kullanılmış bir kelimedir. Günümüzde 'seramik', sinterleme işlemiyle stabilize edilen, metal olmayan inorganik tozlardan oluşan tüm materyaller için kullanılmaktadır (24). Protez Terimleri Sözlüğüne göre seramik, bir yada birden fazla metalin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı birleşimdir (25). Bu birleşimde oksijen atomları matriks olarak görev yaparken silikon atomları da boşlukları doldurur. Sonuçta her silikon atomunun dört oksijen atomu ile çevrelendiği tetrahedral yapı (SiO_4) oluşur (26).

Dental porselen % 75-85 feldspar (24, 26, 27, 28) ,% 12-22 kuartz (SiO_2) ve % 3-5 kaolenden (kil) oluşmaktadır (26, 27, 28). Feldspar, potasyum alumina silikat ($\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$ / potas feldspar) ve sodyum alumina silikattan ($\text{Na}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$ / soda feldspar) oluşan bir eritici (22). Feldspar, metal oksitlerle 1000 °C'ye kadar ısıtılır ve yumuşayan ve hafifçe akabilen cam fazına ve lösite ($\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 4\text{SiO}_2$) ayrışır (22, 27, 28). Fırınlama esnasında cam fazın yumuşaması porselen tozundaki partiküllerin birbirleriyle kaynaşmasını sağlar. Dental porselenlerde partiküllerin birleşmesi işlemine 'sinterleme' denir ve yüksek sıcaklıkta partiküller arasındaki, yoğun bir katı oluşturabilecek difüzyon olarak tanımlanır (22). Lösit miktarı ısı genleşme katsayısını kontrol eder. Lösit, ayrıca, porselenin dayanıklılığını artırır. Yüksek oranda lösit içeren porselenler düşük oranda lösit içeren porselenlere göre

yaklaşık iki kat daha dayanıklıdır. Dental porselenin yapısında bulunan silika (quartz, SiO_2), kütlenin bütünlüğünü korur ve diğer içeriklere iskelet vazifesi görür. Kaolen (kil, $\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$), porselene opazite özelliğini verir. Sıvı ile karıştığında yapışkan hale gelerek porselenin işlenmesini kolaylaştırır (27, 28).

Feldspatik porselenler % 69 SiO_2 (silika), % 8 Al_2O_3 (alumina), % 8-10 K_2O (potas) ve Na_2O (soda), % 1 B_2O_3 (borik oksit) (22, 26), % 0.8 CaO (kalsiyum oksit) (26), gibi çeşitli metal oksitler içerir. Bu oksitler, dayanıklılığı ve metal ile olan bağlantıyı artırmak ya da opaziteyi ve dişin rengini düzenlemek için ilave edilirler (24). Dental porselende kullanılan feldspar saf ve renksizdir. Dolayısıyla doğal diş rengini taklit edebilmek için bu pigmentler ilave edilmelidir (22). Porselene ilave edilen renk pigmentlerine 'renk friti' denir. Bu tozlar doğal diş rengini taklit edebilmek için düşük miktarlarda ilave edilirler. Bunlar, metalik oksitlerin, cam ve feldspar ile beraber toz haline getirilip fırında kaynaştırılması ve tekrar toz haline getirilmesiyle elde edilir (22, 27, 28). Metalik pigmentlerden titanyum oksit sarı-kahve, manganez oksit eflatun, demir ve nikel oksit kahve rengi, kobalt oksit mavi, bakır (22, 27) ve krom oksit yeşil renk elde etmek amacıyla kullanılmaktadır (27). Seryum oksit, zirkonyum oksit (22) ya da kalay oksit (22, 27) ilavesiyle de opazite elde edilir.

Metal alaşımlarla kullanılan düşük ısıli yüksek genleşme katsayısına sahip feldspatik porselenin yapısında bulunan potasyum, sodyum, kalsiyum gibi alkaliler cam modifiye edici ajanlardır (26). Silika tetrahedra yapının bağları bu gibi alkali metal iyonların ilave edilmesiyle bozulabilir. Bu iyonlar uçlardaki oksijen atomlarıyla bağ yapar ve oksijen silikon bağlarını bozarak (22) ısı genleşme katsayısını artırmaktadırlar (22,26). Cam modifiye edici ajanlar vizkoziteyi azaltır, erime sıcaklığını düşürür. Ancak bu ajanların konsantrasyonu fazla olursa kimyasal dayanıklılık azalır. Çok fazla tetrahedral yapı bozulursa porselenin fırınlanması esnasında 'devitrifikasyon' denilen camın kristalizasyonu meydana gelebilir (22).

Dental porselenler, 1288-1371 °C 'de yüksek ısı, 1093-1260 °C 'de orta ısı (28,29), 871-1066 °C 'de düşük ısı porseleni olarak fırınlanma ısılarına göre sınıflandırılırlar (28). Yüksek ısı porselenleri protez dişi yapımında (22,28) orta ısı porseleni jaket kuron yapımında (28) ve düşük ısı porselenleri metal destekli seramik restorasyonların yapımında kullanılmaktadır (22, 28).

2.1.3 DENTAL SERAMİKLERİN ÖZELLİKLERİ

Seramikler kırılmaya karşı hassastırlar. Bu, özellikle restorasyonun aynı bölgesinde hem çatlak hem de gerilme stresleri mevcutsa önemli bir dezavantajdır (30).

Seramiklerin basma direnci, gerilme direncine göre daha yüksektir (29). Porselen sodyum, potasyum ve lityum gibi alkali metallerinin oluşturduğu düzensiz bir silika ağına sahip camsı bir yapıdır. Bu düzensiz yapının kırılma ve erime derecesi gibi fiziksel özellikleri caminkine benzer. Camlar düzensiz yapılarından dolayı kırılırlar. Camların ve kırılma materyallerin dayanıklılığı küçük çatlakların varlığına bağlıdır. Çatlak, oklusal ayarlama esnasında elmas frezle aşındırma sonucu yüzeyde oluşturulmuş bir mikro çatlak ya da porselenin işlenmesi ve fırınlanması sonucu yüzeyin altında oluşmuş bir porozite olabilir (30). Yüksek strese maruz kaldığında plastik deformasyon özelliği sayesinde esneyebilen metallerle kıyaslandığında, seramikler stres altında kırılmadan esneyemezler. Gerilme stresi uygulandığında küçük yarıklar açılır ve çatlak ilerler (crack propagation theory). Baskı altında ise camlar daha dayanıklıdır çünkü baskı kuvvetleri çatlakları kapatır (29).

Dental porselenlerin bükme dayanımı 'modulus of rupture' diye tanımlanır. Camsı porselenlerin bükme dayanımı değeri yaklaşık 90 MPa'dır. Vakumla pişirilen porselenlerin dayanıklılığı ise daha az çatlak oluşması sebebiyle daha yüksektir (29).

2.1.4 DENTAL SERAMİKLERİN DAYANIKLILIKLARINI ARTIRMA YÖNTEMLERİ

Seramikler günümüz diş hekimliğinde estetik üstünlükleri ve mükemmel hijyen sağlamaları açısından en sık kullanılan restoratif malzemelerdir. Basma dayanımları yüksektir ancak içeriğindeki 3-6 μ m uzunluğundaki Griffith çatlakları denilen mikro çatlak yapı nedeniyle gerilme dirençleri düşüktür ve kırılırlar. Bu nedenle mekanik özelliklerinin artırılarak, düşük gerilme streslerinde gelişen çatlak oluşumunu engelleyici bir mekanizma ile kuvvetlendirilmeleri gerekir.

2.1.4.1 Rezidüel baskı streslerinin oluşturulması

Seramikleri güçlendirme metotlarından biri veneer seramiğinde rezidüel baskı stresleri oluşturmaktır. Alt yapı materyalinin ısı genleşme katsayısı veneer seramikten fazladır. Bu farklılık, fırınlama sıcaklığından oda sıcaklığına soğurken alt yapı materyalinin ısı genleşme katsayısı daha fazla olduğu için biraz daha fazla büzülmesine sebep olur. Bu farklılık veneer seramikte baskı stresleri oluşturarak ilave dayanıklılık sağlar (31).

2.1.4.2 Fırınlama işlemi sayılarının azaltılması

Porselen fırınlama işleminde porselen tozundaki partiküller yoğun bir şekilde birleşerek yüzeyde pürüzsüz, camsı bir tabaka (glazür) oluşturur. Porselenin fırınlama sıcaklıklarında çeşitli kimyasal reaksiyonlar meydana gelmektedir ve bunların en önemlilerinden biri lösit kristallerinin artmasıdır. Lösit porselenin ısı genleşme katsayısını etkiler. Çoklu fırınlamalar sonrasında lösit içeriğindeki değişiklik ısı genleşme katsayısını artırır. Alt yapı materyali ile veneer seramiğin ısı genleşme katsayısı arasındaki fark artarsa soğuma esnasında ani ya da gecikmiş çatlak oluşumuna sebep olabilecek stresler oluşturur (31, 32, 33).

2.1.4.3 Restorasyonun optimum dizaynı ile gerilim streslerinin azaltılması

Seramik içeren dental restorasyonlar, düşük gerilme dayanıklılıkları, kırılganlıkları ve çatlaklara hassasiyetleri gibi zayıf yapılarını kompanse edecek şekilde dizayn edilmelidir. Restorasyonun dizaynı, seramiğin yüksek gerilme stresine maruz kalmasını önleyecek şekilde hazırlanmalıdır (22). Gerilme stresleri iç yüzeyde olduğu için, kuron yapımında, uygun kalınlıkta alt yapı materyali kullanılarak gerilme stresleri azaltılır (22, 34, 35, 36). Seramik köprülerde konektörün dişeti yüzeyinde yüksek gerilme stresleri oluşur. Konektörün yüksekliğini artırarak ve dişeti embrasürünü destek dokuların sağlığını bozmayacak şekilde daha yuvarlak hatlı hazırlayarak gerilme stresleri azaltılabilir (37, 38).

2.1.4.4 İyon değişimi (Chemical tempering)

İyon değişimi, seramik içerisinde rezidüel baskı stresi oluşturmanın en etkili yöntemidir (22). Bu işlemde daha büyük potasyum iyonları daha küçük sodyum iyonları ile yer değiştirir (39). Sodyum içeren bir cam erimiş potasyum nitrat banyosuna bırakılırsa, potasyum iyonları camın yüzeyindeki bazı sodyum iyonları ile yer değiştirir. Potasyum iyonu, sodyum iyonundan yaklaşık % 35 daha büyüktür. Daha önceden sodyum iyonları tarafından doldurulan yerleri potasyum iyonları ile doldurmak camın yüzeyinde daha büyük rezidüel baskı stresleri oluşturur. Ancak baskı tabakasının derinliği 100 µm 'den azdır. Dolayısıyla bu tabaka aşındırıldığında ya da uzun dönem inorganik asitlere maruz kaldığında kolayca ortadan kalkabilir (22, 39, 40).

2.1.4.5 Kontrollü kristalizasyon (Thermal Tempering)

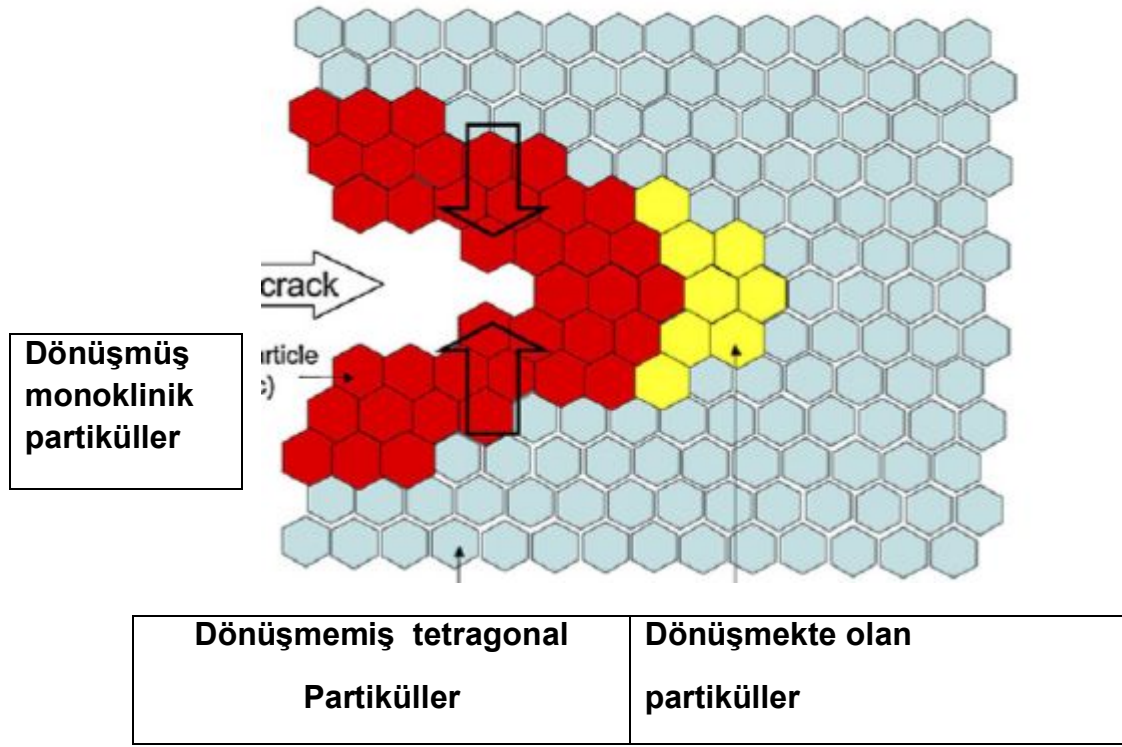
Bu işlemde bir madde eriyik halde iken ani bir şekilde soğutularak yüzeyde rezidüel baskı stresleri oluşturulur. Bu ani soğuma, erimiş alt yapıyı çevreleyen rijit bir cam tabaka oluşturur. Erimiş alt yapı katılaştıka büzülür, ancak dış tabaka rijit kalır. Katılaşan alt yapının büzüldükçe çekilmesi, alt yapıda rezidüel gerilme stresi ve dış yüzeyde ise rezidüel baskı stresi oluşturur ve böylece çatlak oluşmasını ve ilerlemesini önler (41, 42,43).

2.1.4.6 Camsı yapıya seramik kristallerinin katılması (Dispersion strengthening)

Primer olarak cam fazı içeren dental seramikler lösit, lityum silikat, alumina, magnezya-alumina spinel, zirkonya gibi kristal içeriği artırılarak güçlendirilebilirler. Alumina (Al_2O_3) gibi kristal bir materyal, cama ilave edildiğinde cam sertleşir ve güçlenir, çünkü çatlak alumina partiküllerinden cam matriksteki kadar kolay geçemez. Sertleşme miktarı kristal tipine, büyüklüğüne, hacmine, partiküller arasındaki boşluğa ve ısı genleşme katsayısına bağlıdır (22).

2.1.4.7 Dönüşüm Doygunluğu (Transformation toughening)

Dönüşüm doygunluğuna sahip seramikler 1975 yılında keşfedilmiştir. Dönüşüm doygunluğu, stres altında çatlaktan enerji abzorbe edecek olan kristal yapıdaki değişikliktir. Zirkonya (ZrO_2) bu mekanizmaya bir örnektir. ZrO_2 'nin 'dönüşüm doygunluğu' ilk olarak Garvie, Hannink ve Pascoe'nin 'Ceramic Steel?' başlıklı makalelerinde bildirilmiştir(44). ZrO_2 esaslı alaşımlar demir esaslı alaşımlarla benzer özellikler göstermektedirler. ZrO_2 'nin ısı genleşme katsayısı ve elastik modülü çeliğinkine benzer. En önemlisi her iki sistem de martensitik dönüşüm gösterirler ve çelikteki martensit oluşumu gibi, ZrO_2 'de meydana gelen t→m dönüşümü materyalin dayanıklılığını ve kırılma tokluğunu artırır(7, 15, 44) Bu faz dönüşümü mekanizması zirkonyanın üç faz bulunan polimorfik yapısı sonucu meydana gelmektedir (44, 45). Bu fazlar monoklinik , tetragonal ve kübik fazlardır. Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinikdir (44, 46). Bu faz 1170 °C 'ye kadar stabildir. Bu sıcaklığın üzerinde tetragonal faza, 2370 °C 'de ise kübik faza dönüşür. Materyale kumlama ya da aşındırma gibi eksternal bir kuvvet uygulandığında, tetragonal tanecikler monoklinik taneciklere dönüşür (t→m) (7, 46, 47). Bu faz dönüşümü, materyal içinde % 3-5'lik bir hacim artışına neden olur (48, 49). Bu hacim artışı da, var olan çatlak uçlarında lokalize kompresif streslerin oluşmasını indükler (7,48, 50). Oluşan bu kompresif stresler, materyal içerisindeki mikro çatlakların ilerlemesine engel olur (19, 22, 48) ve seramiğin esneme direncini artırır (47, 51). Bu fiziksel özelliğe 'dönüşüm doygunluğu' adı verilmektedir (15, 47,48). Materyalde tetragonal ve monoklinik taneciklerin bir arada olmaları sonucu, temas noktalarında elektron yoğunluğu artar ve yüksek enerjili bölgeler oluşur. Yapıda var olan mikro çatlaklar, bu yüksek enerjili alanı aşamaz ve ilerleyemez. Zirkonyada adı geçen 'çatlak durdurucu' mekanizma bu şekilde açıklanmaktadır (15,52). Bu güçlenme ve doygunluk mekanizması sayesinde yttria ile stabilize edilmiş zirkonya seramiğe 'seramik metali' denmektedir (22).



Şekil 1: Dönüşüm doygunluğu mekanizmasının şematik çizimi

2.2 TAM SERAMİK SİSTEMLERİN SINIFLANDIRILMASI

Tam seramik sistemlerinin alt yapı materyalleri, 3 ana grupta toplanır (53):

2.2.1 CAM SERAMİKLER

2.2.1.1 Lösit ($\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$) kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

- IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Optimal Pressable Ceramic (Jeneric Pentroni Wallingford, Conn)
- IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

2.2.1.2 Lityum disilikat ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$) kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

- IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

2.2.1.3 Feldspatik ($\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-Na}_2\text{O-K}_2\text{O}$) seramikler

- VITABLOCS Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)
- VITA TriLuxe Bloc (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)
- VITABLOCS Esthetic Line (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)

2.2.2 ALUMİNA ESASLI SERAMİKLER

2.2.2.1 In-Ceram Alumina (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)

2.2.2.2 In-Ceram Spinell (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)

2.2.2.3 Synthoceram (CICERO Dental Systems, Hoorn, The Netherlands)

2.2.2.4 In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)

2.2.2.5 Procera (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden)

2.2.3 ZİRKONYA ESASLI SERAMİKLER

2.2.3.1 Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn)

2.2.3.2 Cercon (Dentsply Ceramco, York Pa)

2.2.3.3 DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwill, Switzerland)

2.2.3.4 Denzir (Decim AB, Skelleftea, Sweden)

2.2.3.5 Procera (Nobel Biocare AB)

2.2.3.6 Everest Sistemi (Kavo Dental, Biberach, Germany)

2.2.3.7 Hint-Els Sistemi (Digident, Griesheim, Germany)

2.2.3.8 Cerec InLab Sistemi (Sirona, Bensheim, Germany)

2.2.3.9 ZENO Tec Sistemi (Wieland, Pforzheim, Germany)

2.2.3.10 ZirkonZahn (ZirkonZahn GmbH, Bruneck, Almanya)

2.2.3.11 Ceramill (AmannGirrbach GmbH, Österreich, Avusturya)

2.2.1 CAM SERAMİKLER

2.2.1.1 Lösit ($\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$) kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve **Optec® OPC** (Jeneric Pentron, D-Kusterdingen) lösitle güçlendirilmiş cam seramiklerdir (23, 54, 55). IPS Empress ilk kez Wohlwend ve Schärer tarafından tanıtılmıştır (56). Bu alt yapı materyallerinde cam seramik yapıyı güçlendirmek için kristalin doldurucular kullanılmaktadır (23, 54, 55). Alt yapılar ısı ile presleme ya da CAD/CAM teknolojisiyle üretilebilir. Estetik bir restorasyon için gereken translusentliğe sahiptir (54, 55). Bu nedenle restorasyonun altında renklenmiş bir destek diş, metal bir alt yapı ya da metal implant abutmentı varsa bu restorasyonlar önerilmez. Bu alt yapı materyallerinin bükülme direnci 105-120 MPa'dır (57, 58, 59) ve kırılma dayanımı $1,5\text{-}1,7 \text{ MPa} \times \text{m}^{1/2}$ 'dir. Bu restorasyonların direnci, diş yapısı ile başarılı bir şekilde bağlanmasına bağlıdır ve bu sebepten dolayı adeziv teknikle simante edilmelidirler. Endikasyonları anterior bölgede veneer ve kuronlarla sınırlıdır (60). **IPS ProCAD** (Ivoclar Vivadent), IPS Empress gibi lösitle güçlendirilmiş bir seramiktir, ancak daha ince partiküllüdür (61). 1998'de CEREC inLab (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) sistemiyle kullanılmak üzere geliştirilmiştir (62).

2.2.1.2 Lityum disilikat ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$) kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) lityum disilikat ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$) içeren bir alt yapı materyalidir. Alt yapı mum uçurma, ısı ile presleme ya da prefabrike bloklardan frezeleme tekniğiyle üretilebilir (63). Bükülme direnci 300-400 MPa (58, 64, 65), kırılma dayanımı $2,8\text{-}3,5 \text{ MPa} / \text{m}^{1/2}$ 'dir (66). Bu restorasyonların dayanıklılığını ve hizmet süresini artırmak amacıyla adeziv teknikle simante edilmeleri önerilmektedir (67). Alt yapı üzerine fluoroapatit esaslı bir veneer porseleni olan IPS-Eris (Ivoclar Vivadent) uygulanır, böylece ışık geçirgenliği artmış yarı translusent bir restorasyon elde edilir (8, 68). Endikasyonları, anterior köprü ve 2. premolara kadar uzanan ve en fazla bir premolar genişliğinde gövdeye sahip olan

posterior köprülerin yapımını içermektedir (8, 65, 67,). Konektörlerin okluzogingival yüksekliği minimum 4-5 mm, bukkolingual genişliği ise minimum 3-4 mm kalınlıkta hazırlanmalıdır (67). **IPS e.max Press** (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 2005 yılında geliştirilmiş, lityum disilikat ile preslenebilen bir cam seramiktir. IPS Empress II'ye göre fiziksel özellikleri ve translusentliği farklı fırınlama işlemiyle geliştirilmiştir (63).

2.2.1.3 Feldspatik ($\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-Na}_2\text{O-K}_2\text{O}$) seramikler

Vita Mark I (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) feldspatik bir porselendir. **Vita Mark II** (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany), 1991 yılında CEREC 1 (Siemens AG, Bensheim, Germany) sistemi için geliştirilmiş bir feldspatik porselendir. **Vita Mark I** 'e göre dayanıklılığı daha iyidir ve tanecik boyutu 4 μm ' a küçültülmüştür. % 60-64 SiO_2 ve % 20-23 Al_2O_3 içerir. Adeziv simantasyon için mikro mekanik retansiyon elde etmek amacıyla hidroflorik asitle pürüzlendirilebilir (69, 70). Bu ürün monokromatik olmasına rağmen, Classic line Vita renkleri, Vitapan 3D-Master renkleri, Vita blocs Esthetic line, beyazlatılmış olmak üzere çeşitli renkleri mevcuttur (69). Monokromatik bir restorasyonun estetik dezavantajlarını ortadan kaldırmak ve doğal dişin optik özelliklerini taklit edebilmek için çok renkli seramik bir blok olan **Vita Triluxe Bloc** (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) üretilmiştir. Vita Triluxe Bloc, 3 tabaka halindedir. En alttaki tabaka koyu opak, ortadaki tabaka nötral alan ve en dıştaki 3. tabaka translusent tabakadır (71). Feldspatik porselen restorasyon üretmenin bir başka tekniği de bir kopya-freze tekniği olan CELAY'dır (Mikrona Technologie AG, Spreitenbach, Switzerland)(72, 73). Bu sistem restorasyonu, inley, onley ya da kuronun akrilik replikasını duplike ederek kazımaktadır (53).

2.2.2 ALUMİNA ESASLI SERAMİKLER

2.2.2.1 In-Ceram Alumina (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany)

1989'da piyasaya çıkan InCeram Alumina (53) Sadoun tarafından geliştirilmiştir (56). Yüksek oranda sinterlenmiş ve cam infitre edilmiş alumina içerir (56, 68, 74, 75). Alt yapı slip-cast tekniğiyle ya da parsiyel sinterlenmiş bloklardan kazınarak CAD/CAM teknolojisiyle üretilebilir (56, 68, 74, 76). Slip, ince, çözülme-yen partiküller içeren bir süspansiyondur (77, 78, 79). Slip-cast tekniğinde, yoğun bir şekilde sıkıştırılmış Al_2O_3 partikülleri alçı güdük üzerine uygulanır ve 1120 °C' de 10 saat süre ile sinterlenir. Sonuçta pöröz bir alumina alt yapı elde edilir. Bu poroziteyi elimine etmek, dayanıklılığı artırmak, çatlak oluşumu için potansiyel bölgeleri sınırlandırmak amacıyla ikinci bir fırınlamayla 1100 °C'de 4 saat süreyle, yapıya lantanyum cam infiltre edilir (77, 80). Alumina ve camın ısı genleşme kat sayıları farkı sebebiyle baskı stresleri oluşur ve bu stresler dayanıklılığı artırır (80). CEREC (Sirona Dental Systems) ile frezelenen alumina blokları (VITA BLOCS In-Ceram Alumina) da mevcuttur (81). Bükülme direnci 236-600 MPa (56, 57, 59, 64, 74) ve kırılma dayanımı $3.1-4.61 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ (59, 82). Anteriorda üç üye köprü yapımı için geliştirilen ilk tam seramik sistemdir (76, 83). Anterior ve posteriorda kuron ve 3 üyeli köprü yapımı için önerilmektedir (84). Yarı opak olduğu için tam olarak ışık geçirgenliğine izin vermez ve dolayısıyla yeteri kadar estetik değildir (54, 55). Alt yapı feldspatik porselenle veneerlenir (75, 81, 83). Bu sistemde konektörler okluzogingival doğrultuda minimum 4 mm yükseklikte, bukkolingual yönde ise minimum 3 mm kalınlıkta hazırlanmalıdır (84).

2.2.2.2 In-Ceram Spinell (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany)

In-Ceram Spinell 1994 yılında In-Ceram Alumina'nın opak alt yapısına alternatif olarak geliştirilmiştir (54, 55). Üretim şekli In-Ceram Alumina ile aynıdır (84). Alt yapıda magnezya ve alumina mevcuttur ($MgAl_2O_4$) (54, 55, 84). Bükülme direnci In-Ceram Alumina'dan daha düşüktür (84, 85), yaklaşık 283-377 MPa'dır (59, 84, 85). Transluserliği ise In-Ceram Alumina'nın iki katıdır (84, 85). Bu sebeple sadece

anterior kuronlar için alt yapı materyali olarak önerilmektedir (60, 85). Bu materyal CEREC inLab (Sirona Dental Systems) sistemiyle de kullanılabilir. Sonrasında feldspatik porselenle veneerlenmektedir (81).

2.2.2.3 Synthoceram (CICERO Dental Systems, Hoorn, The Netherlands)

Synthoceram, CICERO (Computer Integrated Ceramic Reconstruction) teknolojisiyle üretilen, yüksek dayanıma sahip cam infiltre edilmiş alüminyum oksit seramiktir (86, 87). İlk olarak Denisson ve ark. tarafından tanıtılmıştır (88). İnley, onley, kuron ve köprü yapımı için geliştirilmiştir (89). Alt yapı optik tarama, bilgisayar destekli frezeleme ve seramik fırınlaması ile üretilir (70, 86, 87, 89). Frezeleme ve fırınlama, merkez laboratuvarında yapılır (89). Alt yapı, lösit içermeyen bir cam seramik ile veneerlenir (70, 86, 87).

2.2.2.4 In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)

In-Ceram Zirconia, In-Ceram Alumina sisteminin seramiği güçlendirmek amacıyla, yapıya % 35 parsiyel stabilize zirkonya oksit ilavesi yapılarak modifiye edilmiş halidir (74, 75, 90,91) Slip-cast tekniği ile ya da prefabrike parsiyel sinterlenmiş bloklardan kopya-freze yöntemiyle elde edilebilir ve feldspatik porselenle veneerlenir (8, 81, 92). Alt yapı opak olduğu için (54, 55, 90, 92) posterior kuron ve köprü alt yapısı olarak kullanımı önerilmektedir (90,92). Bükülme direnci 421-800 MPa (57, 59, 64, 74, 91, 92) ve kırılma dayanımı $6-8 \text{ MPa.m}^{1/2}$ 'dir (74, 92). Konektörlerin okluzogingival yüksekliği minimum 4 mm, bukkolingual genişliği minimum 3 mm olmalıdır (5).

2.2.2.5 Procera (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden)

Procera,% 99,9 yüksek saflıkta alüminyum oksit içerir (92, 93, 94). Andersson ve Odén tarafından Nobel Biocare ve Sandvik Hard Materials (AB, Stockholm, Sweden) işbirliği ile geliştirilmiştir (93). Alumina esaslı materyaller arasında en

yüksek dayanıklılığa sahiptir ve dayanıklılığı sadece zirkonyadan daha düşüktür (60, 95). Bükülme direnci 500-600 MPa (35, 94) ve kırılma dayanımı $4.48-6 \text{ MPa.m}^{1/2}$ 'dır (94). Çalışma modelini taramak ve preparasyonun 3 boyutlu şeklini tanımlamak için safir bir uç kullanılır (70). Veriler üreticiye elektronik ortamda gönderilir, üreticide % 20 büyütülmüş bir model elde edilir (60). Yüksek saflıktaki alüminyum oksit tozu büyütülmüş model üzerinde mekanik olarak sıkıştırılır. Poroziteyi elimine etmek ve gerçek boyutlardaki alt yapıyı elde etmek için 1550 °C'de sinterlenir (96). Sinterlemeden sonra % 20 sinterleme büzülmesi meydana gelir (95). Alt yapı ısı genleşme kat sayısı alüminyum oksit ile uyumlu bir düşük ısı feldspatik porseleniyle veneerlenir (60). Konektörün okluzogingival yüksekliği 3 mm, bukkolingual genişliği ise 2 mm olmalıdır (92).

2.2.3 ZİRKONYA ESASLI SERAMİKLER

2.2.3.1 Lava (3M ESPE, Seefeld, Germany)

Lava, CAD/CAM teknolojisini kullanan bir sistemdir (92). Lava sistemi tarayıcı, bilgisayar yazılımı, kazıma ünitesi ve sinterleme fırınına içeren ünitelerden oluşmaktadır (97). Lava zirkonyum dioksit alt yapılar, parsiyel sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklardan üretilir (53, 97, 98). Tarayıcı bir kurunu 5 dakikada, üç üyeli bir köprüyü 12 dakikada tarar (99). Her bloğun üzerinde barkod numarası ve barkodun üzerinde yapının büzülme oranı vardır. Ölçü sonrasında elde edilen model üstüne alt yapı dizaynı, sistemin geliştirdiği bilgisayar yazılımı ile yapılır. Uygun bloğun barkodu okutulur ve kazıma işlemi başlar (97). Kuru için kazıma işlemi 35 dakikada, üç üyeli bir köprü için 75 dakikada tamamlanır (99). Parsiyel sinterlenmiş bloktan üretilen alt yapılar meydana gelecek % 20-25 sinterleme büzülmesini kompanse edecek şekilde büyük hazırlanır ve tam sinterlemeden sonra final boyutlara ulaşır (7). Lava zirkonyum dioksit alt yapılar final sinterlemeden önce 7 farklı renk seçeneğiyle (Vita-Lumin shade guide, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) renklendirilebilirler (99). Lava alt yapıların veneerlenmesinde zirkonyum dioksitin ısı genleşme kat sayısı ile uyumlu özel feldspatik porselen kullanılmaktadır (92). Restorasyon Lava Ceram üst yapı porselenin işlenmesinden sonra bitirilmiş olur (97).

2.2.3.2 Cercon (Degudent, Hanau, Germany)

Zirkonya restorasyonlar dizayn etmek ve frezelemek için geliştirilmiş diğer bir sistem de Cercon'dur. Cercon sisteminde bilgisayar destekli dizayn yapılmaz(97). Y-TZP alt yapının dizaynı konvansiyonel mum modelaj ile hazırlanır(92) ve mum modelaj, gümüş tozlarıyla kaplandıktan sonra Cercon Brain ünitesindeki lazer tarayıcı ile taranır (92). Cercon Brain'de yaş zirkonya bloklarından aşındırma yapılarak alt yapılar hazırlanır. Alt yapı Cercon Heat ünitesinde 1350 °C'de sinterlenerek gerçek sertlik ve boyutlarına ulaşır (92). 7saatlik sinterleme sonrasında alt yapı yaklaşık % 25 oranında büzülme gösterir. Sistem kendini geliştirmekte olup bilgisayar ve monitör ilavesi ile tek üye alt yapılar mum modelaja gerek kalmadan bilgisayar ortamında dizayn edilebilmektedir. Sistemin zirkonya alt yapı blokları (Cercon Base) ve üst yapı seramiği (Cercon Ceram Kiss) kullanılmaktadır (92).

2.2.3.3 DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwill, Switzerland)

DCS Precident sistemi 1990 yılında piyasaya çıkmıştır (100). Sistem; Preciscan (tarayıcı), Precismart (bilgisayar yazılımı) ve Precimill (kazıma ünitesi)'den oluşmaktadır (97). Sistemde % 5 Y_2O_3 ile stabilize edilmiş % 95 zirkonya içeren tam sinterlenmiş DC Zirkon seramik kullanılmaktadır (91, 92,101). Zirkonya dışında plastik ve titanyum bloklar da kazınabilmektedir. Hazırlanan modeller tarayıcısında taranıp dizaynı yapılır. Bu işlem tek kuron için 15-20 dakika sürmektedir. 8, 10, 12, 13,5, 15 mm kalınlığında hip zirkonya blokları vardır. Her bloğun kendi kartı ve kartının üzerinde barkod numarası vardır. Kazıma işlemine geçilmeden önce barkod numarası sisteme okutulur. Zirkonya blokları tam sinterlenmiş oldukları için çok serttir. Bu yüzden tek bir kuronun kazıma işlemi 2 saat sürmektedir. Bununla beraber sinterleme aşaması yoktur. DCS zirkonya alt yapıları renklendirilemez. Kazıma işleminin uzun sürmesi ve frezlerin yaş zirkonya kazıyan sistemlere göre daha hızlı aşınması dezavantajlarıdır (97).

2.2.3.4 Denzir (Decim AB, Skelleftea, Sweden)

Bu sistemde ölçü işlemi Decim Reader ile gerçekleştirilmektedir. Restorasyonun dizaynı bilgisayarda Decim Designer denilen yazılım ile gerçekleştirilir. CAM ünitesinde ölçümler Decim Calculator ile yapıldıktan sonra üretim Decim Producer tarafından gerçekleştirilir. Bu üniteler lokal bilgisayar ile birbirine bağlıdır. Decim sistemi ile seramik restorasyonlar üretilebilmektedir. Ayrıca Decim sistemi yttria ile stabilize zirkonya inley üretebilen tek sistemdir (90).

2.2.3.5 Procera AllZirkon (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)

Procera diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM teknolojisinin öncülerinden biridir (102). Başlangıçta titanyumu işleyebilmek için 1986'da geliştirilmiştir (97). Sistemin geliştirilmesiyle alüminyum oksit ve zirkonyum dioksit alt yapılar da üretilebilmektedir (102). Laboratuarlarda tarayıcı ve bilgisayar yazılımı vardır. CAM ünitesinin biri ABD'de diğeri İsveç'tedir (97,102). Sistemin 2 farklı tarayıcısından birinde (Procera Piccolo, Procera Forte) model tarandıktan sonra alt yapı dizayn edilir. Data transferi internet aracılığı ile olur. Merkez laboratuardan gelen alt yapı üzerine zirkonyum alt yapılar için özel üretilmiş üst yapı porseleni (Nobel Rondo) kullanılarak restorasyon bitirilir. Bu sistem ile sadece tek kuron taranabilir. Tarayıcısı karmaşık şekilleri tarayamaz. Yapılmış kuronların uyumu geliştirilmiş son sistemler kadar yeterli değildir (97).

2.2.3.6 Everest Sistemi (Kavo Dental, Biberach, Germany)

Everest sistemi, Everest scan (tarayıcı ve dizayn programı), Everest Engine (kazıma ünitesi), Everest Therm (sinterleme fırını) olmak üzere 3 üniteden oluşmaktadır. Model, tarama ünitesinde taranır ve aynı tarama ünitesinde alt yapı sanal ortamda dizayn edilir. Tarama ünitesi 5 eksen içerir. Tek kuronun dizaynı 10 dakika sürmektedir. Sistemin yaş ve hip zirkonya blokları vardır. Sistem ayrıca lösitle güçlendirilmiş cam seramik bloklar ve titanyum bloklar da işleyebilmektedir. Alt yapı

için yaşı zirkonya kullanılmış ise sinterlenmeden önce alt yapı renklendirilebilir. Hip zirkonyadan kazınmış alt yapı sinterlenmez ve renklendirilemez (97).

2.2.3.7 Hint-Els Sistemi (Digident, Griesheim, Germany)

Hint-Els sistemi, 3 boyutlu tarayıcısı ve bilgisayar yazılımı, kazıma nitesi (Hint-Els hiCut) ve sinterleme fırını (Hint-Els hiTherm) olmak üzere 3 üniteden oluşımaktadır. Bu sistem ile hem yaşı zirkonya çubukları ve hem de hip zirkonya bloğu işlenebilir. Sistemde ayrıca alumina, titanyum, metal ve plastik blokları da vardır. Yaşı zirkonya çubuklarından sadece 4-5 üyeli köprüler yapılabilir. Tek kurunun hip zirkonyadan kazınması 2 saat, yaşı zirkonyadan kazınması ise 30 dakika sürmektedir. Sistemde hekimlerin kullanabileceği tarama nitesi (direct scan) mevcuttur. Hazırlanan preparasyonlar tarayıcı tarafından okunur. Elde edilen veriler internet aracılığıyla laboratuara gönderilir. Böylelikle ölçüden kaynaklanan hatalar ortadan kaldırılır. Hint Els ile henüz yaşı zirkonyadan tam ark bir köprü yapılamamaktadır. Yaşı zirkonya alt yapı renklendirilemez (97).

2.2.3.8 Cerec InLab Sistemi (Sirona, Bensheim, Germany)

CEREC sistemi (CEramic REConstruction) (Sirona Dental, Bensheim, Almanya) geliştirilen ilk CAD/CAM sistemlerinden biridir. CEREC sisteminin tarayıcısı, bilgisayar yazılımı, kazıma nitesi ve sinterleme (Zyrcomat) fırını vardır. Dental markette 2 farklı tarayıcısı mevcuttur. İlki hekimlerin klinikte ölçü işlemini elimine edebilmesi için sistemle uyumlu ağız içi kamerası, ikincisi Cerec InLab'ın tarayıcısıdır. Cerec InLab hem mum modelajı hem de alçı modeli tarayabilir. 17 milyon koordinat noktası ile 3-4 üyeyi taramak 30 dakika sürer. Dişler hazırlandıktan sonra elde edilen modeller, Cerec InLab nitesinde taranır. Taranan model üzerinde bilgisayar ortamında alt yapılar dizayn edilmektedir. Dizayn edilen alt yapılar CAM nitesine yerleştirilen zirkonya bloklardan aşındırılarak elde edilir. Zyrcomat'ta yapılan sinterleme sonucunda alt yapı yaklaşık % 20 oranında bir bzlmeye uğramakta ve istenen boyuta ulaşımaktadır. Diğer sistemlerle kıyaslandığında daha

düşük maliyetli olması, zirkonyadan farklı blokları da işleyebilmesi ve zirkonya alt yapıyı 6 adet renk seçeneği ile renklendirebilmesi sistemin avantajlarından. Ancak Cerec InLab ile henüz 3 üyeden daha uzun köprü yapılamamakta ve sistemin okluzal yüzeyi şekillendirebilmesi yetersiz kalmaktadır (97).

2.2.3.9 ZENO Tec Sistemi (Wieland, Pforzheim, Germany)

Zeno Tech (Wieland GmbH & Co. Pforzheim, Almanya) sisteminin tarayıcısı (3 Shape D 200), bilgisayar yazılımı (Zeno CAD), kazıma ünitesi (Zeno 4030) ve sinterleme fırını (Zeno Fire) vardır. Ölçü sonrası elde edilen modeller lazer kesit alma tekniği ile taranır. Taranan obje 3 boyutta hareket ettirilerek dizaynı yapılır. Kazıma ünitesinde hazırlanan alt yapılar ortalama % 20 oranında hacimlidir. 12 saatlik sinterleme sonrasında alt yapı gerçek boyut ve sertliğe ulaşır. Firmanın zirkonya bloklarından başka alumina ve plastik blokları da vardır. Sistemin kendi bloğunun kullanıldığına dair hastalara sertifika verilmesi ve tarayıcıda okunması, güç andırkatların sistemin kendi mumu ile kapatılıp okutulabilmesi önemli avantajlarından (97).

2.2.3.10 ZirkonZahn (ZirkonZahn GmbH, Bruneck, Almanya)

ZirkonZahn bir MAD/MAM (Manuel Aided Design/ Manuel Aided Manufacturing) prensibi ile çalışan pantografi cihazıdır. Yaş zirkonya blokları % 25 oranında hacimli işlenir. Hazırlanan model üstünde alt yapı kompozit modelaj yapılarak dizayn edilir. Pantografi cihazının bir haznesine kompozit modelaj, diğer haznesine zirkonya bloğu yerleştirilir. Sistemin her frezinin grenli ve grensiz eşi vardır. Grensiz frez ile modelaj üstünde tarama yapılırken aynı çaptaki grenli frez bloğu kazır. % 25 oranında hacimli alt yapı 1500 °C' de sinterleme sonrasında gerçek boyutlarına ulaşır. ZirkonZahn maliyetinin düşük olması sebebiyle birçok laboratuvar tarafından tercih edilmektedir. Alt yapı dizayn edilirken bir tarayıcı tarafından modellerin taranması gerekmez. Bu yüzden andırkatlar ve paralel olmayan kesimler diğer sistemlere göre daha rahat dizayn edilebilir (97).

2.2.3.11 Ceramill (AmannGirrbach GmbH, Österreich, Avusturya)

ZirkonZahn ile aynı çalışma prensibine sahiptir. Dizaynı manuel olarak modele edilen alt yapı, yaş zirkonya bloklarından yine manuel olarak kazınır. Elde edilen hacimli alt yapı 1450 °C'de sinterlendikten sonra gerçek boyutlarına ulaşır. Sistem Ceramill base zirkon frezeleme cihazı, Ceramill gel modelaj akriliği, Ceramill UV polimerizasyon lambası, Ceramill Zi bloklar, Ceramill color renklendirme solusyonu, Ceramill Thermo sinterleme fırını, AS400 toz emici aspiratör, Ceramill roto tarama ve frezelem uçları ve istenirse Ceramill Aqua sulu frezeleme cihazı gibi ürünlerden oluşmaktadır (97).

2.3 CAD/CAM SİSTEMLERİ

2.3.1 TANIMI VE TARİHSEL GELİŞİMİ

CAD/CAM 'Computer Aided-Design/ ComputerAided-Manufacturing' kelimelerinin kısaltılmış halidir. Çalışma modelinin bilgisayar ekranında üç boyutlu planlamasını yapar ve bilgisayar kontrolündeki makinede otomatik olarak üretim yapılır (103).

CAD/CAM ilk defa 1971 yılında Fransa'da Francois Duret, A.B.D.'de Bruce Altschuler ve İsviçre'de Werner Mormann ile Marco Brandestini tarafından diş hekimliğine tanıtılmıştır(104). CAD/CAM'in endüstriyel alanda kullanımı sayesinde benzer modeller otomatik olarak üretilmekte ve böylece hem zaman hem de insan gücünden tasarruf edilebilmektedir. Ancak diş hekimliğinde kişiye özel restorasyonlar yapıldığı için bu avantajdan faydalanılamamaktadır (103).

Young ve Altschuler 1977'de ilk ağız içi optik uçlu yüzey tarama sistemini geliştirdiler. 1984'te Duret başlangıçta kendi adı ile anılan sonraları Sopha Bioconcept System (Los Angeles, CA) olarak piyasaya sunulan tek diş restorasyonu üretme kapasiteli CAD/CAM sistemini geliştirmiştir. Ancak pahalı oluşu ve detaylarından ötürü bu sistem başarılı olmamıştır. Diş hekimliğinde yerleşik olarak

kullanılan ilk CAD/CAM sistemi ise Mormann ve Brandestini tarafından geliştirilen CEREC (Sirona Dental Systems) olmuştur (104).

2.3.2 CAD/CAM KOMPONENTLERİ

2.3.2.1 Tarayıcı (Scanner)

Tarayıcı diş hekimi tarafından hazırlanan diş preparasyonunu ya ağız içerisinde ya da ağız dışında tarar. İnley ya da tek kuron altyapıları için prepare edilen dişin sadece yüzeyinin taranması yeterlidir. Köprü alt yapıları ve ilave okluzal karakterizasyon için ise komşu ve antagonist dişlerin de taranması gerekir(103).

2.3.2.2 Yazılım (Software)

Yazılım yani CAD, restorasyonun üç boyutlu planlaması ve dizaynı için kullanılan bir bilgisayar ünitesinden oluşur. Günümüzdeki yazılım programları ile kişiye özel restorasyonlar dizayn edilebilmekte ve üretilebilmektedir. CAD komponenti içermeyen sistemler CAD/CAM sistemi olarak adlandırılmaz (CAD-)/CAM sistemi olarak adlandırılırlar (105).

2.3.2.3 Donanım (Hardware)

Donanım, bilgisayar kontrolündeki frezeleme ve aşındırma cihazlarını içerir. Prefabrike metal yada seramik bloklar frezelenerek restorasyon elde edilir. CAM üretiminden sonra bazı manuel düzeltmeler, cilalama, restorasyonun renklendirilmesi ve veneerlenmesi gibi işlemler diş teknisyeni tarafından yapılmaktadır (103).

2.3.3 AÇIK VE KAPALI CAD/CAM SİSTEMLERİ

Dental teknolojide kullanılan çoğu CAD/CAM sistemi tarayıcı, yazılım ve donanımdan oluşan ve spesifik bir datayla çalışan kapalı sistemdir. Restorasyonun üretiminde kod sistemiyle kullanılan materyaller de bu sistemin bir parçasıdır. Ancak açık sistemle çalışan CAD/ CAM sistemleri de dental markette yerini almaktadır. Dizaynın 3 boyutlu modeli CAD ünitesinden CAM ünitesine nötral data formatında aktarılır. Bu, endüstriyel olarak uygun bir formattır. Farklı üretim merkezleri ve CAM sistemleri arasında seçim yapılabilir (105).

2.3.4 CAD/CAM MATERYALLERİ

CAD/CAM sisteminde kullanılabilen materyal grupları şunlardır (106):

- silikat seramikler
- cam infiltre aluminyum oksit seramikleri
- yoğun sinterlenmiş aluminyum oksit seramikleri
- yoğun sinterlenmiş zirkonyum oksit seramikleri
- titanyum
- kıymetli ve kıymetsiz alaşımlar
- dayanıklılığı artırılmış ve dökülebilir akrilikler

2.4 ZİRKONYA ESASLI SERAMİKLER

2.4.1 UYGULAMA ALANLARI

Metal dioksit olan (ZrO_2) zirkonya 1789' da Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından, bazı değerli taşların ısıtılmasından sonra elde edilen reaksiyon ürünü olarak tanımlanmıştır ve uzun bir zaman yeryüzündeki eser oksitlerle beraber seramikler için pigment olarak kullanılmıştır (7). 1824 yılında ilk kez Jons Jakob Berzelius tarafından potasyumla işlenerek izole edilmiştir (104).

Kimyasal ve boyutsal stabilitesinin, mekanik dayanıklılığının ve sertliğinin iyi olması, paslanmaz çelik alaşımlarına benzer Young's modulus'e sahip olması zirkonyanın seramik biyomateryal olarak kullanımındaki ilgiyi artırmıştır (7).

Biyomateryal olarak zirkonya ile ilgili araştırmalar 1960'ların sonunda başlamıştır. Biyomedikal alanda ilk defa 1969 yılında Helmer ve Driskell tarafından kullanılmaya başlanmıştır (7). Üstün mekanik özellikleri ve biyouyumluluğu sayesinde ilk kez Christel tarafından ortopedik kalça eklemi protezlerinin yapımında kullanılmıştır (107, 108). Ancak 2001 yılından sonra bildirilen bir dizi başarısızlıktan dolayı bu alandaki uygulamaları azalmıştır (107).

Dişhekimliğinde ise ortodontik braket (109, 110), endodontik post (111, 112), implant abutmentı (113, 114) ve sabit protezlerde kuron-köprü restorasyonlarında alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır (115, 116). Günümüzde oral implant materyali olarak da hayvanlar üzerinde test edilmiş ve başarılı sonuçlar alınmıştır (104, 117).

Edelhoff zirkonyum oksit alt yapı ile inley ve onley yapılmasını önermiştir. Bu restorasyonları yapabilmek için 2 milimetre okluzal indirgeme ve 100-120° yüzey açısı ile 1,5 milimetre aksiyal indirgeme gerekmektedir (118).

Prefabrike seramik post ya da implant abutmentı gibi zirkonyanın ilk dental uygulamaları uzun dönemde başarılı klinik sonuçlar vermiştir. Retrospektif klinik bir çalışmada 79 tane zirkonya post kullanılmıştır ve 4 yıl sonunda hiç kırık gözlenmemiştir. Kemik içi implant materyali olarak da hayvanlar üzerinde test edilmiş ve başarılı sonuçlar alınmıştır (119).

In vitro çalışmalar zirkonyanın sitotoksik olmadığını göstermiştir (13-15). Silva ve Covacci zirkonyanın mutajenitesini araştırmışlar ve her ikisi de zirkonyanın hücre genomunda mutasyon oluşturamayacağını bildirmişlerdir (120, 121).

Zirkonyum metali korozyona dayanıklılığı ve nötron abzorblama özelliğinin az olması nedeniyle nükleer reaktörlerin yapı malzemesi olarak (122) ve yanıcı özelliğinden dolayı silahlı sanayide kullanılmaktadır. Erime noktasının yüksek olması nedeniyle ateşe dayanıklı malzemelerin yapımında, cam ve seramik endüstrisinde, düşük sıcaklıklarda süper iletken özelliği nedeniyle mıknatıs yapımında kullanılmaktadır (104).

Sert, aşınmaya dirençli, dayanıklı zirkonya seramikleri yanmalı motorlar için port liner, düşük korozyonlu, termal şoka dirençli liner ve dökümhanelerde valf kısımları gibi agresif ortamda işlem yapan parçaların üretiminde kullanılmaktadır. Zirkonya bıçakları Kevlar, mıknatıslı bant, sigara filtresi kesiminde kullanılır. Yüksek sıcaklıktaki iyonik iletkenliği sayesinde zirkonya seramikler yakıt hücrelerinde ve oksijen sensörlerinde katı elektrolit olarak kullanılmaktadır (7). Ayrıca elmas görünümündeki kübik zirkonya mcevheratlarda kullanılmaktadır (104).

2.4.2 YAPISI VE ÖZELLİKLERİ

Zirkonyum, sembolü 'Zr' olan kimyasal bir elementtir. Arapça 'altın rengine' anlamındaki 'Zargon' kelimesinden gelmektedir. 'Zargon' kelimesi ise Farsça *Zar* (altın) ve *Gun* (renk) kelimelerinden türemiştir (7). Atom numarası 40, atomik ağırlığı 91,22'dir. Periyodik tabloda metaller grubu içerisinde yer alır. Gri-beyaz renkli bir metaldir ve doğada hiçbir zaman serbest olarak bulunmaz. Çeşitli bileşikler halinde bulunabilir. Bilinen bileşikleri zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksittir (ZrO_2). Zirkonyum silikat'ın diğer adı 'zirkon'dur. Zirkonyum oksit'in diğer adları ise zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyittir. Baddeleyit 1892'de zirkonyayı Sri Lanka'da keşfeden Joseph Baddeley'in isminden gelmektedir. Zirkonyumun elde edildiği kaynak zirkon madenleri olup, bunlar Avustralya, Brezilya, Hindistan, Rusya ve A.B.D.'dedir. Zirkonyum bileşikleri içerisinde her zaman 50/1 oranında hafnium (Hf) elementi de bulunur (104).

Literatürde zirkonya (ZrO_2 –zirkonyum dioksit) (7, 51, 92, 123), Y-TZP (yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal polikristalin zirkonya) (7, 44, 51, 92, 123), 3Y-TZP (123) yada YPSZ (yttrium ile parsiyel stabilize edilmiş zirkonya) (44) şeklinde belirtilmektedir.

Zirkonyum dioksit, oldukça küçük çaplı taneciklerden ($<0,5-0,6 \mu m$) oluşan bir materyaldir (98, 124). Üç formu bulunan polimorfik bir yapıya sahiptir. Saf zirkonya oda sıcaklığında monokliniktir. Bu faz $1170^\circ C$ ' ye kadar stabildir. Bu sıcaklığın üzerinde tetragonal faza ve $2370^\circ C$ ' de ise kübik faza dönüşür. Soğuma esnasında, $1070^\circ C$ ' nin altında $100^\circ C$ ' lik bir sıcaklık aralığında $t \rightarrow m$ dönüşümü gerçekleşir. Soğuma esnasında gerçekleşen faz dönüşümü sonucunda yaklaşık % 3-4'lük bir hacim artışı meydana gelir (7, 15, 47, 125). Hacim artışı sonucunda oluşan kompresif stresler dayanıklılığı artırır. Ancak bu hacim artışı kontrol edilmezse ileri derecede kırıklara neden olabilir. Hacim artışını kontrol etmek ve oda sıcaklığında tetragonal fazı stabilize etmek gerekmektedir (15). $T \rightarrow m$ dönüşümünün uygun materyalin ilavesiyle kontrol edilebileceğinin keşfedilmesi seramiklerin gelişmesinde ve seramik sistemlerinin güçlendirilmesinde çok önemli bir nokta olmuştur (44). Saf zirkonyayı oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize etmek için yapıya kalsiyum (7, 46), magnezyum, alüminyum, seryum veya yttrium (7) gibi metal oksitler ilave edilir.

Zirkonya, paslanmaz çeliğe benzer mekanik özelliklere sahiptir. Bükme dayanımı değeri $900-1200 MPa$ ' dır (47, 52, 98, 108). Kırılma dayanımı ise $9-10 MPa m^{1/2}$ (7, 126) olarak bulunmuştur. Y-TZP'nin elastik modülü yaklaşık $200 MPa$ 'dır (91). Vicker's sertliği ise dental alaşımların 4-5 katıdır (127).

Seramiklerin uzun dönem stabilitesi çatlak ilerlemesiyle ilişkilidir (50, 128). Tükürük içerisindeki su cam ile etkileşime girer, cam çözünür ve çatlak ilerlemesi artar. Y-TZP cam içermez (50) ve polikristalin yapıda olduğu için bu fenomeni göstermez. Ancak zirkonya su varlığında daha da dramatikleşen, 'düşük ısılarda bozulma' (low temperature degradation) fenomenine sahiptir (129).

Zirkonyum dioksit alt yapılar radyoopaktır bu da marjinal bütünlüğün ve artık simanın radyografik olarak değerlendirilmesini kolaylaştırır (68).

Palladyum ve nikel gibi dental alaşımlar alerjik reaksiyona sebep olabilir. Metal desteksiz seramik sistemleri bu problemi ortadan kaldırır (54-58). Zirkonyanın biyouyumluluğunu araştıran in vivo ve in vitro çalışmalarda herhangi bir lokal ya da sistemik yan etki bildirilmemiştir (9).

Yapılan çalışmalarda Y-TZP'nin titanyuma göre daha az bakteri tutunması gösterdiği bildirilmiştir (11).

Zirkonyanın termal iletkenliği azdır (5, 104) böylece termal hassasiyet ve pulpa irritasyonları daha azdır (5).

Zirkonya destekli bir restorasyon elde edebilmek için hem klinisyen hem de laboratuvar teknisyeni belirli basamaklara dikkat etmelidir. Diş preparasyonunda chamfer ve yuvarlatılmış shoulder önerilmesine rağmen, çeşitli bitim şekilleri hazırlanabilir. İnsizal kenarda minimum 1,5 milimetre, aksiyel kenarlarda 4°-6° eğim ile minimum 1 milimetre indirgeme yapılmalıdır. Estetik amaçlı bu indirgeme 1,5 milimetre olabilir (130). Diş preparasyonu serbest dişeti kenarında ya da dişeti altında bitirilebilir (5). Konvansiyonel ölçü işlemlerinden sonra model elde edilir ve kullanılan zirkonya sistemine göre üretim yapılır (131). Mekanik ve fiziksel özellikleri sayesinde zirkonya esaslı köprülerde diğer tam seramik sistemlere göre daha küçük konektör alanı gerekmektedir. Ayrıca zirkonya esaslı restorasyonlar hem adeziv hem de konvansiyonel yöntemlerle simante edilebilirler (132).

2.4.3 ZİRKONYA MATERYALLERİ

2.4.3.1 Stabilize Zirkonya

Stabilize zirkonya, saf zirkonyaya CaO, MgO, CeO₂, Y₂O₃ gibi stabilize edici oksitler ilave edilmesiyle elde edilir (7). Tam stabilize ve parsiyel stabilize zirkonya olmak üzere iki tipi vardır. Tam stabilize zirkonya, zirkonyaya % 16 mol CaO, % 16 mol MgO ve % 8 mol Y₂O₃ ilave edilerek elde edilir. Kübik form içerir. Sertliğinin ve termal şok direncinin yüksek olması sebebiyle seramik endüstrisinde aşındırıcı bir araç olarak ve de ateşe dayanıklı bir ürün olarak kullanılmaktadır. Parsiyel stabilize zirkonya (PSZ) materyali ise daha kullanışlı mekanik özelliklere sahiptir (15).

Zirkonyaya daha düşük oranlarda stabilize edici oksitler ilave edilmesiyle PSZ elde edilir. Oda sıcaklığında majör faz olarak kübik zirkonya, minör faz olarak da monoklinik ve tetragonal fazları içerir (7).

2.4.3.2 Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP)

Yttrium oksit saf zirkonyayı oda sıcaklığında stabilize etmek ve multifazlı parsiyel stabilize zirkonyayı elde etmek amacıyla yapıya ilave edilen stabilize edici bir oksittir (48). Tetragonal zirkonya polikristali (TZP) oda sıcaklığında tetragonal faz ve stabilize edici oksit olarak % 2-3 Y_2O_3 içerir. Zirkonyayı oda sıcaklığında tetragonal fazda tutan faktörler yttria içeriği, tanecik boyutu ve matriksin uyguladığı baskıdır (133). Tetragonal tanecikler metastabil yapıdadır. Yttria konsantrasyonuna bağlı olarak tanecik büyüklüğü önemlidir. Belirli bir büyüklüğün üzerinde t→m dönüşümü gerçekleşmektedir. Oda sıcaklığında metastabil bir yapı elde etmek için tanecik büyüklüğünün 0,8 μm ' den küçük olması gerekmektedir (134). Tanecik çok ince yapıda olduğunda da bu dönüşüm inhibe edilmektedir (7).

2.4.4 Zirkonyanın biyouyumluluğu:

Zirkonya dokuyla uyumlu bir materyaldir (9). Satoh ve Niwa'nın (88) ZrO_2 ' ye Y_2O_3 ilavesi ile gerçekleştirdikleri in vitro karsinojenik ve teratojenik testler negatif sonuç vermişlerdir (7). Covacci ve ark. saflaştırılmış ve saflaştırılmamış tozdan elde edilen zirkonya seramiğin mutajenik ve karsinojenik etkilerini araştırmışlardır. Sonuçlar, zirkonyanın hücre ile uyumlu olduğunu ve Y-TZP'nin mutajenik ve karsinojenik etkisinin olmadığını göstermiştir (10).

2.4.5 Zirkonyanın yaşlanması (Aging)

Zirkonyanın mekanik özellikleri onun ince grenli, metastabl yapısıyla ilişkilidir. Bu materyalden beklenen performansı elde etmede tetragonal fazın stabilitesi anahtar faktördür . Zirkonyada 'yaşlanma' olarak bilinen mekanik özelliklerin

bozulması, metastabl tetragonal fazın monoklinik faza devamlı olarak dönüşmesi sebebiyle meydana gelmektedir. Bu davranış su buharı varlığında 200 °C üzerindeki sıcaklık aralığında meydana gelmektedir (7). Swab TZP'nin yaşlandırma aşamalarını aşağıdaki gibi özetlemiştir:

- 1) En kritik sıcaklık aralığı 200°C ile 300°C arasındır.
- 2) Yaşlanma sonucunda dayanımı, doygunluğu ve yoğunluğu azalmakta, monoklinik faz içeriği ise artmaktadır.
- 3) Materyaldeki mikro ve makro çatlaklar sebebiyle yüzeyde meydana gelen t→m dönüşümü sonucunda mekanik özellikler bozulmaktadır.
- 4) T→m dönüşümü materyalin yüzeyinde başlar ve materyalin içerisine doğru ilerler.
- 5) Tanecik büyüklüğünün azalması ve/veya stabilize edici oksit konsantrasyonunun artması dönüşüm oranını azaltır.
- 6) T→m dönüşümü suda ya da buharda artar (135).

Dayanımın azalması tüm TZP seramikleri için aynı değildir. Swab, düşük sıcaklıkta su buharı varlığında test edilen 10 materyalde, uygulanan işlemler sonucunda sadece bir örnekte dayanıklılığın aynı kaldığını, diğer tüm örneklerde ise dayanımın farklı derecede bozulma gösterdiğini bildirmiştir (135). Yaşlanma davranışındaki bu değişkenlik test edilen örneklerdeki yttria konsantrasyonu ve dağılımı, tanecik büyüklüğü, çatlak varlığı ve dağılımı gibi yapısal parametrelerdeki farklılıklara bağlıdır (7). Ayrıca TZP'nin stabilitesinde kübik fazın varlığının da etkili olduğu bildirilmiştir (136). Yaşlanma sonucunda yüzeyde pürüzlenme ve mikro çatlak oluşumu meydana gelmektedir (107). Yaşlanma materyalin mekanik özelliklerini üzerine olumsuz etkiler (131).

2.4.6 Yüzey İşlemlerinin ve Sıcaklığın Y-TZP'ye Etkisi:

2.4.6.1 Aşındırma (Grinding)

Zirkonyaya aşındırma ve kumlama gibi eksternal kuvvetler uygulandığında tetragonal tanecikler monoklinik taneciklere dönüşür (51). Aşındırmanın iki şekilde

etkisi olabilir: Birincisi yüzeyde rezidüel baskı stresleri oluşabilir ve bunlar zirkonya destekli seramiklerin bükme dayanımını artırabilir. İkincisi de aşındırma sonucunda yüzeyde derin çatlaklar oluşur ve bunlar materyaldeki stresi artırır. Bu çatlakların uzunluğu, yüzeyde aşınma sonucu oluşan baskı tabakasını aşarsa dayanıklılığı azaltır (47).

Curtis ve ark. zirkonya örnekleri ince ve kalın grenli frezlerle aşındırarak örneklerin bükme dayanımlarını incelemişlerdir. Sonuçta kalın grenli frezle aşındırmanın bükme azalttığının, ince grenli frezle aşındırmanın ise bükme dayanımında bir değişiklik meydana getirmediğini bildirmişlerdir (137) (Tablo 1).

Tablo 1: Curtis ve ark.'nın çalışma sonucu (137)

	Bükme Dayanımı (MPa)				
		Kuru aşındırma		Su soğutması altında aşındırma	
	Kontrol	İnce grenli frez	Kalın grenli frez	İnce grenli frez	Kalın grenli frez
Lava	1267±161	1319±165	1057±179	1210±156	1074±193

2.4.6.2 Cilalama (Polishing)

Cilalamanın zirkonyanın yaşlanma hassasiyetine etkisi çelişkilidir. Papanagiotou ve ark. zirkonya örneklerle cilalama yapıldığında uygulanan kuvvetin faz dönüşümünü indükleyebilecek kapasitede olmadığını ve cilalama esnasında oluşan sıcaklık artışının da tersine dönüşüme sebep olabilecek kadar yüksek olmadığını belirtmişlerdir. Araştırmacılar yaptıkları çalışmada cilalamanın Y-TZP materyalinin dayanımında bozulmaya sebep olmadığını ve cilalamanın, üretim esnasında yüzeyde oluşan çatlakların büyüklüğünü azaltarak bükme dayanımını artırabileceğini bildirmişlerdir (138).

Deville ve ark. Üretim ve/veya cilalama esnasında oluşan bazı derin mikro çatlakların, yüzeyin 20 µm altındaki bir derinliğe kadar iç streslere sebep olabileceği ve sonuçta yaşlanmayı etkileyebileceği bildirilmişlerdir (139).

2.4.6.3 Kumlama (Sandblasting)

Guazzato ve ark. Y-TZP örnekler üzerinde çeşitli işlemler yaptıkları bir çalışmada kumlama yapılan grubun bükme dayanımının artmasının kumlamadan sonra monoklinik faz içeriğinin önemli derecede artmasına (% 9,5) bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Dönüşüme uğrayan monoklinik fazın yüzeyde baskı tabakası oluşturarak, kumlamayla indüklenen çatlakların dayanımı bozmasına engel olduklarını belirtmişlerdir (51). Papanagiotou ve ark. da yaptıkları bir çalışmada kumlamanın Y-TZP'nin bükme dayanımını önemli derecede artırdığını bildirmişlerdir (138).

Kosmac ve ark. zirkonya örneklerle aşındırma işlemi uyguladıklarında bükme dayanımının azaldığını, kumlama yaptıklarında ise bükme dayanımının arttığını bildirmişlerdir (47) (Tablo 2).

Tablo 2: Kosmac ve ark.'nın çalışma sonucu (47)

	Bükme Dayanımı (MPa)					
	Kontrol	Kuru aşındırma	Suyla aşındırma	Kumlama	Kuru aşındırma+ Kumlama	Kumlama +Kuru aşındırma
İnce tanecikli zirkonya	1021	543	642	1239	1093	587
Kalın tanecikli zirkonya	914	724	751	1224	1174	608

Kosmac ve ark. zirkonya örnekler e aşındırma işlemi uyguladıklarında bükme dayanımının azaldığını, kumlama yaptıklarında ise bükme dayanımının arttığını bildirmişlerdir (140) (Tablo 3).

Tablo 3: Kosmac ve ark.'nın çalışma sonucu (140)

	Bükme Dayanımı (MPa)		
	TZ-3YB İnce grenli	TZ-3YSB kalın grenli	TZ-3YS-E
Kontrol	~1020	~910	~980
50µm, kuru aşındırma	~820	~830	
150µm, kuru aşındırma	~540	~710	~800
150µm, suyla aşındırma	~620	~720	
Kumlama	~1220	~1200	~1300
150µm, kuru aşındırma + kumlama	~1080	~1150	
kumlama + 150µm, kuru aşındırma	~600 MPa	~620 MPa	
50µm, kuru aşındırma + kumlama	~1120 MPa	~1160 MPa	

2.4.6.4 Sıcaklık

Ban ve ark. yaptıkları bir çalışmada Y-TZP örnekler e ısı işlemi uyguladıklarında bükme dayanımının önemli derecede azaldığını bildirmişlerdir (125) (Tablo 4).

Tablo 4: Ban ve ark.'nın çalışma sonucu (125)

	Bükme Dayanımı (MPa)	
	Kontrol	Isı uygulanması (800-950°C arasında)
Y-TZP	897	714
NANOZR	1351	1087

Øilo ve ark. DC-Zirkon örnekleri 1 ve 5 defa fırınlayarak örneklerin bükme dayanımını incelemişler ve ısı uygulamasından sonra bükme dayanımının azaldığını bildirmişlerdir (141) (Tablo 5).

Tablo 5: Øilo ve ark.'nın çalışma sonucu (141)

	Bükme Dayanımı (MPa)		
	Kontrol	1.fırınlama (820°C'de 2 dak.)	5. fırınlama (820°C'de 2 dak, 780°C'de 3 dak, 780°C'de 3 dak, 780°C'de 3 dak, 780°C'de 1 dak)
DC-Zirkon	1503	1211	1194

Sundh ve ark. zirkonya örnekleri üçer gruba ayırarak birinci gruplara herhangi bir işlem uygulamadan, ikinci gruplara veneerleme prosedürüne uygun şekilde ısı uygulayarak ve üçüncü grupları da Vita D (Vita Veneering Ceramic D) ile veneerleyerek örneklerin bükme dayanımlarını incelemişlerdir (Tablo 6). Denzir-M örneklerde ısı uygulaması ve veneerlemenin bükme dayanımını azalttığını, VITA-YZ örneklerde ise kontrol grubu ile ısı uygulanan grupta fark bulunmadığını, veneerlenen grupta ise bükme dayanımının anlamlı derecede arttığını bildirmişlerdir (142).

Tablo 6: Sundh ve ark.'nın çalışma sonucu (142)

	Bükme Dayanımı (N)		
	Kontrol	Isı uygulanması (1000°C'de 10 dak, 930°C'de 1 dak, 920°C'de 1 dak, 910°C'de 1 dak)	Veneerleme
Denzir-M	~1625	~1200	~1450
VITA-YZ	~900	~1100	~1900

Aynı araştırmacılar başka bir çalışmada zirkonya örnekleri üçer gruba ayırarak birinci gruba herhangi bir işlem uygulamamışlar, ikinci gruba veneerleme prosedürüne uygun şekilde ısı işlemi (Vita için 900-1000°C, Eris için 700-760°C) uygulamışlar, üçüncü grubu da Vita D (feldspatik seramik) ya da Eris (cam seramik) ile veneerlemişlerdir. Sonuçta ısı uygulamasının ve veneerlemenin bükme dayanımını azalttığını bildirmişlerdir (143) (Tablo 7).

Tablo 7: Sundh ve ark.'nın çalışma sonucu (143)

DENZIR	Bükme Dayanımı (N)
Kontrol	3450±139
Eris ile veneerleme prosedürüne uygun ısı uygulaması (755 °C 1 dak, 755 °C 2 dak, 700 °C 1 dak, 700 °C 1 dak, 725 °C 1-2 dak)	2251±120
VITA D ile veneerleme prosedürüne uygun ısı uygulaması (1000 °C , 10 dak, 930 °C 1 dak, 920 °C, 1 dak, 910 °C 1 dak.)	1161±463
Eris ile veneerleme	2237±363
VITA D ile veneerleme	1973±175

Guazzato ve ark. zirkonya örneklerle çeşitli yüzey işlemleri ve ısı uyguladıkları bir çalışmada kumlamadan ve aşındırmadan sonra örneklerle ısı uyguladıklarında örneklerin bükme dayanımının azaldığını bildirmişlerdir (51) (Tablo 8).

Tablo 8: Guazzato ve ark.'nın çalışma sonucu (51)

DC-Zirkon	Bükme Dayanımı (MPa)
Kumlama	1540±120
Kumlama + ısı uygulaması (930°C'de 1 dak, 910°C'de 1 dak)	955±92
Aşındırma (Gerilim streslerine paralel)	1330±175
Aşındırma (Gerilim streslerine paralel)+ ısı uygulaması (930°C'de 1 dak, 910°C'de 1 dak)	1225±137
Aşındırma (Gerilim streslerine dik)	1325±128
Aşındırma (Gerilim streslerine dik)+ ısı uygulaması (930°C'de 1 dak, 910°C'de 1 dak)	1185±97
Cilalama	1095±135
Cilalama+ ısı uygulaması (930°C'de 1 dak, 910°C'de 1 dak)	1165±109

Kosmač ve ark. da yaptıkları bir çalışmada benzer sonuçlar bildirmişlerdir (144) (Tablo 9).

Tablo 9: Kosmač ve ark.'nın çalışma sonucu (144)

	Bükme Dayanımı (MPa)	
	Kumlama	Kumlama+ Isı uygulaması (920°C'de 1 saat)
TZ-3YB-E	1298	982

Wang ve ark. ise yaptıkları bir çalışmada zirkonya örneklerle kumlamadan önce ya da sonra ısı uygulamasının bükme dayanımında önemli bir etki yapmadığını bildirmişlerdir (145).

Ho ve ark. Y-TZP örneklere aşındırmadan sonra ısı uygulandığında örneklerin bükme dayanımının azaldığını bildirmişlerdir (146) (Tablo 10).

Tablo 10: Ho ve ark.'nın çalışma sonucu (146)

	Bükme Dayanımı (MPa)			
	Kontrol	Aşındırma	Aşındırma+ cilalama	Aşındırma+ Isı uygulanması (1100 °C'de 2 saat)
TZ-3Y	914	1104	981	980

Sato ve ark. zirkonya örneklere kumlama ve ısı işlemleri uygulamışlardır ve sonuçta ısı uygulamasından sonra bükme dayanımlarının azaldığını bildirmişlerdir (Tablo 11) (147).

Tablo 11: Sato ve ark.'nın çalışma sonucu (147)

	Bükme Dayanımı (MPa)		
		Kumlama	Kumlama+ Isı uygulanması (500-1200 °C'de 5 dak.)
CZA	Alumina	1511	1061
	SiC	1485	1075
Y-TZP	Alumina	1186	901
	SiC	1153	965

2.4.6.5 Glazürleme

Ağız içerisinde optimum biyouyumluluğu elde etmek için restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü en aza indirgenmelidir. Yüzey pürüzlülüğü bir dişin diğerinde meydana getirdiği aşınmanın derecesini belirler (148). Seramikler, kristalin yapının cam matriks içerisinde homojen olmayan dağılımı sebebiyle yapılarında birçok mikro çatlak barındırır. Ayrıca üretim esnasında da indüklenen çatlaklar sebebiyle yüzeyi pürüzlüdür (149). Seramikler, doğal dişlerden daha sert olduğu için

yüzeyleri pürüzsüzleştirilmezse ağız ortamında çeşitli problemlere sebep olabilir (157). Pürüzlü yüzeyler komşu ya da karşıt dişlerin aşınmasına (150,151, 152), plak birikimine, çevre yumuşak dokularda mekanik irritasyona ve dişeti iltihabına sebep olur (153, 154, 155). Ayrıca estetiği olumsuz etkiler (154, 156) ve kolaylıkla renkleşmeye sebep olabilir (149). Dental porselen restorasyonların açıkta kalan tüm yüzeyleri, bu problemleri ortadan kaldırmak için glazürlenmelidir. Glazürlenmiş seramik bir restorasyonun hasta ağızında simantasyonundan önce genellikle ağız içerisinde düzenlenmesi gerekmektedir. Bu düzenleme için yapılan aşındırma glazürü bozar ve pürüzlü bir yüzey oluşturur (22,151, 154, 157, 158). Bu durumda yüzeyin tekrar glazürlenmesi ya da alternatif olarak cilalanması gerekmektedir (151,158). Dental restorasyonların düzgün bir şekilde bitirilmesi ve cilalanması hem estetik açıdan hem de restorasyonun kullanım süresini artırması açısından önemlidir (154).

Glazürlü porselen plak akümülyasyonuna en az sebep olan ve plağın kolaylıkla uzaklaştırılmasına izin veren restoratif bir materyaldir. Glazürlü porselen doğal dişin parlaklığını ve karakterizasyonunu da en iyi şekilde taklit eder (157).

Porselen yapısında porlar içerir ve glazür kaldırıldığında bu porlar tekrar açılır ve pürüzlü bir yüzey oluştururlar (148, 159). Yüzey pürüzlülüğünü azaltmak için auto-glazür, over-glazür ve cilalama gibi çeşitli teknikler önerilmektedir (154). Glazürün amacı fırınlanmış porselenin yüzeyindeki bu açıklıkları kapatmaktır. Dental glazürler camsı bir yüzey oluşturmak amacıyla fırınlanmış porselen yüzeyine uygulanan renksiz cam tozlarından oluşmaktadır (157). Glazürleme, porseleni belirli bir sıcaklıkta bekleterek fırınlama esasına dayanan auto-glazür şeklinde ya da düşük ısı camıyla yüzeyi kaplayarak over-glazür şeklinde olabilir (160). Cam fazı içeren dental seramiklerin yüzeyinde, seramik belirli bir süre glazür sıcaklığına (yaklaşık 940°C) kadar ısıtıldığında camlaşmış bir tabaka oluşur. Buna 'auto-glazür' (Self-Glazür, Natürel Glazür) denir (22, 158, 161). Seramik yüzeyinin seramikten daha düşük sıcaklıkta (650-700°C) kaynaşan, ince bir tabaka renksiz cam tozuyla kaplanarak uygun sıcaklıkta yeterli sürede ısıtıldığında dental seramiğin yüzeyinde pürüzsüz camsı bir tabaka oluşturulmasına da 'over-glaze' (Add-on-glaze) denir (22, 148, 159).

Yeterli derecede kimyasal bütünlük sağladığı için auto-glazür over-glazüre tercih edilir. Auto-glazür fırınlamasında cam fazı lokal olarak yumuşar ve yüzeye kristalin tanecikler yerleşerek ince bir camsı tabaka oluşur. Porselen yüzeyine uygulanan over-glazür materyali daha fazla cam modifiye edici ajanlar içerir. Bu sebeple over-glazür uygulamasında fırınlama sıcaklığı daha düşüktür. Ancak cam modifiye edici ajanların konsantrasyonunun fazla olması uygulanan glazürün ağız sıvılarında direncinin düşük olmasına sebep olur (22).

2.4.6.6 Yaşlandırma (Termal siklus)

Ağız içerisinde, rutin yeme (162), içme (163) ve nefes alma (164) sırasında sıcaklık değişimleri gözlenir. Herhangi bir ısı uygulaması olmadan ve ağız kapalı iken ağız içerisindeki sıcaklık ortalama 35°C ölçülmüştür (162, 163). Yapılan çalışmalarda sıcak ve soğuk içeceklerle diş yüzeyindeki sıcaklıklar ölçülerek en düşük 4,5 °C (163) ve en yüksek 50-55°C (165) kaydedilmiştir.

Termal siklus testleri en düşük 5°C ve en yüksek 55°C aralığında, ortalama 30 saniye bekletme süresinde gerçekleştirilmektedir. Ağız içerisindeki siklus sayısı ile ilgili çok kesin bilgi olmadığı için günde 20-50 siklus olabileceği düşünülerek 10000 siklusun 1 seneye denk gelebileceği bildirilmiştir (162, 166).

Ban ve ark. Y-TZP örnekleri serum, asetik asit solusyonunda ve otoklavda yaşlandırdıklarında bükme dayanımının azaldığını bildirmişlerdir (157) (Tablo 34).

Tablo 12: Ban ve ark.'nın çalışma sonucu

	Bükme Dayanımı (MPa)			
	Kontrol	Serum	Asetik Asit	Otoklav
Y-TZP	1046	991	980	892

2.5 MATERYALLERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİ

2.5.1 Gerilim (Stress)

Gerilim bir cisme dışarıdan kuvvet uygulandığında dış kuvvetlere karşı cismin içinde meydana gelen eşit şiddetteki fakat zıt yöndeki kuvvettir (22, 168, 169, 170). Dışarıdan uygulanan yük ile cisim ya hareket eder ya da deformasyona uğrar. Gerilim birim alana uygulanan kuvvet ile ölçülür (N/m^2 , kN/m^2 , $\text{MN/m}^2=\text{MPa}$) (22, 169, 170).

Cisme uygulanan kuvvetin yönüne göre 3 farklı şekilde gerilim meydana gelir:

1. Çekme gerilimi: Cisimde uzamaya neden olacak yöndeki yüklerle meydana gelecek deformasyona karşı koyan iç kuvvettir.
2. Basma gerilimi: Cismi sıkıştıracak veya kısaltacak yöndeki yükün neden olduğu deformasyona karşı koyan kuvvettir.
3. Makaslama gerilimi: Cismin bir parçasını diğer parçasının üzerinde kaydıracak yöndeki kuvvetin neden olduğu deformasyona karşı koyan kuvvettir (22, 161, 162).

2.5.2 Birim Şekil Değişimi

Bir cisme dışarıdan kuvvet uygulandığında cisimde meydana gelen boyutsal değişimdir. Boyutsal değişimin birim boyuta oranı ile ölçülür. Uygulanan kuvvet ile cisimde meydana gelen boyutsal değişim plastik veya elastik olabilir. Uygulanan kuvvet kaldırıldığında boyutsal değişim ilk haline dönüyorsa oluşan deformasyon elastiktir, ilk haline dönmüyorsa plastiktir (22, 169, 170).

2.5.3 Elastik Modül

Maddenin elastikliğinin bir ölçümüdür. Young's Modulus olarak da tanımlanır (168). Bir materyale gerilim ya da baskı kuvveti uygulandığında materyalin elastiklik

sınırları dahilindeki sertliği demektir (171). Elastiklikten çok rijiditeyi belirleyen bir özelliktir (168). Gerilim-ekil değişimi eğrisinin doğrusal bölümündeki gerilimin ekil değişimine oranıdır. Aynı kuvvet uygulanan iki farklı materyal arasından elastik modülü yüksek olanda daha fazla deformasyon görülür (22, 169, 170).

2.5.4 Oransal Limit

Gerilim-ekil değişimi eğrisinde, gerilim ile ekil değişiminin doğru orantılı olduğu en yüksek gerilim değeridir (22, 169, 170).

2.5.5 Elastik Limit

Maddenin kalıcı deformasyon göstermeden, dayanabildiği maksimum stres miktarıdır (22, 168, 169, 170).

2.5.6 Akma Noktası Dayanımı

Akma noktası dayanıklılığı gerilim-ekil değişikliği eğrisinde, plastik deformasyonun başladığı, gerilimdeki artıştan daha fazla oranda ekil değişiminin hızlı bir şekilde arttığını gösteren noktadır. Bu noktadan sonra deformasyon tümüyle plastiktir (168, 169, 170).

2.5.7 Poisson Oranı (Poisson's Ratio)

Bir materyale gerilim kuvveti uygulandığında materyalin uzunluğu artar. Buna aksiyal gerilme denir. Bunun yanında kalınlığı azalır, buna da lateral gerilme denir. Poisson oranı; bir materyalin lateral gerilme miktarının aksiyal gerilmeye oranıdır (74,170). Her bir materyalin kendine özgü Poisson oranı vardır. Seramikler için ortalama 0,25 değerinde kabul edilir (58, 172, 173).

2.5.8 Kırılma Dayanımı (Fracture Strength)

Kırılma dayanımı, kuvvet uygulanan bir cismin kırıldığı andaki gerilim miktarıdır. Gerilim tipine bağlı olarak, çekme dayanımı, basma dayanımı, makaslama dayanımı olarak isimlendirilir (22, 169, 170, 174).

2.5.9 Kırılma Tokluğu (Fracture Toughness)

Kırılma sertliği bir materyalin çatlak ilerlemesine karşı gösterdiği dirençtir (92, 175). Var olan çatlağın büyüklüğünden, örneğin şeklinden ve yüzeydeki stres konsantrasyonundan bağımsızdır (175).

2.5.10 Bükülme Dayanımı (Flexural Strength, Modulus of Rupture, Transverse Strength)

Bir kirişin iki ucu desteklenerek ortasından kuvvet uygulandığı zaman, o kirişin gösterdiği mukavemettir (168).

2.5.11 Darbe Dayanımı (Impact Strength)

Ani bir darbe karşısında maddenin kırılmaya karşı gösterdiği mukavemettir (168, 169, 170, 174). Maddeler aşamalı şekilde artan kuvvetlere oranla, eşit fakat ani kuvvetler karşısında daha kırılabilir (169, 170, 174).

2.5.12 Esneklik

Esneklik, bir materyalin kalıcı deformasyona uğramadan absorbe edebileceği en yüksek enerjidir (22, 169, 170).

2.5.13 Sağlamlık

Sağlamlık bir materyalde kırık oluşumu için gerekli enerji miktarıdır. Gerilim-birim şekil değişimi eğrisi altında kalan alanın genişliği materyalin sağlamlığının belirler (22, 169, 170).

2.5.14 Sertlik (Hardness)

Materyalin deformasyona ve kırılmaya karşı direnci olarak tanımlanır (176). Geleneksel olarak Vickers ya da Knoop yöntemiyle ölçülmektedir. Ayrıca Barco, Brinell, Wallace, Rockwell ve Martens yöntemleri de mevcuttur (177).

2.5.15 Yorgunluk Dayanımı (Fatigue strength)

Bir maddenin, kısa süreli küçük ve sıklık darbelere karşı gösterdiği direnç yorgunluk dayanımı olarak tanımlanır. Bir kez uygulandığında kırılmaya neden olmayan bir yükün tekrarlanarak uygulanması ile materyalin dayanıklılığı azalabilir ve ani kırığa neden olabilir. Buna yorgunluk dayanıklılığı adı verilir. Tekrarlanan yük altında adım adım ilerleyen kırıktır (22, 169, 170).

2.5.16 Dayanım (Strength)

Dayanım kırılma materyallerin performansını etkileyen önemli bir özelliktir. Bir materyalde plastik deformasyon yada kırık oluşturmak için gereken stres miktarıdır. Dayanım değeri materyalin yüzeyindeki çatlakların, defektlerin (178) ve suyun varlığından (46) etkilenir.

2.6 MEKANİK TESTLER

2.6.1 Bükme Testleri

Mekanik testler ile dental materyallerin yapısal özellikleri ve restorasyon tasarım sonuçları incelenir. Üç ve dört nokta bükme testlerinde basma, çekme ve makaslama kuvvetleri aynı anda meydana gelir ve bu test metotları ile tekrarlanan güvenilir sonuçlar elde edilir. Çalışmalardan elde edilen sonuçlara göre farklı materyallerin dayanıklılık karşılaştırmaları yapılabilir. Bükme testlerinde kopma stresi ve rotasyon söz konusudur. Bu test metodunda bükme hareketi ve ne kadar büküldüğü önemlidir (169).

Bir materyalin dayanıklılığı performansını direk etkiler. Ancak materyalin yapımındaki ısısal ve mekanik aşamalar sırasında oluşan mikro çatlaklar ve defektler materyalin dayanıklılığını ciddi derecede etkileyebilmektedir. Bu nedenle, materyallerin gerilim stresleri farklı testlerle ölçülebilmektedir. Bunlar:

1. Üç nokta eğme testi (14, 59,173, 179)
- 2.Dört nokta eğme testi (76, 180, 181)
3. Yıkıcı olmayan test metodu (nondestructive test method) (182)
4. Biaksiyel bükme testi (57)
- * Çember üzerine çember (ring on ring) (35)
- * Çember üzerine top (ball on ring) (183)
- * Üç top üzerine piston (piston on three balls) (58, 74, 173, 184)

Literatürde bir materyalin dayanımıyla ilgili farklı sonuçlar bildirilebilir. Bu farklılık hazırlanan örnek şekillerindeki ve test metotlarındaki farklılıktan kaynaklanmaktadır (185). Üç nokta eğme testi genellikle dört nokta eğme testine göre % 30-40 daha yüksek değerler verir (76).

Biaksiyel bükme testleri diğer bükme testlerine göre daha güvenilir sonuçlar verir (58) Tam seramik sistemlerin bükülme dayanıklılığını ölçmek için daha çok ‘üç top üzerine piston (piston on three balls)’ metodu kullanılır (58, 74, 173, 184).

Bu metot için hazırlanacak örnekler disk şeklinde; 12-16 mm çapında, pres veya fırınlama yoluyla hazırlanacak porselen materyali için 2 mm kalınlığında, fırınlanmadan porselen tabletten kesilerek hazırlanacaksa 1,2 mm kalınlığında hazırlanır (173). Daha sonra disk numunelerin yüzey bitimleri için, ıslak ortamda sırasıyla; 220, 320, 500, 600 ve 800 numara silikon karbit aşındırma kağıtları kullanılır (58).

Biaksiyel bükme dayanıklılığı test cihazında disk numune, birbirinden eşit uzaklıkta ve birbirine 120° açıyla yer alan 3 adet 3,2±0,5 mm çapında çelik topun bulunduğu destek çemberi üzerine yerleştirilir (173). Disk numune bu çelik toplarla nokta teması yapar ve çelik topların oluşturduğu 12 mm’lik çap 14-16 mm’ lik disk numunelerin çapından küçük olduğu için yükleme sırasında kenardan kırılmayı önleyerek saf bükme meydana getirir (94). Test cihazının üst kolundaki 1,2-1,6 mm çapındaki düz yüzeyli uç ile disk numunenin tam merkezine gelecek şekilde 1 mm/dak. hızla bükme testi uygulanır (173). Yük uygulayan ucun çapı önemlidir. Çap azaldığında elde edilen bükme dayanımı değeri daha yüksektir (64). Elde edilen kırılmaya sebep olan toplam yük miktarı (Newton), formül kullanılarak biaksiyel bükme dayanıklılığı (MPa) hesaplanır (173).

‘Newton’ biriminde elde edilen biaksiyel bükme testi sonuçları uluslararası standartlara (ISO 6872) göre aşağıdaki formül kullanılarak megapaskal (MPa) birimine çevrilir.

$$S = -0,2387P(X - Y) / d^2$$

S: Megapaskal cinsinden maksimum gerilim kuvveti

P: Newton cinsinden kırılmaya sebep olan toplam yük miktarı

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

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

(ν): Poisson oranı. (Bilinmiyorsa 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, numunenin kırılma merkezindeki kalınlığı.

2.6.2 Çarpma Dayanıklılığı Testleri

Çarpma dayanıklılığı testlerinde materyalin ani kuvvetlere karşı direnci standart boyutlardaki örneklerle ağırlık çarptırılması ile belirlenir (169).

2.6.3 Gerçek Örneklerin Yüklenmesi ile Yapılan Testler

Materyallerin spesifik özelliklerinin belirlenmesinden başka, farklı tasarımların farklı yükler altındaki davranışları, gerçek modeller üzerindeki davranışlarından farklı olabilir. Sonuçta oluşturulacak kordon veya köprü restorasyonlarının yapısında çok daha kompleks gerilimler ortaya çıkabilmesi nedeniyle uygulanan, gerçek örneklerin kırılmasına dayanan testlerdir (186).

2.6.4 Sertlik (Hardness) Testi

Sertlik testi, materyallerin mekanik özelliklerini araştırmak için kullanılan bir yöntemdir. Sertlik genellikle konvansiyonel mikrosertlik cihazlarıyla Knoop yada Vickers yükleme uçlarıyla ölçülmektedir (176). Sertlik testinde, geleneksel yöntemde, elmas bir yükleme ucu ile sabit bir kuvvet uygulayarak materyalin yüzeyinde bir çentik oluşturulur ve oluşan çentik mikroskop yardımıyla ölçülür (187). Sertlik testinde kullanılan çok çeşitli çentik geometrilerinden Vickers ucu en çok kullanılanlardandır. Sertlik, uygulanan kuvvetle değişmektedir (188).

Kırılgan materyallerin özelliklerini araştırırken çentik oluşturulması tekniğinin uygulanması uygundur çünkü sadece çok küçük boyutta bir örnek gerekmektedir ve

çatlak büyüme parametresi, klinik şartlarda beklenen çatlaklarınkine benzer. Ayrıca basit bir yöntemdir (57,189). Vickers sertlik testi için örnek yüzeyinin cilalı ve düz olması gerekmektedir (189).

Vickers Sertlik Değeri (VHN), sertliği ifade eder. Uygulanan kuvvetin, yükleme ucunun oluşturduğu yüzey alanına bölünmesiyle elde edilir. Vickers sertlik metodunda 1 kgf (9,8 N) kuvvet uygulanır (187). Düşük kuvvet uygulandığında çentiğin yüzeyinin net olmaması sebebiyle ölçümde problem olabilmektedir. Fazla kuvvet uygulandığında da çatlak ya da parçalanma meydana gelebilmektedir. Çentiğin büyüklüğü hem Knoop hem de Vickers sertliğini etkilemektedir. Uygulanan kuvvet arttıkça sertlik azalmaktadır. Vickers sertlik ölçümünde piramit şeklindeki uç küçük, derin çentikler oluşturur (176). Yükleme ucunun örneğe doğru hareketi 0,015-0,070 mm/sn olmalıdır. Toplam test süresi 15 ± 2 sn.'dir. Vickers sertliği ya GPa olarak hesaplanabilir ya da Vickers sertlik değeriyle (VHN) belirtilebilir (187).

GPa olarak hesaplanacaksa:

$HV = 0.0018544 (P/d^2)$ formülü kullanılır.

P = Yük, N

d = çentiğin iki köşegeninin ortalama uzunluğu, mm

Vickers sertlik değeri olarak hesaplanacaksa:

1) $HV = 1.8544 (P/d^2)$ formülü kullanılır.

P = Yük, kgf

d = çentiğin iki köşegeninin ortalama uzunluğu, mm

ya da

2) $HV = (0.102) (1.8544) (P/d^2)$ formülü kullanılır.

P = Yük, N

d = çentiğin iki köşegeninin ortalama uzunluğu, mm

0.102 katsayısı N cinsinden yük uygulandığında elde edilen Vickers sertlik değerini kgf cinsinden yük uygulandığında elde edilen Vickers sertlik değeriyle karşılaştırılabilir duruma getirmek için kullanılmaktadır (187).

3.GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 DENEY GRUPLARININ OLUŞTURULMASI

Farklı zirkonya alt yapıların glazür ve termal siklus uygulaması sonrasında bükme dayanımlarını ve Vickers mikro sertlik değerlerini incelemek için yaptığımız bu çalışmada, 3 farklı sisteme ait zirkonya örnekler ve 2 farklı glazür likidi kullanıldı. Çalışmamızda ZirkonZahn (Steger, Ahrntal, Italy), Cercon (DeguDent GmbH, Hanau, Germany) ve Ceramill (AMANNGIRRBACH GmbH, Koblach, Austria) (Tablo 13) sistemlerinden, 40'ar tane olmak üzere toplam 120 tane zirkonya örnek hazırlandı. Glazür likidi olarak da her sistem için önerilen glazür malzemesi; ZirkonZahn Glaze, ZirkonZahn ICE Stain Liquid (Steger, Ahrntal, Italy), Ceramco PFZ Porcelain For Zirconia Overglaze, Ceramco PFZ Porcelain For Zirconia Stain & Glaze Liquid (Dentsply, York, PA, USA) kullanıldı (Tablo 14). Her sistem, örnek sayısı 10 olan 4 gruba ayrıldı. Her grup da örnek sayısı 5 olan 2 alt gruba ayrıldı. Alt gruplardan birincisi kontrol grubu oldu. İkinci gruptaki örneklerin her yüzeyine 0,05 mm olmak üzere toplam 0,1 mm kalınlığında glazür uygulandı. Bu işlemten sonra tüm gruplar termal siklus işlemine tabi tutuldu. Yaşlandırma işleminde örnekler 1000, 3000 ve 5000 defa 5°C ve 55°C de bekletildi.

Tablo 13: Kullanılan malzemeler

MALZEMELER		ÜRETİCİ FİRMA
ZİRKONYA ÖRNEKLER	ZİRKONZAHN	Steger, Ahrntal, Italy
	CERCON	DeguDent GmbH, Hanau, Germany
	CERAMİLL	AMANNGIRRBACH GmbH, Koblach, Austria
GLAZÜR	ZirkonZahn Glaze, ZirkonZahn ICE Stain Liquid	Steger, Ahrntal, Italy
	Ceramco PFZ Overglaze, Ceramco PFZ Stain & Glaze Liquid	Dentsply, York, PA, USA

3.1.1 ZirkonZahn grubu

1. Grup: 10 örneğe termal siklus işlemi uygulanmadı (kontrol grubu).
 - a. 5 örneğe herhangi bir işlem uygulanmadı.
 - b. 5 örneğe ZirkonZahn Glaze, ZirkonZahn ICE Stain Liquid uygulandı.
2. Grup: 10 örneğe 1000 defa termal siklus işlemi uygulandı.
 - a. 5 örneğe herhangi bir işlem uygulanmadı.
 - b. 5 örneğe ZirkonZahn Glaze, ZirkonZahn ICE Stain Liquid uygulandı
3. Grup: 10 örneğe 3000 defa termal siklus işlemi uygulandı.
 - a. 5 örneğe herhangi bir işlem uygulanmadı.
 - b. 5 örneğe ZirkonZahn Glaze, ZirkonZahn ICE Stain Liquid uygulandı.

4. Grup: 10 örneğe 5000 defa termal siklus işlemi uygulandı.

a. 5 örneğe herhangi bir işlem uygulanmadı.

b. 5 örneğe ZirkonZahn Glaze, ZirkonZahn ICE Stain uygulandı.

3.1.2 Cercon grubu:

1. Grup: 10 örneğe termal siklus işlemi uygulanmadı (kontrol grubu).

a. 5 örneğe herhangi bir işlem uygulanmadı.

b. 5 örneğe Ceramco PFZ Overglaze, Ceramco PFZ Stain & Glaze Liquid uygulandı.

2. Grup: 10 örneğe 1000 defa termal siklus işlemi uygulandı.

a. 5 örneğe herhangi bir işlem uygulanmadı.

b. 5 örneğe Ceramco PFZ Overglaze, Ceramco PFZ Stain & Glaze Liquid uygulandı.

3. Grup: 10 örneğe 3000 defa termal siklus işlemi uygulandı.

a. 5 örneğe herhangi bir işlem uygulanmadı.

b. 5 örneğe Ceramco PFZ Overglaze, Ceramco PFZ Stain & Glaze Liquid uygulandı.

4. Grup: 10 örneğe 5000 defa termal siklus işlemi uygulandı.

a. 5 örneğe herhangi bir işlem uygulanmadı.

b. 5 örneğe Ceramco PFZ Overglaze, Ceramco PFZ Stain & Glaze Liquid uygulandı.

3.1.3 Ceramill grubu:

1. Grup: 10 örneğe termal siklus işlemi uygulanmadı (kontrol grubu).
 - a. 5 örneğe herhangi bir işlem uygulanmadı.
 - b. 5 örneğe ZirkonZahn Glaze, ZirkonZahn ICE Stain Liquid uygulandı.
2. Grup: 10 örneğe 1000 defa termal siklus işlemi uygulandı.
 - a. 5 örneğe herhangi bir işlem uygulanmadı.
 - b. 5 örneğe ZirkonZahn Glaze, ZirkonZahn ICE Stain Liquid uygulandı.
3. Grup: 10 örneğe 3000 defa termal siklus işlemi uygulandı.
 - a. 5 örneğe herhangi bir işlem uygulanmadı.
 - b. 5 örneğe ZirkonZahn Glaze, ZirkonZahn ICE Stain Liquid uygulandı.
4. Grup: 10 örneğe 5000 defa termal siklus işlemi uygulandı.
 - a. 5 örneğe herhangi bir işlem uygulanmadı.
 - b. 5 örneğe ZirkonZahn Glaze, ZirkonZahn ICE Stain uygulandı.

Tablo 14: Deney gruplarının oluşturulması

	ZIRKONZAHN	CERCON	CERAMILL
1.GRUP; KONTROL GRUBU	Glazürsüz	Glazürsüz	Glazürsüz
	ZirkonZahn Glaze, ZirkonZahn ICE Stain Liquid	Ceramco PFZ Overglaze, Ceramco PFZ Stain & Glaze Liquid	ZirkonZahn Glaze, ZirkonZahn ICE Stain Liquid
2.GRUP; 1000 TERMAL SİKLUS	Glazürsüz	Glazürsüz	Glazürsüz
	ZirkonZahn Glaze, ZirkonZahn ICE Stain Liquid	Ceramco PFZ Overglaze, Ceramco PFZ Stain & Glaze Liquid	ZirkonZahn Glaze, ZirkonZahn ICE Stain Liquid
3.GRUP; 3000 TERMAL SİKLUS	Glazürsüz	Glazürsüz	Glazürsüz
	ZirkonZahn Glaze, ZirkonZahn ICE Stain Liquid	Ceramco PFZ Overglaze, Ceramco PFZ Stain & Glaze Liquid	ZirkonZahn Glaze, ZirkonZahn ICE Stain Liquid
4.GRUP; 5000 TERMAL SİKLUS	Glazürsüz	Glazürsüz	Glazürsüz
	ZirkonZahn Glaze, ZirkonZahn ICE Stain Liquid	Ceramco PFZ Overglaze, Ceramco PFZ Stain & Glaze Liquid	ZirkonZahn Glaze, ZirkonZahn ICE Stain Liquid

3.2 ÇALIŞMAMIZDA KULLANILAN ZİRKONYA ÖRNEKLERİN ELDE EDİLMESİ

Elde edilecek örneklerin kalınlık ve çaplarına uygun olarak piyasada hazır bulunan metal silindir kalıplar (Resim 1) kullanıldı. Silindir kalıbın içerisinde ışıkla polimerize olan kompozit rezin materyali kullanılarak 15 milimetre çapında ve 2 milimetre yüksekliğinde alt yapı dizaynları hazırlandı (Resim 2). Bu kompozit dizaynların yüksekliği 1,4 milimetreye indirildi (Resim 3) ve daha sonra elde edilecek zirkonya disklerin üretilmesinde kullanıldı.



Resim 1: Örneklerin hazırlanmasında kullanılan metal silindir kalıplar



Resim 2: Metal kalıp içerisinde hazırlanan kompozit örnekler



Resim 3: Işıkla polimerize olan kompozit rezin materyali ile hazırlanan diskler

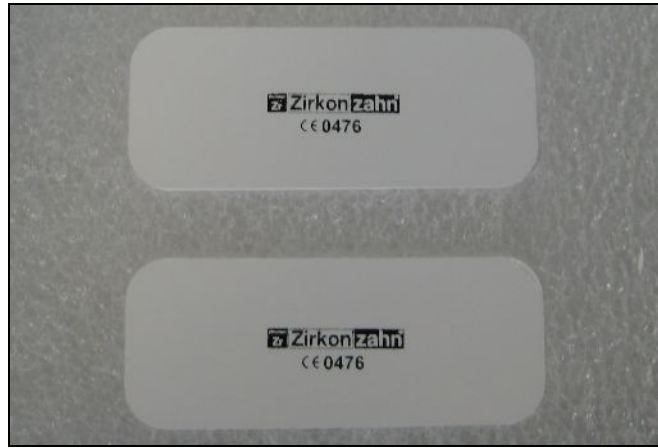
Zirkonya esaslı alt yapılar her sistemin üretim şekline uygun olarak şu şekilde hazırlandı:

3.2.1 ZirkonZahn sistemi:

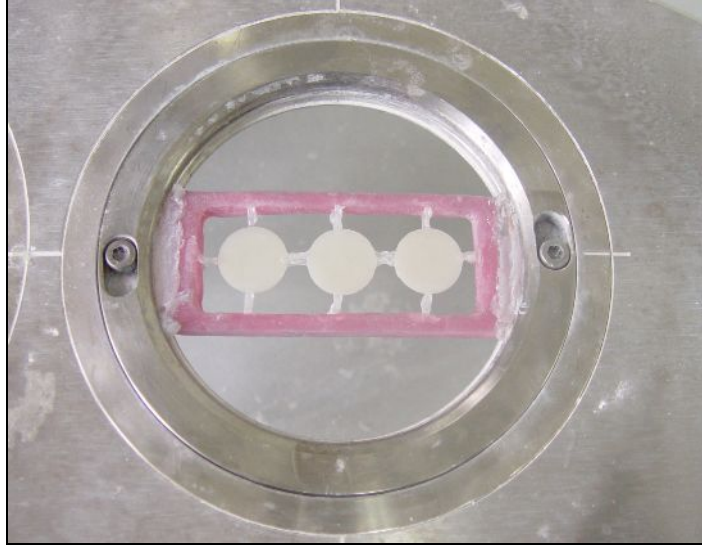
ZirkonZahn örnekler, ZirkonZahn makinesinde mekanik yöntemle üretildi (Resim 4) ve sinterlenmemiş zirkonya bloklar kullanıldı (Resim 5) . Örneklerin şekillendirilebilmesi için kompozit rezin dizaynlar makinenin okuyucu ucunun bulunduğu tarafa (Resim 6) ,ZirkonZahn blok ise aşındırma işleminin yapılacağı tarafa adapte edildi (Resim 7) . Makinenin okuyucu ucu kompozit rezin dizaynlar üzerinde hareket ettirilerek, işleme ünitesine yerleştirilmiş olan zirkonya bloğun işlenmesi sağlandı. Frezleme işlemi teknisyen tarafından manüel olarak yapıldı. Hacimsel olarak %25 daha büyük frezlenen diskler 1500 °C’ de 16 saat sinterlendi ve orjinal boyutlarına ulaşması sağlandı (Resim 8).



Resim 4: Mekanik yöntemle üretim yapan ZirkonZahn makinesi



Resim 5: Sinterlenmemiş ZirkonZahn blok



Resim 6: Makinenin okuyucu ünitesine yerleştirilen kompozit rezin alt yapı dizaynları



Resim 7: Makinenin kazıyıcı ünitesine yerleştirilen ZirkonZahn blok



Resim 8: Sinterlenmesi tamamlanmış ve orijinal boyutlarına ulaşmış ZirkonZahn diskler

3.2.2 Cercon sistemi:

Cercon örnekler, CAD/CAM tekniği ile çalışan Cercon brain makinesi ile üretildi (Resim 9). Sinterlenmemiş zirkonya bloklar kullanıldı. Kompozit rezin materyali ile hazırlanan alt yapı dizaynları, frezleme makinesinin tarama yapılacak ünitesine yerleştirildi (Resim 10). Alt yapı dizaynları lazer tarayıcı aracılığı ile tarandı ve daha sonra elde edilen bilgiler frezleme ünitesine transfer edildi. Disk şeklindeki örnekler, bu zirkonya bloklardan özel tungsten karbid frezlerle hacimli bir şekilde frezlendi. Frezleme işlemi bittikten sonra diskler % 25-30'luk sinterlenme büzülmesini kompanse edecek şekilde 7 saat 1350 °C' de Cercon fırınında sinterlendi (Resim 11) ve istenilen final boyutlar elde edildi (Resim 12).



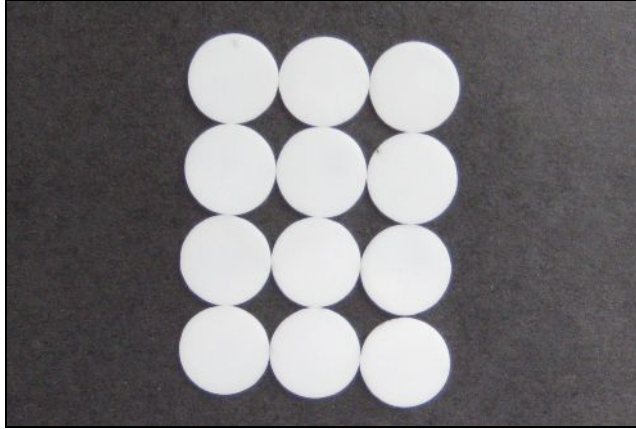
Resim 9: Cercon Brain cihazı



Resim 10: Kompozit rezin alt yapı dizaynlarının tarama ünitesine yerleştirilmesi



Resim 11: Cercon Heat sinterleme fırını



Resim 12: Sinterlendikten sonra final boyutlarına ulaşan
Cercon diskler

3.2.3 Ceramill sistemi:

Ceramill örnekler MAD/MAM prensibi ile çalışan Ceramill base frezeleme cihazı ile üretildi (Resim 13). Hazırlanan kompozit disklerden silikon kalıp elde edildi (Resim 14). Silikon kalıp içerisinde Ceramill gel modelaj akriliği ile kazıma ünitesine yerleştirilecek dizaynlar (Resim 15) hazırlandı. Elde edilen akrilik dizaynlar kazıma ünitesine yerleştirilmek amacıyla birbirine bağlandı (Resim 16). Cihazın tarama ünitesine akrilik dizaynlar, kazıma ünitesine ise zirkonya blok yerleştirildi (Resim 17). Disk örnekler sinterlenmemiş bloklardan manuel olarak kazındı (Resim 18). Elde edilen hacimli örnekler 1450 °C' de 12 saat sinterlendikten sonra gerçek boyutlara ulaşıldı (Resim 19).



Resim 13: Ceramill Base frezeleme cihazı



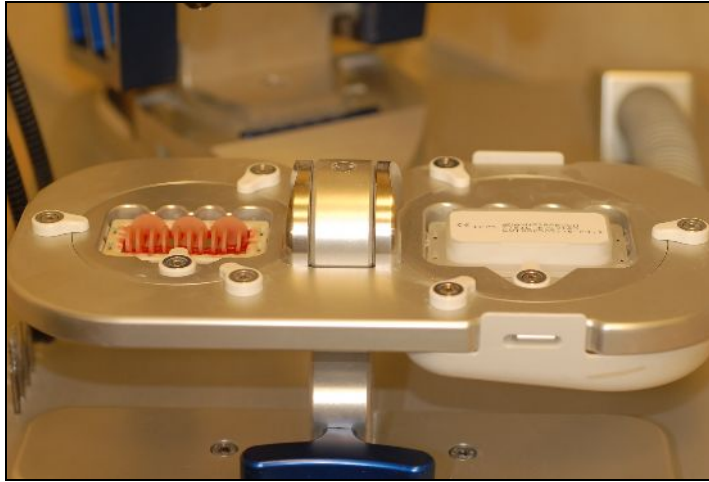
Resim 14: Kompozit disk örneklerden hazırlanan silikon kalıp



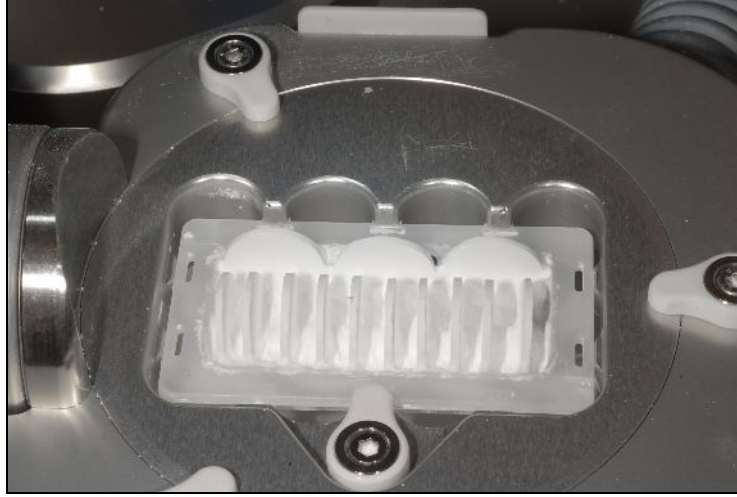
Resim 15: Silikon kalıp içerisinde modelaj akrililiği ile hazırlanan dizaynlar



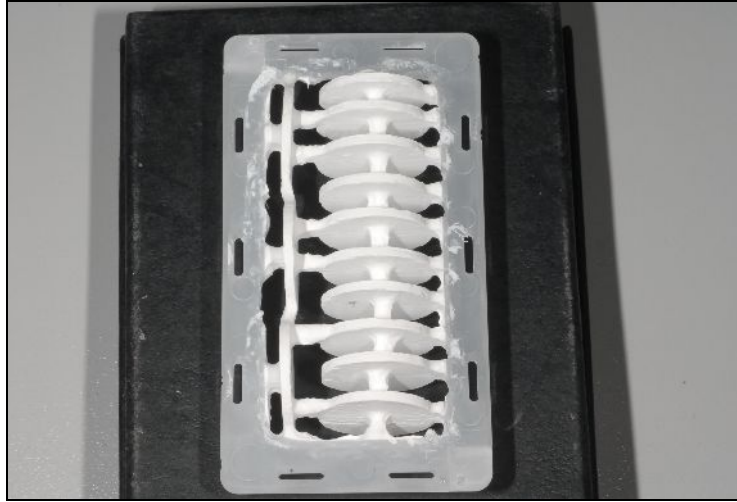
Resim 16: Akrilik dizaynların birbirine bağlanması



Resim 17: Makinenin okuyucu ünitesine yerleştirilen akrilik dizaynlar ve kazıyıcı ünitesine yerleştirilen sinterlenmemiş Ceramill blok



Resim 18: Makinenin kazıma ünitesindeki frezelenmiş diskler



Resim 19: Sinterlenmesi tamamlanmış ve orjinal boyutlarına ulaşmış
Ceramill diskler

3.3 ÇALIŞMAMIZDA KULLANILAN GLAZÜRLER

Çalışmamızda ZirkonZahn Glaze, ZirkonZahn ICE Stain Liquid (Steger, Ahrntal, Italy) (Resim 20) ve Ceramco PFZ Overglaze, Ceramco PFZ Stain & Glaze Liquid (Dentsply, York, PA, USA) kullanıldı (Resim 21).



Resim 20: ZirkonZahn Glaze, ZirkonZahn ICE Stain Liquid



Resim 21: Ceramco PFZ Overglaze,
Ceramco PFZ Stain & Glaze Liquid

3.4 DENEY ÖRNEKLERİNİN HAZIRLANMASI

3.4.1 Yüzey işlemleri:

Çalışmamızda bükme deneylerinde standardizasyon sağlayabilmek için ISO TR 6872 spesifikasyonu kullanıldı. Çapı 15 milimetre, yüksekliği 1,55 milimetre olan ZirkonZahn disk örnekler örnek kalınlıklarını inceltmek amacıyla önce 40 grit (English abrasives, London, England) silikon karbit kağıt zımpara ile, yüksekliği 1,50 milimetre olan Ceramill ve Cercon disk örnekler ise 60 grit (English abrasives, London, England) silikon karbit kağıt zımpara ile aşındırıldı. Tüm örnekler daha sonra standart bir yüzey oluşturabilmek için 600, 800 ve 1200 grit (English abrasives, London, England) silikon karbit kağıt zımpara ile zımpara cihazında (Phoenix Beta Grinder/ Polisher, Buehler, Germany) 15 saniye süreyle, su altında ve 300 devir/ dakika' da zımparalandı (Resim 22).



Resim 22: Phoenix Beta Grinder/ Polisher zımpara cihazı

Tablo 15: Çalışmamızda kullanılan zirkonya örneklerin kalınlıkları

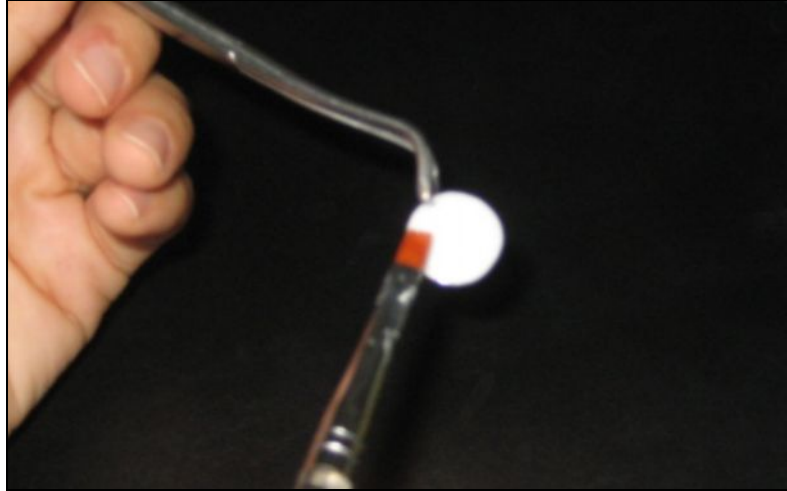
	Örnek kalınlıkları (mm)	
	Glazürsüz	Glazürlü
ZirkonZahn	1,2±0,01	1,16±0,02
Cercon	1,19±0,02	1,15±0,02
Ceramill	1,2±0,02	1,15±0,02

4.2 Glazür uygulanması:

Her sistem, örnek sayısı 10 olan 4 gruba ayrıldı. Her grup da örnek sayısı 5 olan 2 alt gruba ayrıldı. Alt gruplardan birincisi kontrol grubu oldu, ikinci gruba glazür uygulandı. Glazür işleminden önce tüm örnekler basınçlı buharlı suyla temizlendi (Resim 23). Tüm örneklerle kendi firmalarının önerdikleri glazürler uygulandı (Resim 24-25). ZirkonZahn ve Ceramill sistemlerinde ZirkonZahn Glaze, ZirkonZahn ICE Stain Liquid (Steger, Ahrntal, Italy) uygulandı. Cercon sisteminde ise Ceramco PFZ Overglaze, Ceramco PFZ Stain & Glaze Liquid (Dentsply, York, PA, USA) uygulandı. Her glazür firma talimatlarına uygun olarak ve belirtilen fırınlama derecelerinde (Tablo 16), programlanabilen vakumlu fırınlarda uygulandı (Resim 26-29).



Resim 23: Glazür uygulanacak örneklerin basınçlı buhar ile temizlenmesi



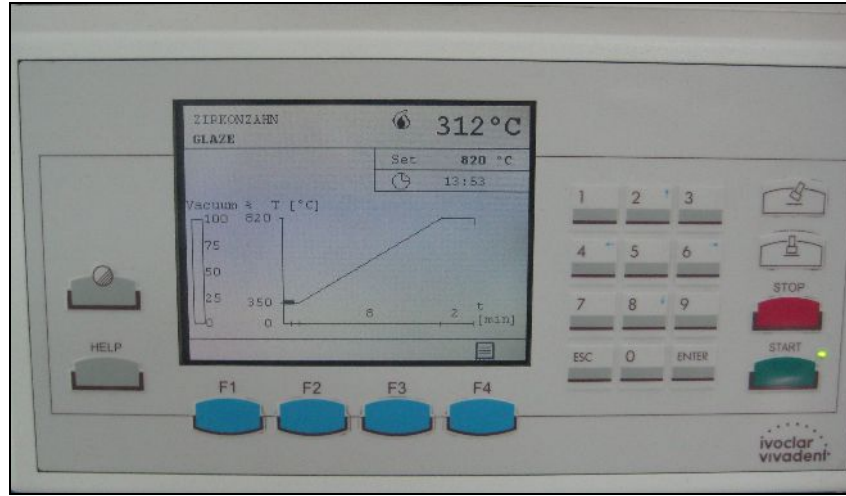
Resim 24: Zirkonya örneklere glazür uygulanması



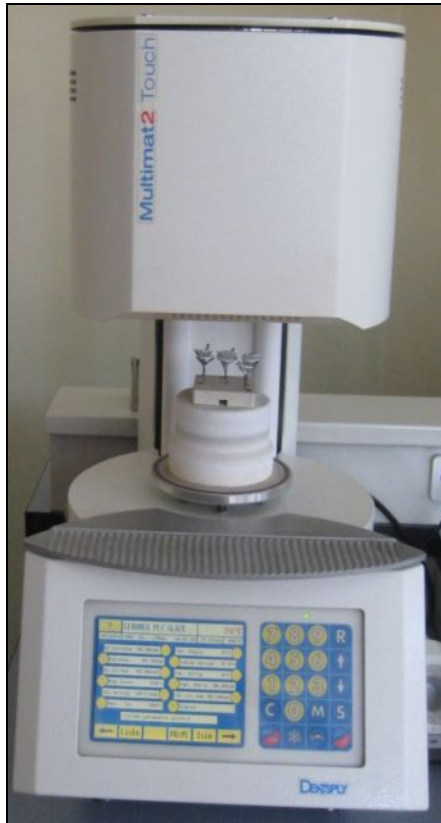
Resim 25: Glazür uygulanmış ZirkonZahn örnekler



Resim 26: ZirkonZahn ve Ceramill örnekler glazür uygulanan vakumlu fırın



Resim 27: ZirkonZahn ve Ceramill örneklerle glazür uygulanan fırının sıcaklık değerleri



Resim 28: Ceramco PFZ glazür fırını



Resim 29: Cercon örneklere glazür uygulanan fırının sıcaklık değerleri

Tablo 16: Fırınlama ısıları

	İlk ısı	Kurutma	Son ısı	Son sıcaklıkta bekleme	Isı artış oranı	Vakum
ZirkonZahn ve Ceramill örnekler	350°C	5 dak.	820°C	2 dak.	55°C/ dak.	+
Cercon örnekler	450°C	5 dak.	850°C	30 saniye	60°C/ dak.	-

3.4.3 Termal siklus (Yaşlandırma)

Her sistem, örnek sayısı 10 olan 4 gruba ayrıldı. Her grup da örnek sayısı 5 olan 2 alt gruba ayrıldı. Alt gruplardan birincisi kontrol grubu oldu, ikinci gruba glazür uygulandı. 4 ana grubun birincisi kontrol grubu oldu. Diğer gruplara (Resim 30-31) ise sırayla 1000, 3000 ve 5000 kez termal siklus (5°C ve 55°C) uygulandı.



Resim 30: Glazürsüz örnekler



Resim 31: Glazürlü örnekler

Ağızda kullanımı taklit edecek ısı uygulamasında örnekler, 5°C ve 55°C arasında distile su havuzunda tutuldu (Resim 32-33). Toplam 1000, 3000, 5000 siklus uygulandı. Termal siklus işlemi sırasında özellikle sıcak su kazanında buharlaşma ile meydana gelen su kaybını gidermek için su ilavesi gerekmektedir. Örneklere uygulanan suyun sıcaklığının değişmemesi için söz konusu ilave küçük miktarlarda azar azar yapıldı.



Resim 32: Salubris-technica termal siklus cihazı



Resim 33: Termal siklus cihazındaki örnekler

3.4.4 DENEY DÜZENİĞİNİN HAZIRLANMASI VE BİAKSİYEL BÜKME TESTİNİN YAPILMASI

Biaksiyel bükme testi Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde bulunan universal test cihazı (Instron, 3345, Instron Corp., Norwood, MA,USA) (Resim 34) ile 1 mm/dak. hızla gerçekleştirildi. Biaksiyel bükme testlerinden 'uç 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. Alt kola; disk numunelerin yerleşeceği, iç çapı 15,7 mm olan, tabanında birbirine 120 derecelik açıda, 3 adet 3,4 mm çapında çelik bilyeler (top) bulunan parça yerleştirildi. Üst kola ise; uç kısmı 1,4 mm çapında, disk numuneye tam ortasından temas edecek şekilde ayarlanmış baskı ucu yerleştirildi (Resim 35).

Tüm zirkonya örnekler sırayla Instron cihazının alt kolunda bulunan 3 çelik bilye (top) üzerine yerleştirilip, üst koldaki baskı ucu disk numunenin tam merkezine gelecek şekilde, 1mm/dak. hızla numune kırılıncaya kadar kuvvet uygulandı (Resim 36). Numunenin kırıldığı andaki kuvvet 'Newton' cinsinden bilgisayar bağlantılı test cihazı tarafından kaydedildi.

'Newton' biriminde elde edilen biaksiyel bükme testi sonuçları uluslararası standartlara (ISO 6872) göre aşağıdaki formül kullanılarak megapaskal (MPa) birimine çevrildi.

$$S = -0,2387P(X - Y) / d^2$$

S: Megapaskal cinsinden maksimum gerilim kuvveti

P: Newton cinsinden kırılmaya sebep olan toplam yük miktarı

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

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

(ν): Poisson oranı (Bilinmiyorsa 0.25)

(Bizim çalışmamızda da 0,25 olarak hesaplandı)

r_1 : milimetre cinsinden, elik bilyeler (top) zerinden geçen hayali destek çemberinin çapı.

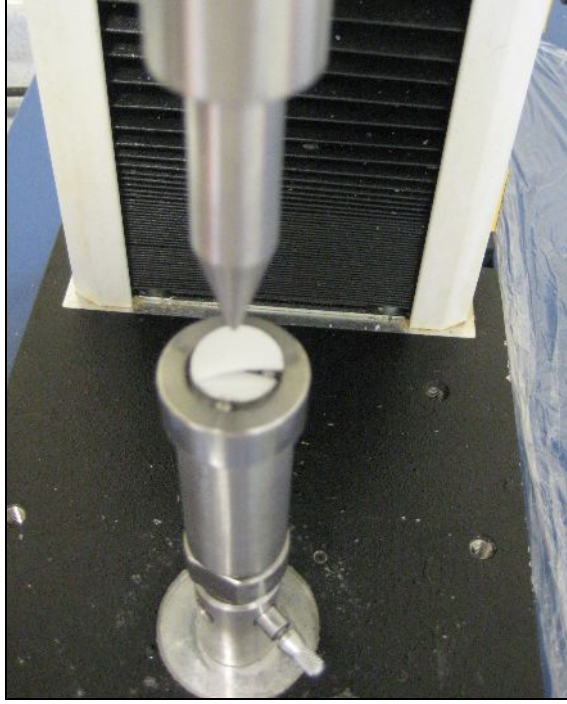
r_2 : milimetre cinsinden, baskı ucunun çapı.

r_3 : milimetre cinsinden örneğin çapı.

d : milimetre cinsinden, numunenin kırılma merkezindeki kalınlığı.



Resim 34: Instron cihazı



Resim 35: Instron cihazında kırılan örnek



Resim 36: Instron cihazında kırılmış örnek

3.4.5 VICKERS MİKROSERTLİK DEĞERLERİNİN ÖLÇÜLMESİ

Zirkonya örneklerin Vickers mikrosertlik değerlerinin ölçümü için Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde bulunan, bu test için tasarlanmış (ASTM) sertlik ölçme cihazı (BuehlerUK Ltd.,England) kullanılmıştır (Resim 37). Bu test metodunda kare tabanlı, piramit şeklindeki elmas bir uç ile bükme testi uygulanmış ve kırılmış glazürlü zirkonya örneklerin yüzeyine 0,015-0,070 mm/sn hız ile 1 kg (9,8 N) kuvvet uygulanarak diagonal bir çentik oluşturuldu ve uygulanan yük kaldırıldıktan sonra, oluşan çentik, cihaza bağlı mikroskop ile ölçüldü (Resim 38). Toplam test süresi 15 sn'dir. Tüm örneklerde 3 defa ölçüm yapıldı. Elde edilen değer Vickers sertlik değeriyle belirtildi. Vickers sertlik değeri (VHN) uygulanan kuvvetin, piramit şeklindeki yükleme ucunun oluşturduğu yüzey alanına bölünmesiyle elde edilir(ASTM). Elde edilen değerler aşağıdaki formül kullanılarak cihaz tarafından hesaplandı (Resim 39).

$$HV= 1.8544 (P/d^2)$$

$$P = \text{Yük, kgf}$$

$$d = \text{çentiğin iki köşegeninin ortalama uzunluğu, mm}$$



Resim 37: Buehler Vickers sertlik ölçme cihazı



Resim 38: Vickers sertlik ölçme cihazında örneklerin incelenmesi



Resim 39: Vickers sertlik ölçme cihazında elde edilen değerin okunması

3.4.6 İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME

Deney gruplarının bükme deneyi sonrasında elde edilen dayanım değerleri, ortalamaları ve standart sapma değerleri hesaplandı. Farklı sayıdaki termal siklus uygulamasının ölçümlerinde % 95 güven aralığında tek yönlü varyans analizi (one-way ANOVA), glazür uygulamasının ölçümlerinde tek yönlü varyans analizi ve çoklu grupların karşılaştırılmasında Tukey çoklu karşılaştırma testi uygulanmıştır. Tekrarlanan termal siklus uygulamalarının glazürlü ve glazürsüz örneklerin bükme dayanımı üzerindeki etkisi iki yönlü varyans analizi (TWO-WAY ANOVA) ile değerlendirildi. İstatistiksel anlamlılık $p < 0,05$ olarak kabul edildi.

4.BULGULAR

Üç farklı sisteme ait zirkonya esaslı örneklerle glazür ve termal siklus uygulandı. Bükme dayanımı deneyi yapıldı, Vickers sertlik değerleri ölçüldü ve sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirildi.

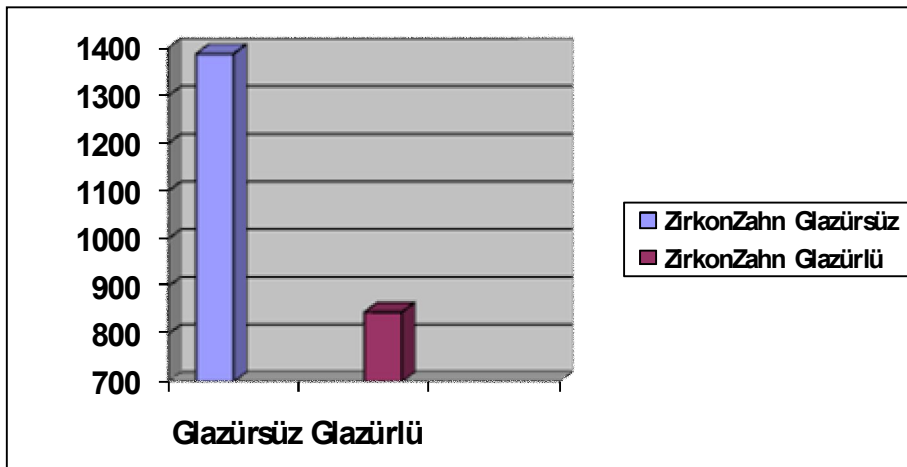
4.1 Biaksiyal Bükme Deneyi Bulguları

4.1.1 Glazür uygulamasının zirkonya örneklerin bükme dayanımına etkisi

Glazür uygulaması Zirkonzahn örneklerde bükme dayanımını azaltmıştır ve bu azalma istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0,0001$) (Tablo 17).

Tablo 17: ZirkonZahn örneklerle glazür uygulamasından sonra bükme dayanımlarının istatistiksel değerlendirilmesi

ZirkonZahn	n	MPa	sd±	min(MPa)	Max(MPa)	F	P
Glazürsüz	5	1388	132	1236	1495	54,4	0,0001
Glazürlü	5	846	98	779	1012		

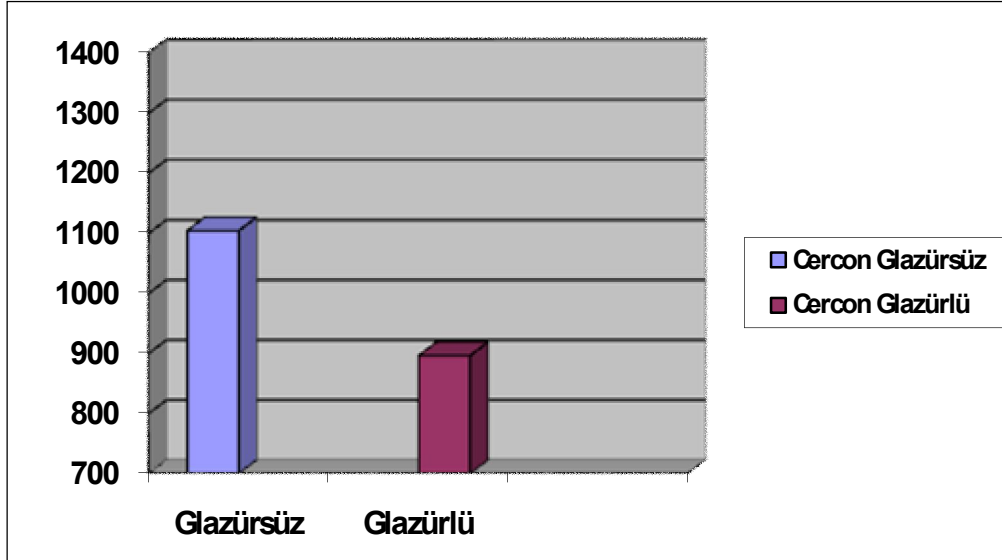


Şekil 2: ZirkonZahn örneklerin glazür uygulaması sonrası bükme dayanımı

Glazür uygulaması Cercon örneklerde bükme dayanımını azaltmıştır ve bu azalma istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0,023$) (Tablo 18).

Tablo 18: Cercon örneklere glazür uygulamasından sonra bükme dayanımların istatistiksel değerlendirilmesi

Cercon	n	MPa	sd±	min(MPa)	Max(MPa)	F	P
Glazürsüz	5	1104	124	974	1245	7,9	0,023
Glazürlü	5	896	110	786	1028		

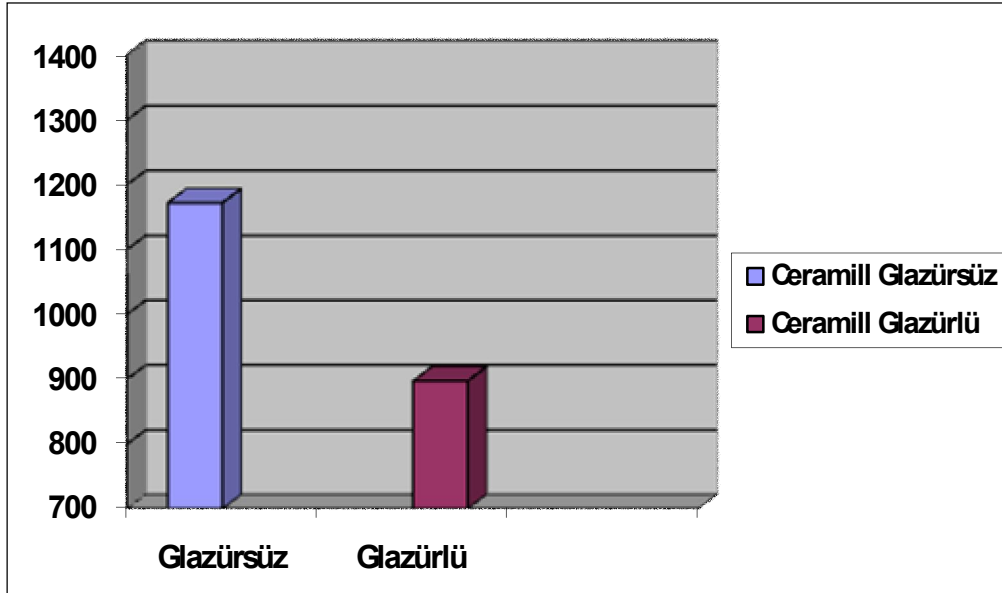


Şekil 3: Cercon örneklerin glazür uygulaması sonrası bükme dayanımı

Glazür uygulaması Ceramill örneklerde bükme dayanımını azaltmıştır ve bu azalma istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0,005$) (Tablo 19).

Tablo 19: Ceramill örnekler glazür uygulamasından sonra bükme dayanımlarının istatistiksel değerlendirilmesi

Ceramill	n	MPa	sd±	min(MPa)	Max(MPa)	F	P
Glazürsüz	5	1172	127	1041	1349	14,5	0,005
Glazürlü	5	897	100	784	1017		



Şekil 4: Ceramill örneklerin glazür uygulaması sonrası bükme dayanımı

Üç farklı zirkonya sistemine ait örnekler glazür uygulaması sonrasında kırılma dayanıklılığı ve birbirlerine göre dayanıklılık ilişkileri Tablo 20’de görülmektedir. Glazür uygulamasından sonra farklı zirkonya sistemlerinin birbirlerine göre bükme dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir.

Zirkonzahn, Cercon ve Ceramill örnekler glazür uygulamak, örneklerin bükme dayanımını azaltmıştır ve bu azalma istatistiksel olarak da anlamlı bulunmuştur ($p=0,0001$, $p=0,023$, $p=0,005$).

Tablo 20: Zirkonya örneklerin glazür uygulamasından sonra kırılma dayanıklılığı ve birbirlerine göre dayanım ilişkilerinin istatistiksel değerlendirilmesi

	ZirkonZahn (MPa)±SD	Cercon (MPa)±SD	Ceramill (MPa)±SD	F	P
Glazürsüz	1388±32	1104±124	1172±127	6,8	0,011
Glazürlü	846±98	896±110	897±100	0,4	0,67
F	54,35	7,85	14,42		
P	0,000	0,023	0,005		

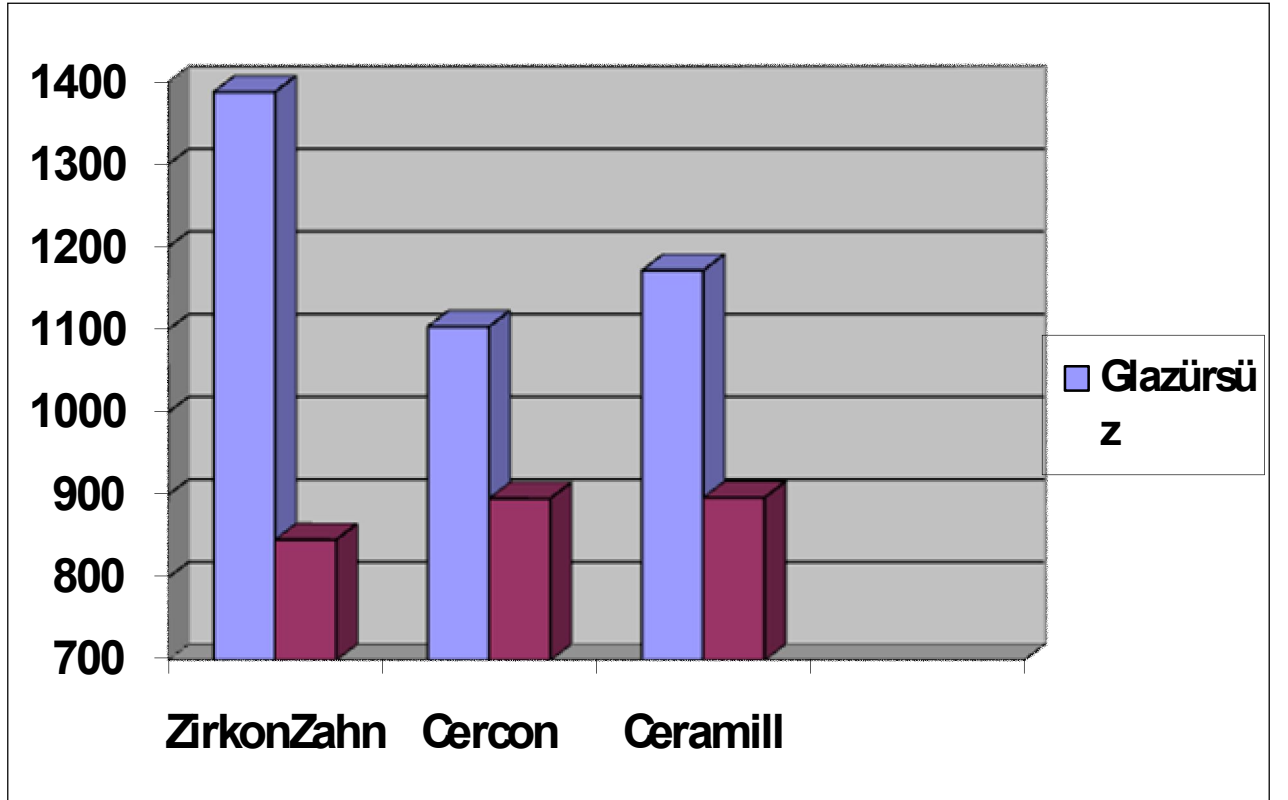
Glazürsüz ZirkonZahn, Ceramill ve Cercon örneklerin bükme dayanımları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0,011$).

Glazürlü ZirkonZahn, Cercon ve Ceramill örneklerin bükme dayanımları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsızdır.

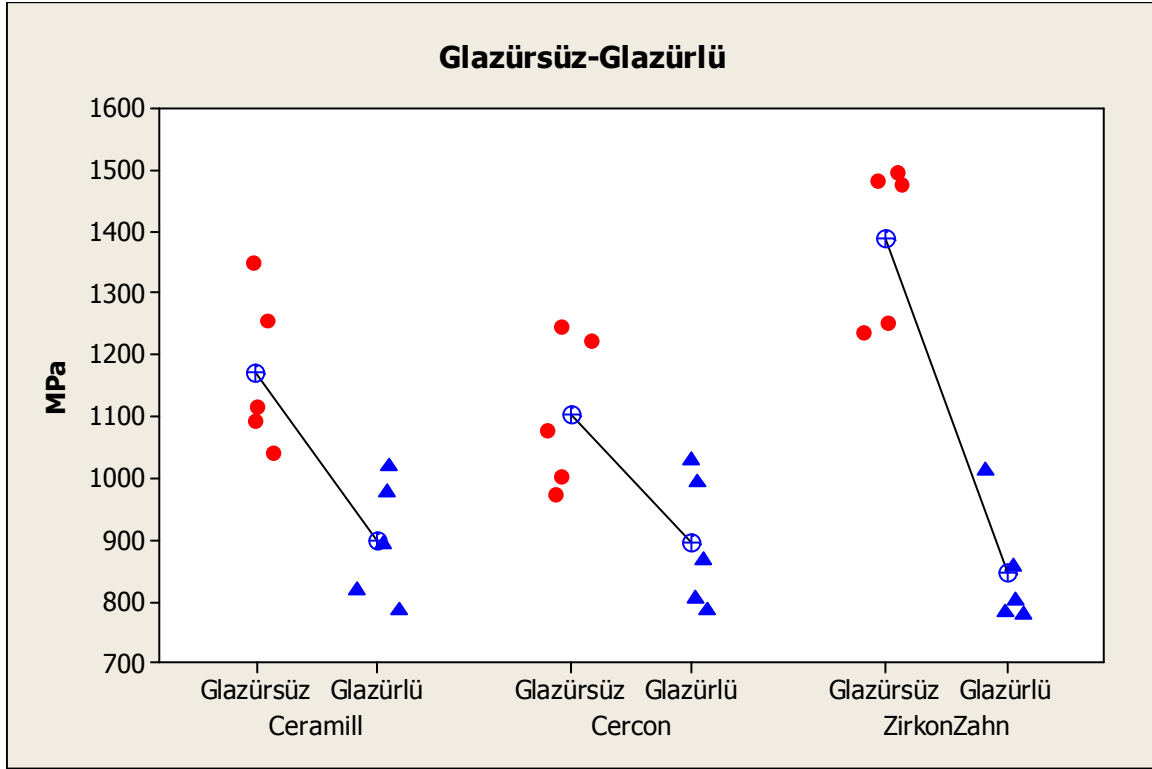
Tukey çoklu karşılaştırma testine göre glazürsüz ZirkonZahn örnekler Cercon ve Ceramill sistemlerine göre anlamlı derecede daha dayanıklı bulunurken ($p=0,011$, $p=0,049$), Cercon ile Ceramill örneklerin bükme dayanımı değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir (Tablo 21).

Tablo 21: Farklı zirkonya sistemlerinin glazür uygulamaları arasındaki birbirlerine göre bükme dayanımı farklılıklarının istatistiksel değerlendirilmesi

Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi	Glazürsüz	Glazürlü
ZirkonZahn-Cercon	p=0,011	—
ZirkonZahn-Ceramill	p=0,049	—
Cercon- Ceramill	—	—



Şekil 5: Glazürsüz ve glazürlü zirkonya örneklerin bükme dayanımı grafiği



Şekil 6: Glazürlü ve glazürsüz grupların bükme dayanımında örnek dağılımları

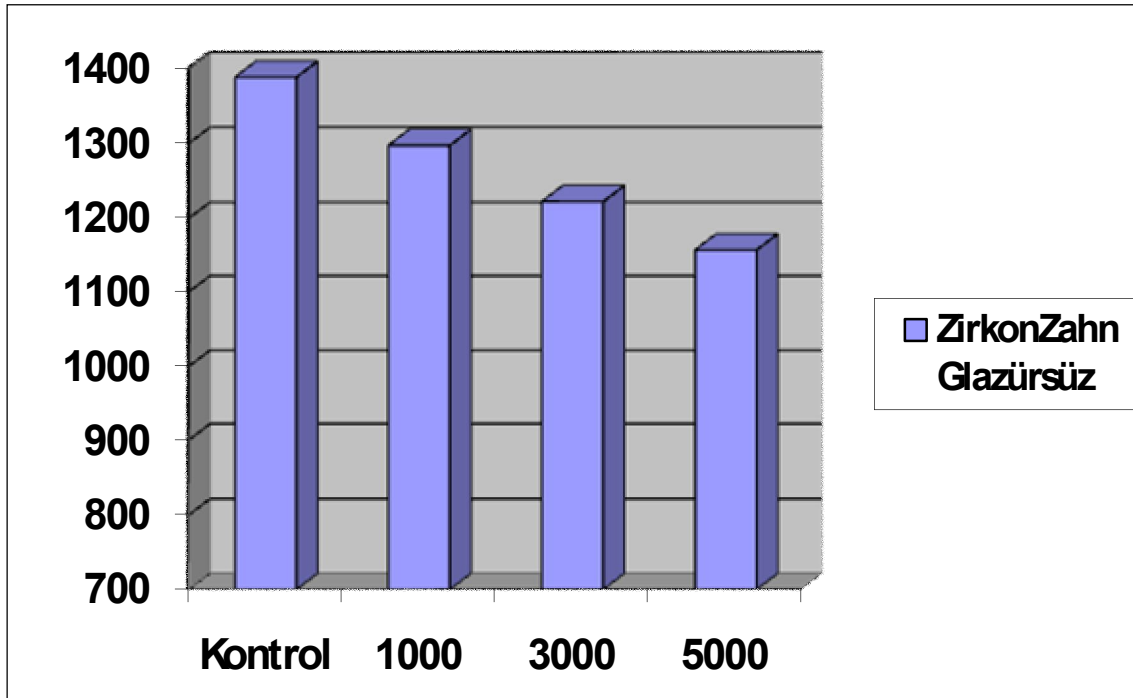
4.1.2 Termal siklus uygulamasının glazürsüz grupların bükme dayanımı üzerine etkisi

Glazürsüz Zirkonzahn örneklerine termal siklus uygulamak, örneklerin bükme dayanımını azaltmıştır ve bu azalma istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0,047$) (Tablo 22).

Glazürsüz ZirkonZahn örneklerine 1000 ve 3000 termal siklus uygulamak bükme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik meydana getirmezken, 5000 termal siklus uygulamak bükme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma meydana getirmiştir ($p=0,039$) (Tablo 25).

Tablo 22: Glazürsüz ZirkonZahn örneklerin termal siklus uygulamasından sonra bükme dayanımlarının istatistiksel değerlendirilmesi

ZirkonZahn	n	MPa	sd±	min(MPa)	Max(MPa)	F	P
Kontrol	5	1388	132	1236	1495	3,31	0,047
1000	5	1297	122	1088	1410		
3000	5	1222	116	1050	1349		
5000	5	1156	119	992	1280		



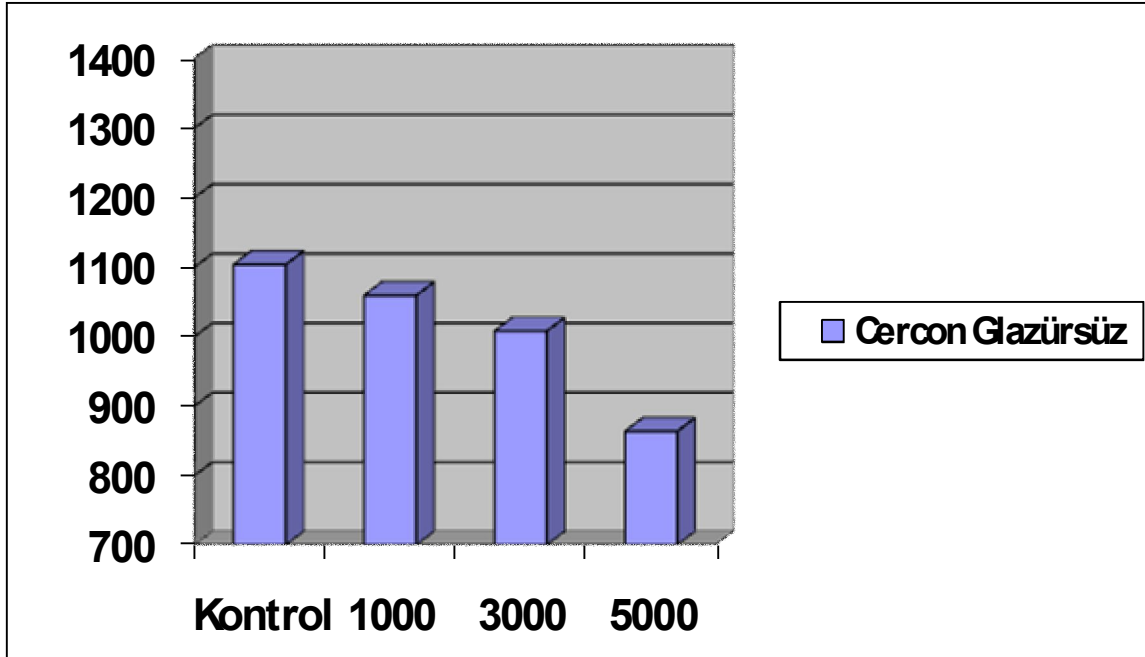
Şekil 7: Glazürsüz ZirkonZahn örneklerin bükme dayanımı grafiği

Glazürsüz Cercon örnekler termal siklus uygulamak, örneklerin bükme dayanımını azaltmıştır ve bu azalma istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0,028$) (Tablo 23).

Glazürsüz Cercon örnekler 1000 ve 3000 termal siklus uygulamak bükme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma meydana getirmezken, 5000 termal siklus uygulamak bükme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma meydana getirmiştir ($p=0,024$) (Tablo 25).

Tablo 23: Glazürsüz Cercon örneklerin termal siklus uygulamasından sonra bükme dayanımlarının istatistiksel değerlendirilmesi

Cercon	n	MPa	sd±	min(MPa)	Max(MPa)	F	P
Kontrol	5	1104	124	974	1245	3,95	0,028
1000	5	1059	118	896	1188		
3000	5	1008	118	853	1117		
5000	5	864	108	761	1046		



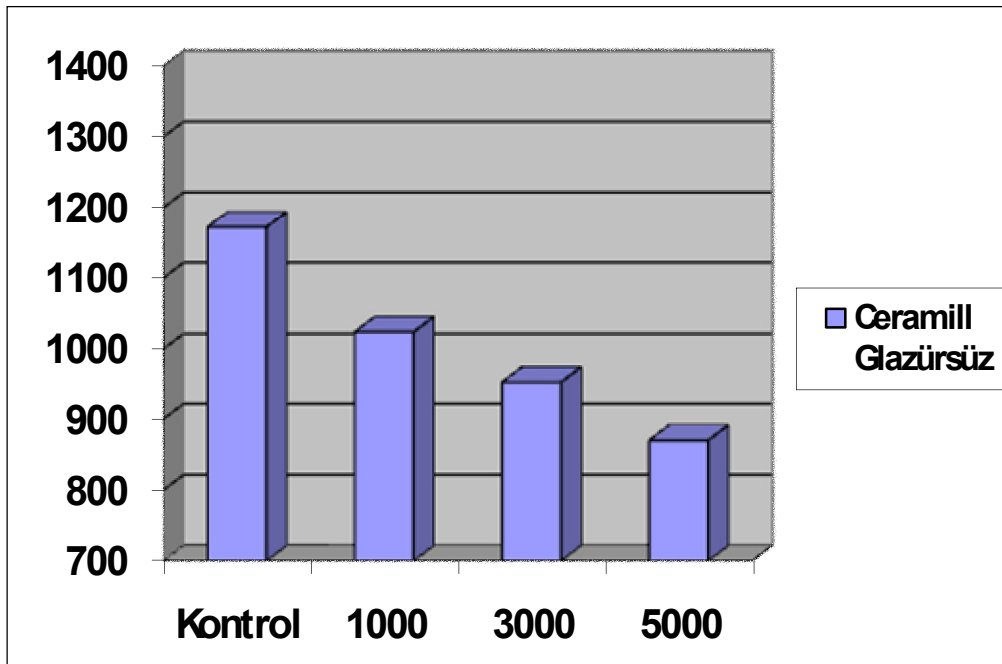
Şekil 8: Glazürsüz Cercon örneklerin bükme dayanımı grafiği

Glazürsüz Ceramill örnekler termal siklus uygulamak, örneklerin bükme dayanımını azaltmıştır ve bu azalma istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0,008$) (Tablo 24).

Glazürsüz Ceramill örnekler 1000 termal siklus uygulamak bükme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma meydana getirmezken, 3000 ve 5000 termal siklus uygulamak bükme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma meydana getirmiştir ($p=0,048$, $p=0,005$) (Tablo 25).

Tablo 24: Glazürsüz Ceramill örneklerin termal siklus uygulamasından sonra bükme dayanımlarının istatistiksel değerlendirilmesi

Ceramill	n	MPa	sd±	min(MPa)	Max(MPa)	F	P
Kontrol	5	1172	127	1041	1349	5,96	0,008
1000	5	1024	117	873	1143		
3000	5	953	119	825	1080		
5000	5	870	117	770	1008		



Şekil 9: Glazürsüz Ceramill örneklerin bükme dayanımı grafiği

Tablo 25: Zirkonya örneklerin farklı sayıda termal siklus uygulamaları arasındaki bükme dayanımı farklılıklarının istatistiksel değerlendirilmesi

Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi	ZirkonZahn	Cercon	Ceramill
Kontrol-3000 siklus	—	—	p=0,048
Kontrol-5000 siklus	p=0,039	p=0,024	p=0,005

Üç farklı zirkonya sistemine ait glazürsüz örnekler termal siklus uygulaması sonrasında kırılma dayanımı değişimleri ve birbirlerine göre dayanıklılık ilişkileri Tablo 26’da görülmektedir. Tüm termal siklus uygulamalarında farklı zirkonya sistemlerinin birbirlerine göre bükme dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede fark gözlenmiştir ($p < 0,05$).

1000 termal siklus uygulamasında farklı zirkonya sistemlerinin birbirlerine göre bükme dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede fark gözlenmiştir ($p=0,007$).

3000 termal siklus uygulamasında farklı zirkonya sistemlerinin birbirlerine göre bükme dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede fark gözlenmiştir ($p=0,008$).

5000 termal siklus uygulamasında farklı zirkonya sistemlerinin birbirlerine göre bükme dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede fark gözlenmiştir ($p=0,002$).

Glazürsüz Zirkonzahn, Cercon ve Ceramill örnekler termal siklus uygulamak, örneklerin bükme dayanımını azaltmıştır ve bu azalma istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0,047$, $p=0,028$, $p=0,008$).

Tablo 26: Glazürsüz zirkonya örneklerin termal siklus uygulamasından sonra kırılma dayanımı değişimlerinin ve birbirlerine göre dayanım ilişkilerinin istatistiksel değerlendirilmesi

	ZirkonZahn (MPa)	Cercon (MPa)	Ceramill (MPa)	F	P
Kontrol	1388 ±32	1104±124	1172±127	6,74	0,011
1000 siklus	1297 ±122	1059±118	1024±117	7,76	0,007
3000 siklus	1222±116	1008±118	953±119	7,32	0,008
5000 siklus	1156±119	864±108	870±117	10,61	0,002
F	3,31	3,95	5,69		
P	0,047	0,028	0,008		

Tukey çoklu karşılaştırma testine göre ZirkonZahn tüm termal siklus uygulamalarında diğer sistemlere göre anlamlı derecede daha dayanıklı bulunurken ($p<0,05$), Cercon ile Ceramill örneklerin bükme dayanımı değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir (Tablo 27).

Kontrol grubunda glazürsüz ZirkonZahn örnekler Ceramill ve Cercon örneklerden daha yüksek bükme dayanımı değeri vermiştir ve bu farklılık istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0,049$, $p=0,011$). Kontrol grubunda Ceramill ve Cercon örnekler arasındaki farklılık ise istatistiksel olarak anlamlı değildir.

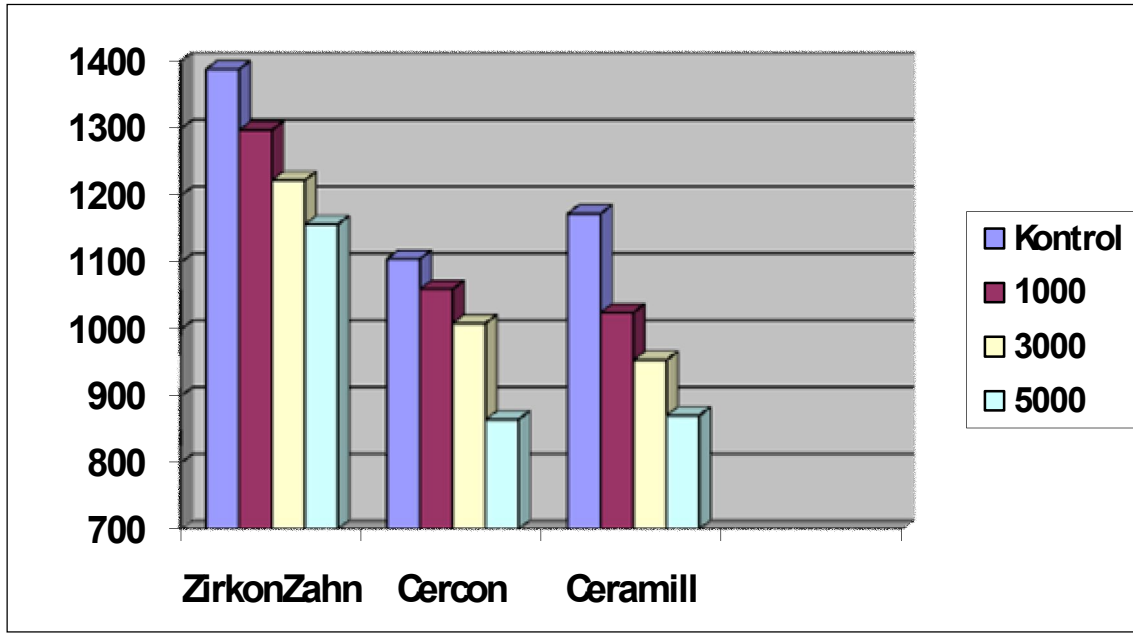
1000 termal siklus uygulanan gruplarda glazürsüz ZirkonZahn örnekler Ceramill ve Cercon örneklerden daha yüksek bükme dayanımı değeri vermiştir ve bu farklılık istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0,009$, $p=0,021$). 1000 termal siklus uygulanan glazürsüz Ceramill ve Cercon örnekler arasındaki farklılık ise istatistiksel olarak anlamlı değildir.

3000 termal siklus uygulanan gruplarda glazürsüz ZirkonZahn örnekler Ceramill ve Cercon örneklerden daha yüksek bükme dayanımı değeri vermiştir ve bu farklılık istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0,009$, $p=0,034$). 3000 termal siklus uygulanan glazürsüz Ceramill ve Cercon örnekler arasındaki farklılık ise istatistiksel olarak anlamlı değildir.

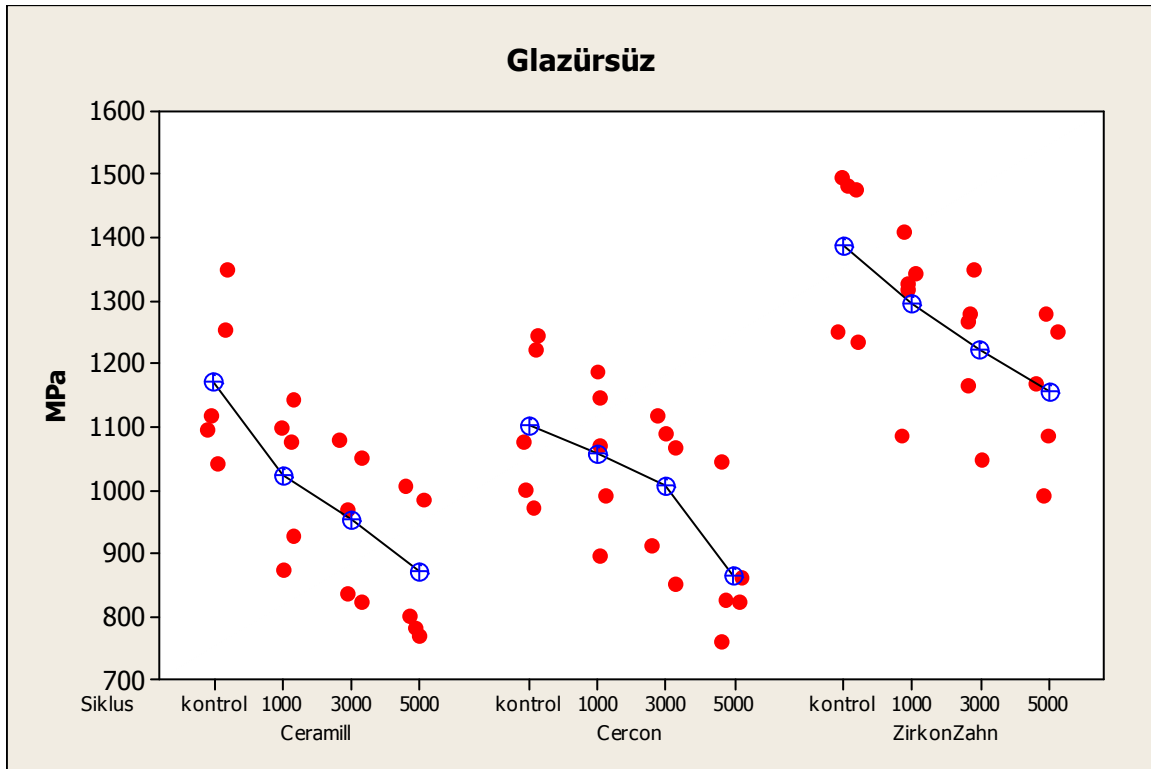
5000 termal siklus uygulanan gruplarda glazürsüz ZirkonZahn örnekler Ceramill ve Cercon örneklerden daha yüksek bükme dayanımı değeri vermiştir ve bu farklılık istatistiksek olarak anlamlıdır ($p=0,005$, $p=0,004$). 5000 termal siklus uygulanan glazürsüz Ceramill ve Cercon örnekler arasındaki farklılık ise istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Tablo 27: Glazürsüz farklı zirkonya sistemlerinin farklı termal siklus uygulamaları arasındaki birbirlerine göre bükme dayanımı farklılıklarının istatistiksel değerlendirilmesi

Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi	Kontrol	1000 Siklus	3000 Siklus	5000 Siklus
ZirkonZahn-Cercon	$p=0,011$	$p=0,021$	$p=0,034$	$p=0,004$
ZirkonZahn-Ceramill	$p=0,049$	$p=0,009$	$p=0,009$	$p=0,005$
Cercon-Ceramill	—	—	—	—



Şekil 10: Glazürsüz zirkonya örneklerin bükme dayanımı grafiği



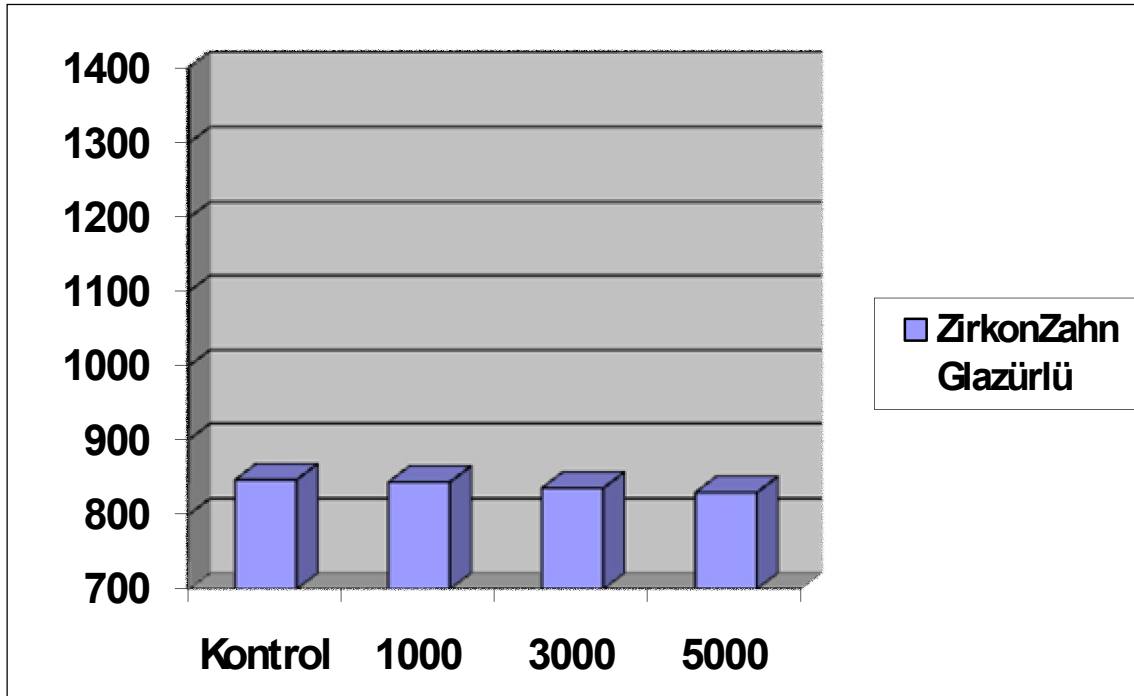
Şekil 11: Glazürsüz grupların bükme dayanımında örnek dağılımları

4.1.3 Termal siklus uygulamasının glazürlü grupların bükme dayanımı üzerine etkisi

Glazürlü Zirkonzahn örneklerine termal siklus uygulamak, örneklerin bükme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik meydana getirmemiştir (Tablo 28).

Tablo 28: Glazürlü ZirkonZahn örneklerin termal siklus uygulamasından sonra bükme dayanımlarının istatistiksel değerlendirilmesi

ZirkonZahn	n	MPa	sd±	min(MPa)	Max(MPa)	F	P
Kontrol	5	846	98	779	1012	0,03	0,99
1000	5	843	102	735	948		
3000	5	835	86	769	986		
5000	5	829	90	754	949		

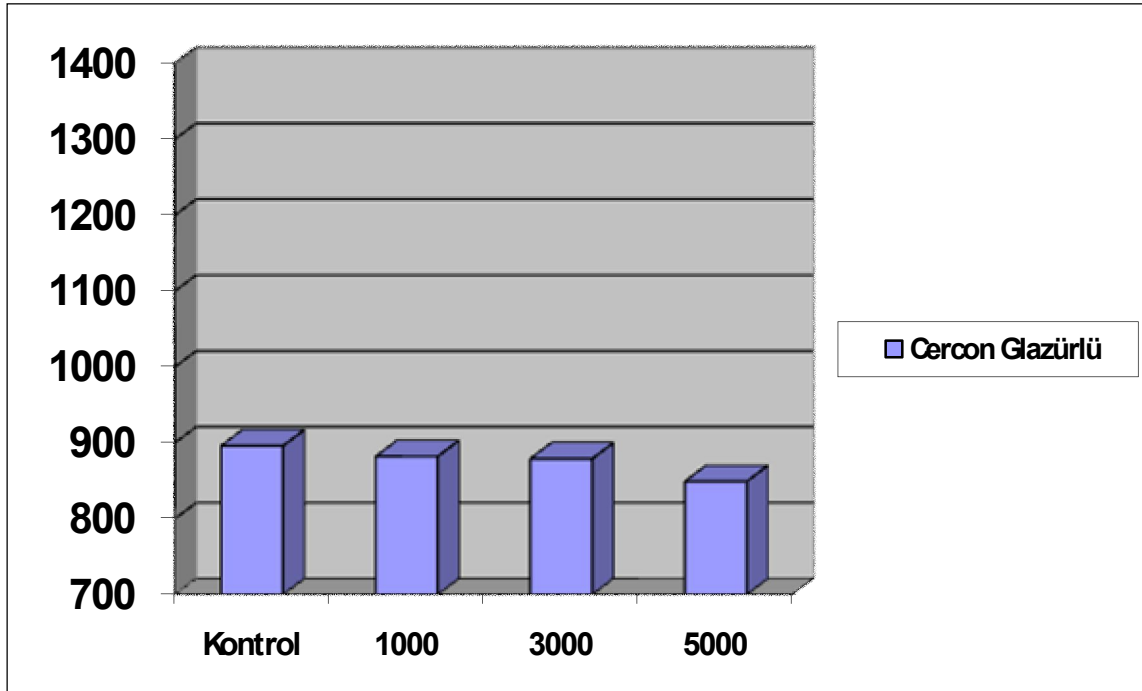


Şekil 12: Glazürlü ZirkonZahn örneklerin bükme dayanımı grafiği

Glazürlü Cercon örnekler termal siklus uygulamak, örneklerin bükme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik meydana getirmemiştir. (Tablo 29).

Tablo 29: Glazürlü Cercon örneklerin termal siklus uygulamasından sonra bükme dayanımlarının istatistiksel değerlendirilmesi

Cercon	n	MPa	sd±	min(MPa)	Max(MPa)	F	P
Kontrol	5	896	110	786	1028	0,17	0,91
1000	5	882	103	804	1031		
3000	5	879	113	806	1074		
5000	5	849	100	758	972		

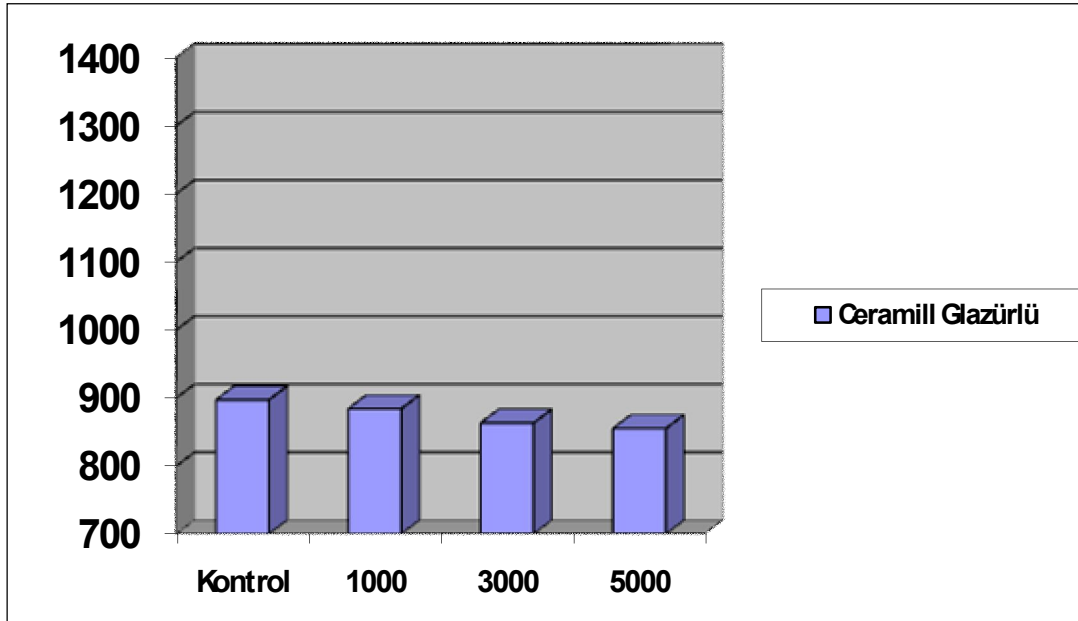


Şekil 13: Glazürlü Cercon örneklerin bükme dayanımı grafiği

Glazürlü Ceramill örnekler termal siklus uygulamak, örneklerin bükme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma değışiklik meydana getirmemiştir (Tablo 30).

Tablo 30: Glazürlü Ceramill örneklerin termal siklus uygulamasından sonra bükme dayanımlarının istatistiksel değeriendirilmesi

Ceramill	n	MPa	sd±	min(MPa)	Max(MPa)	F	P
Kontrol	5	897	100	784	1017	0,18	0,9
1000	5	884	102	780	1019		
3000	5	863	97	761	999		
5000	5	855	106	749	975		



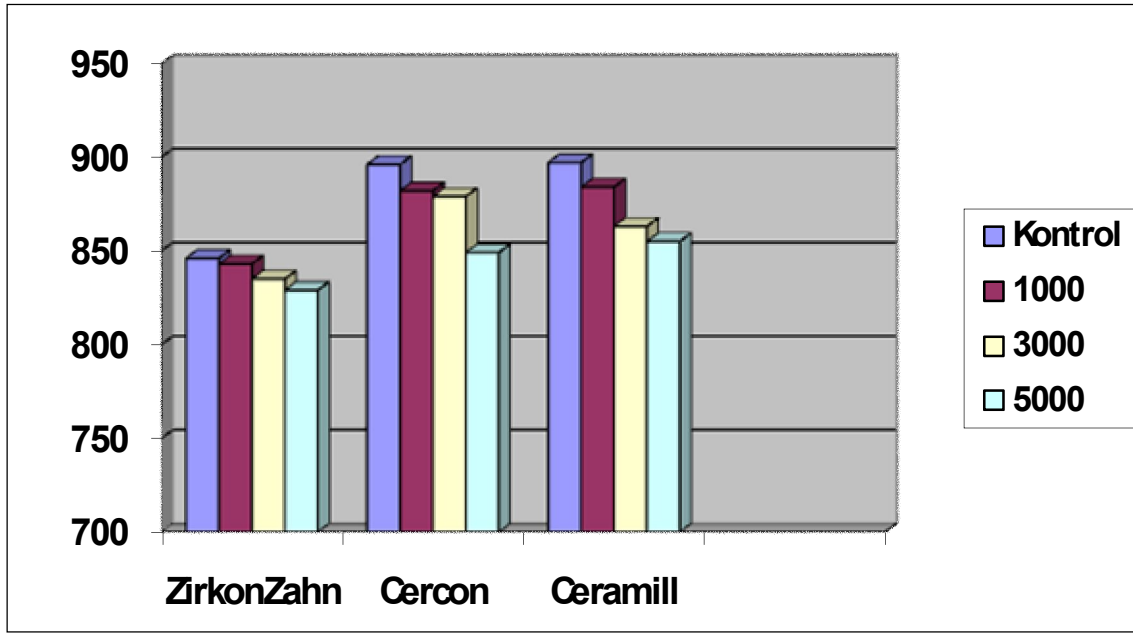
Şekil 14: Glazürlü Ceramill örneklerin bükme dayanımı grafiğı

Üç farklı zirkonya sistemine ait, glazürlü örneklerin termal siklus uygulaması sonrasında kırılma dayanıklılık değişimleri ve birbirlerine göre dayanıklılık ilişkileri Tablo 31’de görülmektedir. Tüm termal siklus uygulamalarında zirkonya sistemlerinin birbirlerine göre bükme dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir.

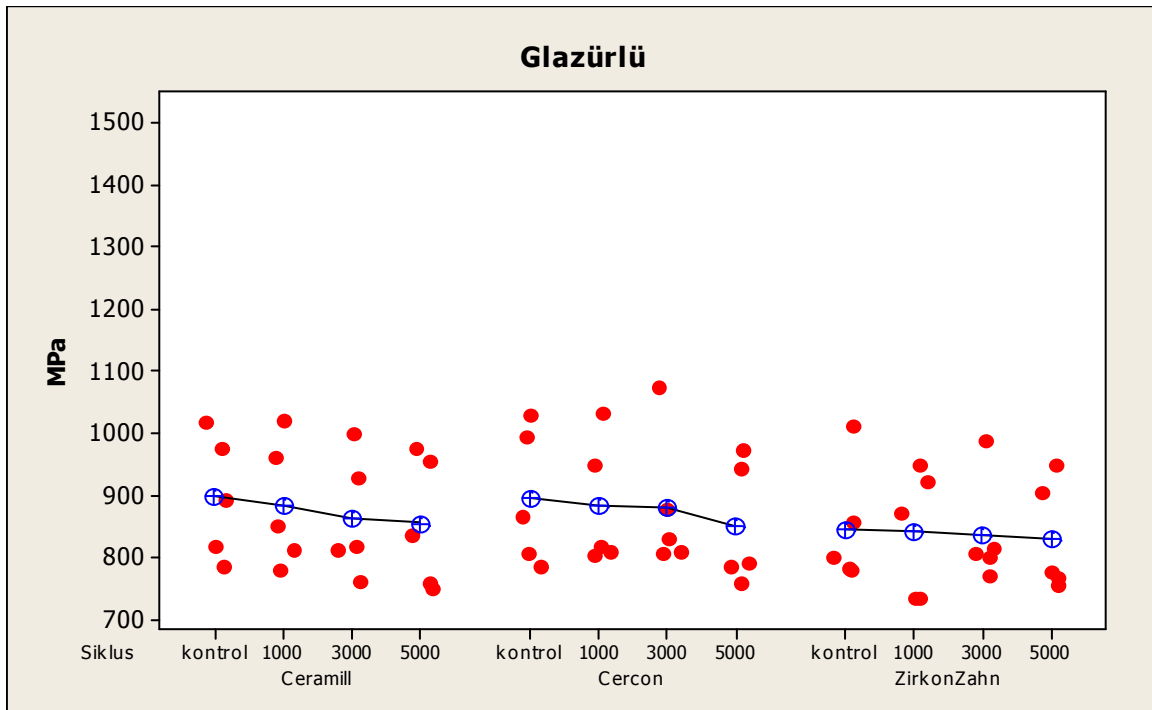
Tablo 31: Glazürlü zirkonya örneklerin termal siklus uygulamasından sonra kırılma dayanıklılık değişimlerinin ve birbirlerine göre dayanım ilişkilerinin istatistiksel değerlendirilmesi

	ZirkonZahn (MPa)	Cercon (MPa)	Ceramill (MPa)	F	P
Kontrol	846±97	896±110	897±100	0,40	0,67
1000 siklus	843±102	882±103	884±102	0,25	0,77
3000 siklus	835±86	879±113	863±97	0,25	0,78
5000 siklus	829±90	849±100	855±106	0,09	0,91
F	0,03	0,17	0,18		
P	0,99	0,91	0,9		

Tukey çoklu karşılaştırma testine göre tüm termal siklus uygulamalarında glazürlü zirkonya sistemlerinin birbirlerine göre bükme dayanımları arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı değildir.

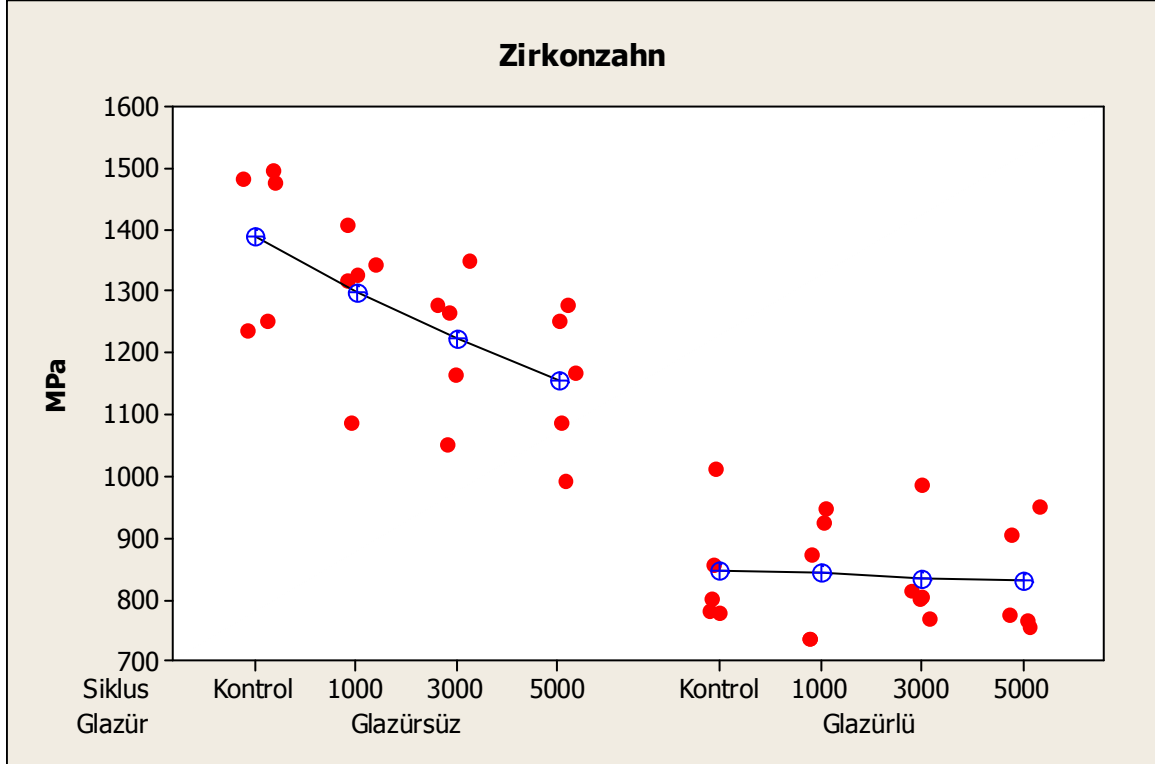


Şekil 15: Glazürlü zirkonya örneklerin bükme dayanımı grafiği (Skala, farkı gösterebilmek için genişletilmiştir.)



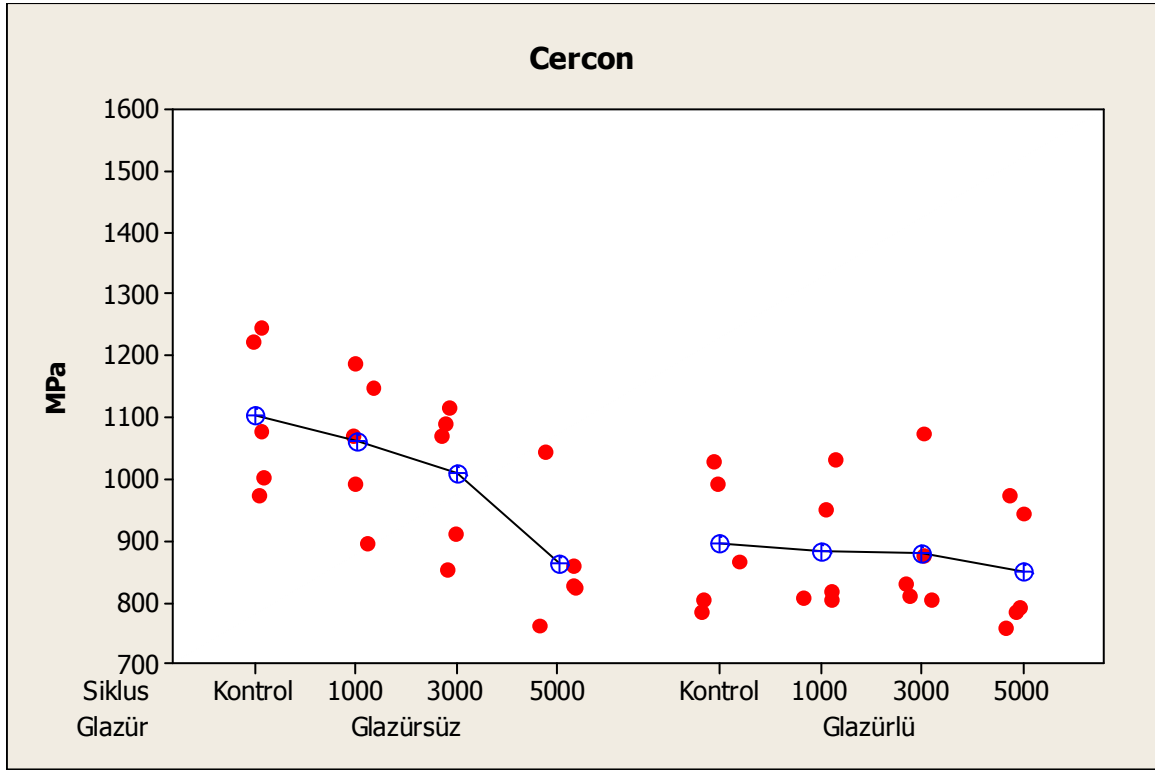
Şekil 16: Glazürlü grupların bükme dağılımında örnek dağılımı

İki yönlü varyans analizinde Zirkonzahn örneklerde, glazürün, termal siklusun ve glazür ve termal siklus etkileşimlerinin bükme dayanımı üzerine etkisi değerlendirildiğinde; glazür işleminin dayanım üzerinde etkisinin olduğu ($p=0,000$), termal siklus işleminin dayanım üzerinde etkisinin olmadığı, glazür ve termal siklus etkileşiminin de dayanım üzerinde etkisinin olmadığı gözlenmektedir.



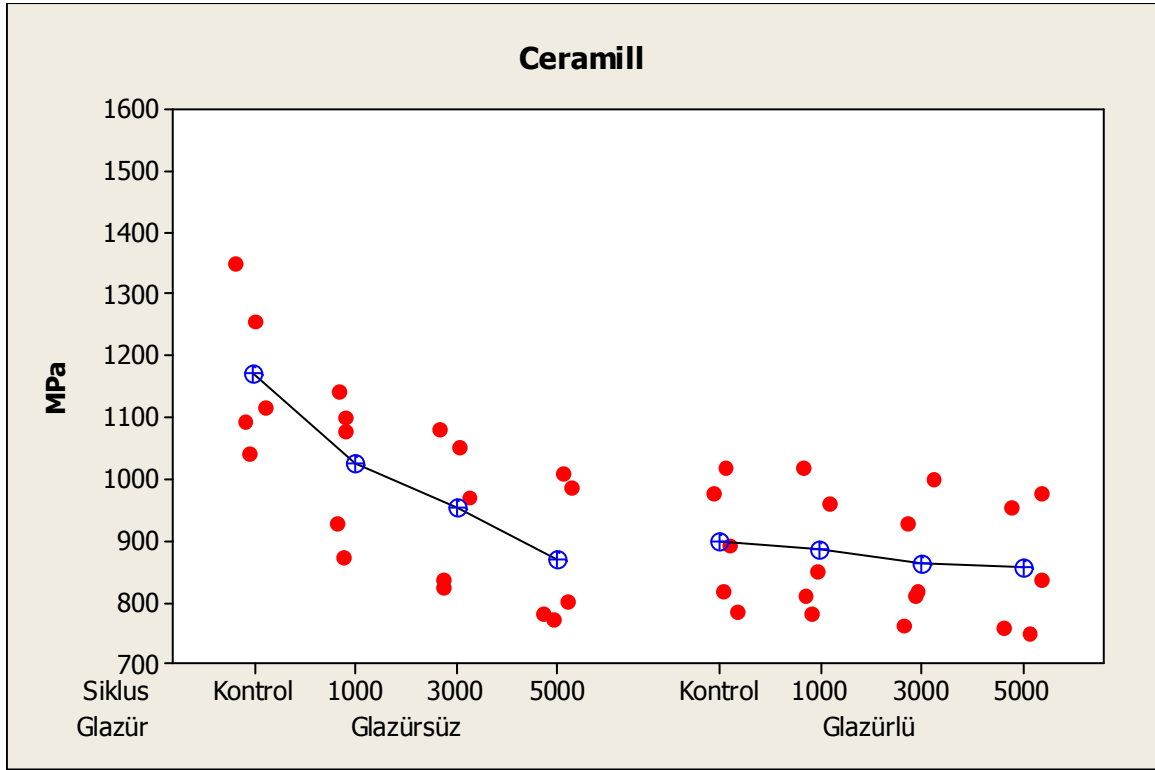
Şekil 17: Zirkonzahn örneklerin iki yönlü varyans analizinde örnek dağılımları

İki yönlü varyans analizinde Cercon örneklerde, glazürün, termal siklusun ve glazür ve termal siklus etkileşimlerinin bükme dayanımı üzerine etkisi değerlendirildiğinde; glazür işleminin dayanım üzerinde etkisinin olduğu ($p=0,001$), termal siklus işleminin dayanım üzerinde etkisinin olduğu ($p=0,043$), glazür işleminin bükme dayanımı üzerinde, termal siklus işlemine göre daha etkili olduğu, glazür ve termal siklus etkileşiminin ise dayanım üzerinde etkisinin olmadığı gözlenmektedir.



Şekil 18: Cercon örneklerin iki yönlü varyans analizinde örnek dağılımları

İki yönlü varyans analizinde Ceramill zirkonya örneklerde, glazürün, termal siklusun ve glazür ve termal siklus etkileşimlerinin bükme dayanımı üzerine etkisi değerlendirildiğinde; glazür işleminin dayanım üzerinde etkisinin olduğu ($p=0,001$), termal siklus işleminin dayanım üzerinde etkisinin olduğu ($p=0,011$), glazür işleminin bükme dayanımı üzerinde, termal siklus işlemine göre daha etkili olduğu, glazür ve termal siklus etkileşiminin ise dayanım üzerinde etkisinin olmadığı gözlenmektedir.



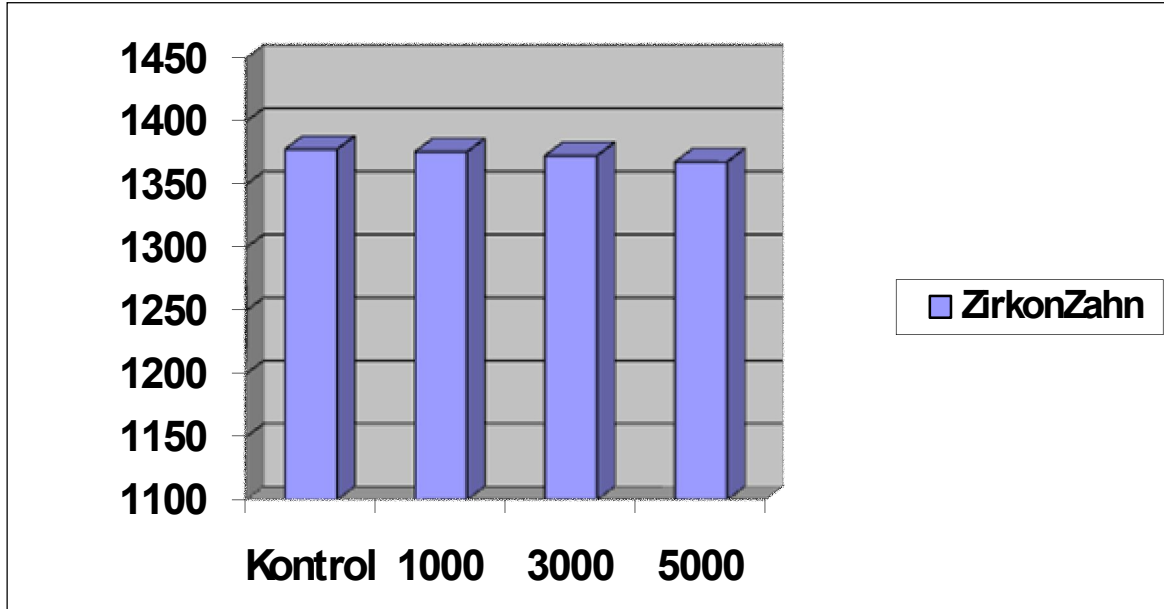
Şekil 19: Ceramill örneklerin iki yönlü varyans analizinde örnek dağılımları

4.2 Vickers Mikro Sertlik Testi Bulguları

Termal siklus uygulaması Glazürsüz ZirkonZahn örneklerin vickers mikro sertlik değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik meydana getirmemiştir (Tablo 32).

Tablo 32: Glazürsüz ZirkonZahn örneklerin termal siklus uygulamasından sonra Vickers mikrosertlik değerlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

ZirkonZahn	n	MPa	sd±	min(MPa)	Max(MPa)	F	P
Kontrol	5	1378	51	1330	1442	0,05	0,98
1000	5	1376	50	1329	1437		
3000	5	1373	19	1354	1404		
5000	5	1368	36	1314	1414		



Şekil 20: Glazürsüz ZirkonZahn örneklerin Vickers mikro sertlik grafiği

Termal siklus uygulaması Glazürsüz Cercon örneklerin Vickers mikro sertlik değerini azaltmıştır ve bu azalma istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0,005$) (Tablo 33).

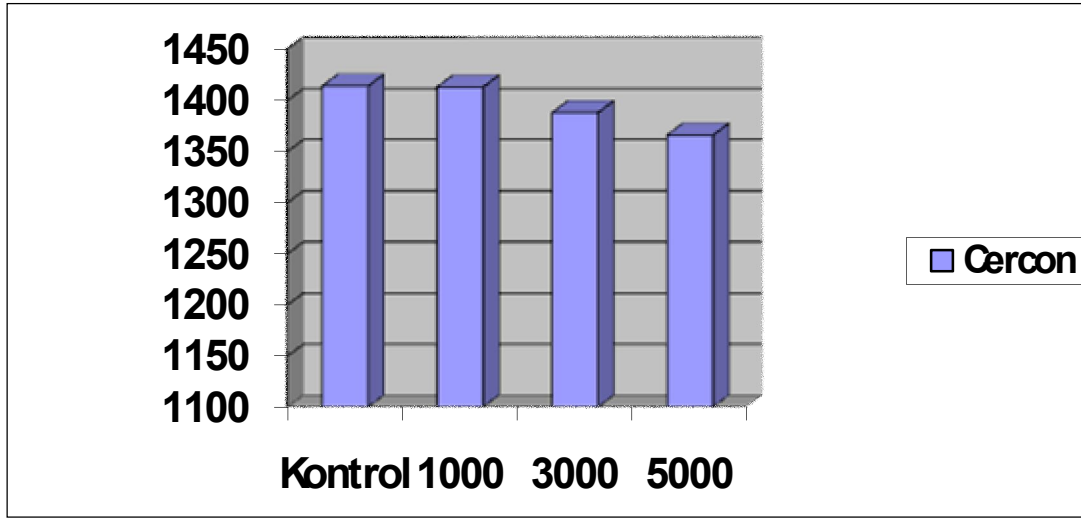
Glazürsüz Cercon örneklerle 1000 ve 3000 termal siklus uygulamak Vickers mikro sertlik değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik meydana getirmezken, 5000 termal siklus uygulamak Vickers mikro sertlik değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir azalma meydana getirmiştir ($p=0,008$) (Tablo 34).

1000 termal siklus uygulanan Cercon örneklerin ortalama Vickers mikro sertlik değeri ile 3000 termal siklus uygulanan Cercon örneklerin ortalama Vickers mikro sertlik değeri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsızdır. 1000 termal siklus uygulanan Cercon örneklerin ortalama Vickers mikro sertlik değeri ile 5000 termal siklus uygulanan Cercon örneklerin ortalama Vickers mikro sertlik değeri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0,01$) (Tablo 34) ve 1000 termal siklus uygulanan Cercon örneklerin ortalama Vickers mikro sertlik değeri, 5000 termal siklus uygulanan Cercon örneklerin ortalama Vickers mikro sertlik değerinden daha yüksektir.

3000 termal siklus uygulanan Cercon örneklerin ortalama Vickers mikro sertlik değeri ile 5000 termal siklus uygulanan Cercon örneklerin ortalama Vickers mikro sertlik değeri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsızdır.

Tablo 33: Glazürsüz Cercon örneklerin termal siklus uygulamasından sonra Vickers mikro sertlik değerlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Cercon	n	MPa	sd±	min(MPa)	Max(MPa)	F	P
Kontrol	5	1414	27	1371	1441	6,37	0,005
1000	5	1413	20	1390	1438		
3000	5	1388	18	1372	1412		
5000	5	1366	14	1344	1377		



Şekil 21: Glazürsüz Cercon örneklerin Vickers mikro sertlik grafiği

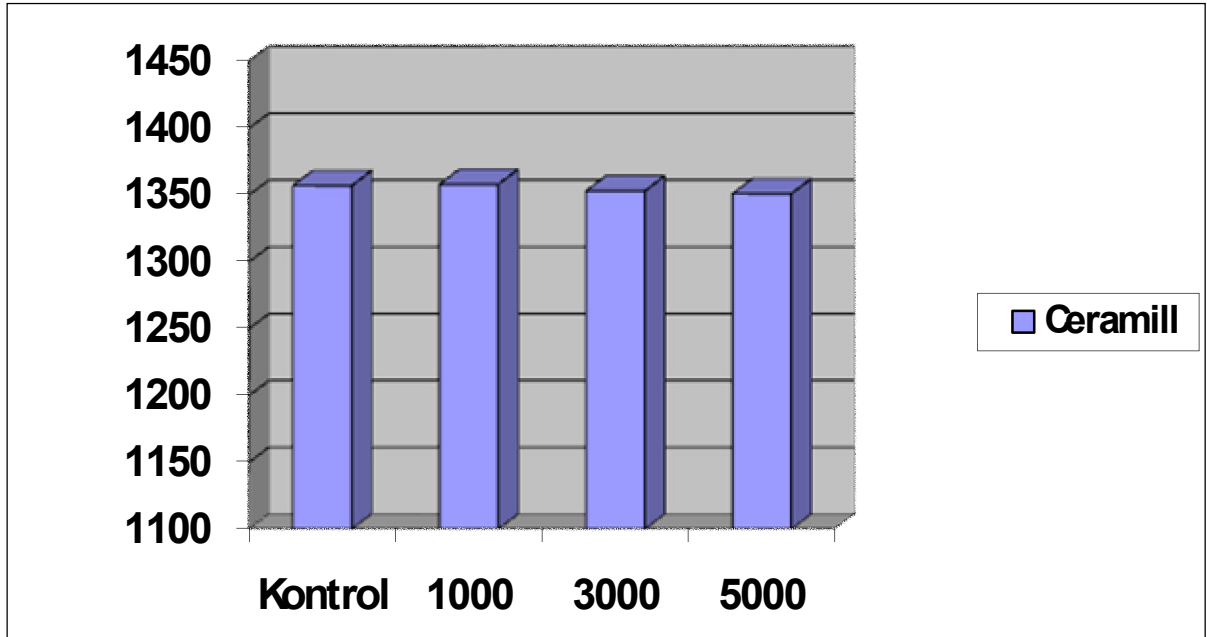
Tablo 34: Cercon örneklerin farklı sayıda termal siklus uygulamaları arasındaki Vickers mikro sertlik farklılıklarının istatistiksel değerlendirilmesi

Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi	Cercon
Kontrol-5000 siklus	p=0,008
1000 siklus-5000 siklus	p=0,01

Termal siklus uygulaması Glazürsüz Ceramill örneklerin Vickers mikro sertlik değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik meydana getirmemiştir (Tablo 35).

Tablo 35: Glazürsüz Ceramill örneklerin termal siklus uygulamasından sonra Vickers mikro sertlik değerlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Ceramill	n	MPa	sd±	min(MPa)	Max(MPa)	F	P
Kontrol	5	1357	24	1337	1397	0,11	0,94
1000	5	1358	27	1335	1392		
3000	5	1353	26	1323	1382		
5000	5	1351	7	1341	1359		



Şekil 22: Glazürsüz Ceramill örneklerin Vickers mikro sertlik grafiği

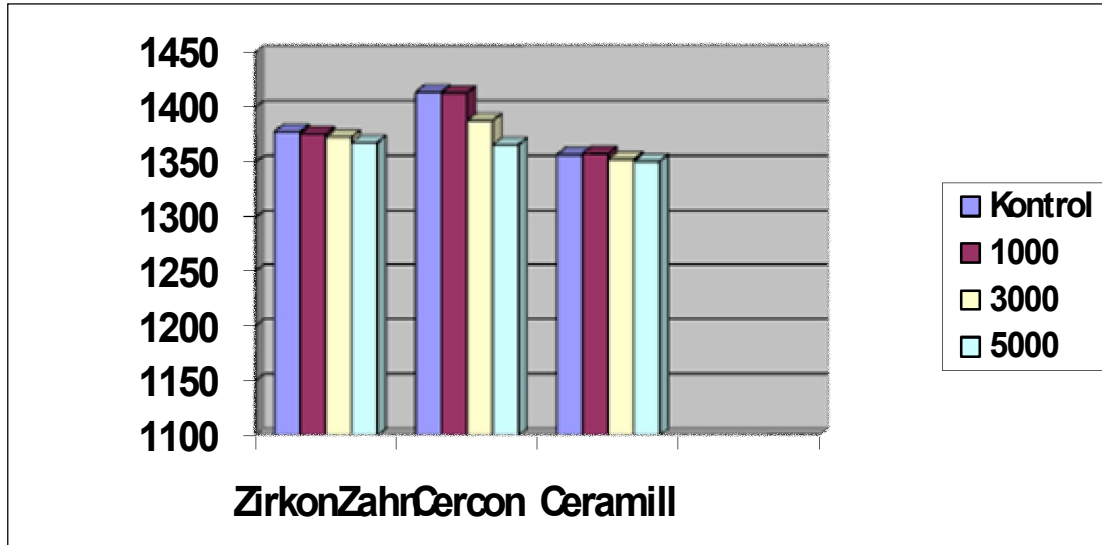
Üç farklı zirkonya sistemine ait glazürsüz alt yapıların termal siklus uygulaması sonrasında Vickers mikro sertlik değişimleri ve birbirlerine göre ilişkileri Tablo 36'da görülmektedir. ZirkonZahn ve Ceramill sistemlerinde termal siklus uygulamasından

sonra Vickers mikro sertlik değeri istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik gözlenmezken, Cercon sisteminde istatistiksel olarak anlamlı bir azalma görülmüştür ($p=0,005$).

Tablo 36: Glazürsüz zirkonya örneklerin termal siklus sonrası Vickers mikro sertlik değişimlerinin ve birbirlerine göre ilişkilerinin istatistiksel değerlendirilmesi

	ZirkonZahn (HV)	Cercon (HV)	Ceramill (HV)	F	P
Kontrol	1378±51	1414±27	1357±24	3,2	0,07
1000 siklus	1376±50	1413±20	1358±27	3,12	0,08
3000 siklus	1373±19	1388±18	1353±26	3,48	0,06
5000 siklus	1368±36	1366±14	1351±7	0,89	0,43
F	0,05	6,37	0,11		
P	0,98	0,005	0,94		

Glazürsüz Zirkonzahn, Cercon ve Ceramill örneklerin kontrol gruplarının 1000, 3000 ve 5000 termal siklus uygulanan gruplarının Vickers mikro sertlik değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.



Şekil 23: Glazürsüz zirkonya örneklerin Vickers sertlik grafiği

5. TARTIŞMA

Restoratif diş hekimliğinde doğal görüntünün ve estetiğin ön plana çıkması hekimleri ve porselen üreticilerini mükemmel bir estetik görüntüye sahip ve biyouyumlu tam seramik restorasyonları güçlendirme metotları araştırmaya itmiştir. Dental seramiklerin ağız içerisinde kullanılabilmesi için yeterli dayanıklılığa sahip olması gerekmektedir. Tam seramik restorasyonları güçlendirme metotlarından biri de alt yapı materyali olarak zirkonyumu kullanmaktır (1,78). Yüksek dayanıklılığa ve dirence sahip zirkonya esaslı seramikler sayesinde tam seramik restorasyonların güvenilirliği artmıştır (91). Ancak zirkonya alt yapılar opak olduğu için estetiği sağlamak amacıyla üst yapı seramikleriyle veneerlenmektedir (90, 14). Seramik restorasyonların ağız içerisinde optimum uyumlulukta kullanılabilmesi için pürüzlü yüzeylerinin pürüzsüzleştirilmesi gerekmektedir (151). Yüzey pürüzlülüğünü ortadan kaldırmak için porselen fırınında glazür işlemi yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir (148). Glazürlü porselen en az plak birikimine sebep olan ve plağın kolaylıkla uzaklaştırılmasına izin veren restoratif bir materyaldir. Glazürlü porselen doğal dişin parlaklığını ve karakterizasyonunu da en iyi şekilde taklit eder (157). Seramik yüzeyin hem estetik açıdan hem de okluzyonu düzenlemek açısından elmas freze aşındırılması gerekebilir ve elmas frez uygulaması da seramik yüzeyinde mikroçatlaklar ve pürüzlü bölgeler oluşturur. Glazür tabakası mikro çatlakları doldurur (148), porselen yüzeyindeki poroziteleri kapatır (157), soğuma esnasında yüzeyde baskı stresleri oluşturarak materyalin dayanımını artırır (22, 160) ve daha sert bir yüzey tabakası oluşturur. Dental restorasyonun ağız ortamına maruz kalmasını azaltır ve gereken pürüzsüzlüğü sağlar (148). Ancak seramik materyalini tekrar fırınlamaya maruz bırakmak devitrifikasyon gibi, porselenin yapısını değiştirebilecek olumsuz etki gösterebilir (158).

Aşındırmadan sonra glazür uygulamasının, yüzeydeki çatlakların derinliğini azalttığı için seramiğin dayanımını artırdığı düşünülmektedir (33). Ancak, glazürün porseleni güçlendirmesi çelişkilidir (33,190).

Albakry ve ark. IPS Empress ve Empress 2 örneklere cila, cila ve glazür, aşındırma, aşındırma ve glazür, kumlama, kumlama ve glazür işlemlerini uygulayarak

örneklerin bükme dayanımı değerlerini incelemişlerdir. Cilalı grupların her iki porselen sisteminde de en yüksek bükme dayanımı değerini gösterdiğini ve auto-glazür uygulamasının bükme dayanımı üzerinde bir etkisi olmadığını bildirmişlerdir (191). Glazürün, dayanımı etkilemediğini gösteren başka çalışmalar da mevcuttur (33, 189, 192).

Fairhurst ve ark. glazürün, porselenin bükme dayanımı üzerindeki etkisini araştırdıkları bir çalışmada örnekleri önce hazırlık aşamasında fırınlamışlar daha sonra da bir kısmına glazür fırınlaması uygulamışlardır. Bir defa fırınlanan örneklerin, glazür fırınlaması uygulanan örneklerden % 8 daha fazla bükme dayanımı değeri gösterdiğini bildirmişlerdir. Porselenin biaksiyel bükme dayanımında, örnek içerisindeki çatlak dağılımının önemli olduğunu ve glazür işleminin örnekte daha büyük çatlak oluşturduğunu, bunun da dayanımı düşürdüğünü belirtmişlerdir (33).

Griggs ve ark. porselen örnekleri auto-glazür uygulayarak örneklerin bükme dayanımlarını incelemişlerdir. Sonuçta glazürlü ve glazürsüz gruplar arasında bükme dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmediğini belirtmişlerdir. Okluzal ayarlamadan sonra porselenin yeniden fırınlanmasının bükme dayanımını artırmadığını ancak bakteri birikimini önlemek açısından pürüzsüz bir yüzey oluşturmak amacıyla glazürün uygulanabileceğini bildirmişlerdir (192).

Bona ve ark. yaptıkları bir çalışmada IPS Empress, IPS Empress 2, Evision alt yapılarının ve IPS Empress 2 porselenin bükme dayanımını incelemişlerdir. Evision alt yapıya bir grupta glazür ve bir grupta da veneer porseleniyle beraber glazür uygulamışlardır. Sonuçta glazür uygulamasının bükme dayanımında önemli bir etki göstermediğini bildirmişlerdir (181). Bu çalışmanın sonuçları Lüthy ve ark.nın Empress seramiği makyaj likidiyle, glazür likidiyle ya da glazürlenmemiş porselenle kapladıklarında dayanıklılıkta bir farklılık bulmadıkları çalışmasıyla benzer sonuçlar vermiştir (193).

Glazürün, porselenin bükme dayanımı üzerindeki etkisiyle ilgili farklı sonuçlar bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (190, 194).

Edwards ve ark. glazürlenmiş porselenin glazürlenmemiş porselene göre daha yüksek kırılma direnci gösterdiğini bildirmişlerdir. Bu, glazür tabakasının ısı

genleşme katsayısının porselenin ısı genleşme kat sayısından daha düşük olmasıyla açıklanmaktadır. Dıştaki glazürlü tabaka iç tabakadan daha hızlı soğur, bu da dıştaki glazürlü tabakada baskı stresi oluşturur ve kırılma tokluğu değerini artırır. Bu, sadece, glazür sıcaklığında spesifik bekletme zamanında meydana gelmektedir (194). Baharav ve ark.% 2 alumina ile güçlendirilmiş porselen örneklerle auto- glazür uygulayarak örneklerin bir kısmını glazür sıcaklığında fırından hemen çıkartmışlar, bir kısmını da 30, 60, 90 ve 120 saniye glazür sıcaklığında beklettikten sonra fırından çıkartmışlardır. SEM’de glazür süresi arttıkça glazür kalınlığında da lineer bir artış gözlemlendiğini bildirmişlerdir. Fırından hemen çıkarılan örneklerde kırılma tokluğu ve Vickers mikro sertlik değerleri glazür uygulanmamış örneklerinki kadar elde edilmiştir. Glazür sıcaklığında 30 sn. bekletilen örneklerde 2 µm kalınlığında glazür ve daha düşük değerlerde kırılma tokluğu elde edilmiştir. Glazür sıcaklığında 60 sn ve daha fazla bekletilen örneklerde kırılma tokluğu ve Vickers mikro sertlik değerinde ilerleyen bir artış gözlenmiştir (190).

Brackett ve ark. 5 farklı porselene auto-glazür, over-glazür ve auto-glazürle beraber cila işlemleri uygulamışlardır. Sonuçta over-glazürlü grupta bükme dayanımının diğer gruplardan daha fazla olduğunu bildirmişlerdir (195). Ancak bu çalışmada elde edilen değerler belirtilmemiş ve kontrol grubu hazırlanmamıştır. Anusavice porselen yüzeyinden glazür aşındırıldığında bükme dayanımının glazürlü porselenden % 40-46 kadar daha az olduğunu bildirmiştir (22).

Yapılan araştırmalarda seramik materyallerinin dayanıklılık testi için çeşitli metotlar kullanılmaktadır. Literatürde bir materyalin dayanımıyla ilgili farklı sonuçlar bildirilebilir. Bu farklılık hazırlanan örnek şekillerindeki ve test metotlarındaki farklılıktan kaynaklanmaktadır (196). Biaksiyel bükme testlerinden piston üzerine üç top testi sıklıkla kullanılan bir testtir (57, 197). Çalışmamızdaki dayanıklılık testi uluslararası standartlara (ISO 6872) göre hazırlanan ‘üç top üzerine piston’ metodu ile yapılmıştır. Çalışmada kullanılan örnekler ISO’ nun dayanıklılık deneyi için hazırladığı 6872 spesifikasyonuna göre hazırlanmıştır. Zirkonya ile bükme dayanımı deneyi yapan çalışmalarda yüzey standardizasyonu sağlayabilmek için örneklerin sırasıyla 600, 800 ve 1200 grit silikon karbit zımpara kağıdı ile zımparalandığı görüldü (58, 64,124, 160, 181, 190, 197). Bu bilgilerin ışığında tüm örnekler standart bir yüzey oluşturabilmek için 600, 800 ve 1200 grit (English abrasives, London,

England) silikon karbit kağıt zımpara ile zımparalandı. Çalışmamızda takip edilen bu uygulamalar, bize diğer araştırmacıların bulgularıyla bizim elde ettiğimiz bulguları karşılaştırma olanağı sağladı.

Yılmaz ve ark. Cercon'un bükme dayanıklılığını 1141 ± 121 MPa (57), Chen ve ark. ise 911 ± 95 MPa (64) bildirmişlerdir. Her iki çalışmada da piston üzerine üç top metodu kullanılmış ancak Chen ve ark.'nın çalışmasında örneklerin kalınlığı 1mm, Yılmaz ve ark. 'nın çalışmasında ise $1,2 \pm 0,2$ mm hazırlanmıştır. Bizim çalışmamızda da Cercon için benzer sonuçlar elde edilmiştir. Cercon'un bükme dayanımı 1104 ± 124 MPa olarak bulunmuştur. Pittayachawan ve ark. piston üzerine üç top testi kullanarak yaptıkları çalışmada Lava'nın bükme dayanımını yaklaşık 1000 MPa olarak bildirmişlerdir (197). Hjerpe ve ark. yaptıkları bir çalışmada ZirkonZahn örneklerine 1500°C 'de farklı sürelerde sinterleme ve sonrasında 20 000 termal siklus uygulayarak örneklerin bükme dayanımı değerlerini incelemişlerdir. ZirkonZahn örnekleri 1500°C 'de 1 saat 40 dak. sinterlediklerinde bükme dayanımı değerini 1135 MPa, aynı örneklerle termal siklus uyguladıklarında 1104 MPa, 3 saat sinterlenen örneklerde 1139 MPa, 3 saat sinterlenen örneklerle termal siklus uyguladıklarında 1210 MPa elde etmişlerdir. Gruplar arasında bükme dayanımı değerlerinde bir farklılık bulunmamıştır (198). Bizim çalışmamızdaki ZirkonZahn örneklerin bükme dayanımı değeri 1388 ± 132 MPa bulunmuştur. Hjerpe ve ark. 'nın çalışmasındaki değerlerin daha düşük olmasının sebebi deneyde kullandıkları baskı ucunun çapının (1,6 mm) bizim çalışmamızda kullanılan baskı ucunun çapından (1,4 mm) daha büyük olması olabilir. Kosmac ve ark. yaptıkları bir çalışmada disk şeklindeki TZ-3YB (Lot No. Z 305235B, Tosoh, Tokyo, Japan) örneklerin bükme dayanımını 1021 ± 90 MPa, TZ-3YSB (Lot No. Z 306324B, Tosoh, Tokyo, Japan) örneklerin bükme dayanımını 914 ± 58 MPa olarak bildirmişlerdir. Bu çalışmada da kullanılan baskı ucunun çapı 1,6 mm' dir (47). Çalışmamızda Ceramill' in bükme dayanımı 1172 ± 127 MPa olarak bulunmuştur.

Glazür fırınlamasının zirkonyanın bükme dayanımı üzerindeki etkisini araştırmak için çalışmamızda 3 farklı zirkonya sistemi; ZirkonZahn, Cercon ve Ceramill araştırmaya dahil edildi. Zirkonya örneklerle üretici firmalarının önerdikleri glazürler uygulandı. Günümüzdeki mevcut glazürlerin 0,05 mm kalınlığında

uygulandığında yeterli derecede bütünlüğünü koruyabildiği bildirilmektedir (22). Bu sebeple bizim çalışmamızda da örneklerin yüzeylerine 0,05 mm (toplam 0,1 mm) kalınlığında glazür uygulanmıştır.

Çeşitli araştırmacılar yttria ile stabilize zirkonyayı 900 °C' de 1 saat ya da 900-1000 °C' de 1 dakika bekletmenin tersine dönüşüme yani m→t dönüşümüne sebep olduğunu göstermişlerdir (123, 143). Bu fenomen, yüzeydeki baskı streslerinin serbestleşmesiyle ve dayanımın azalmasıyla görülmektedir. Dolayısıyla dental restorasyonların üretimi sırasında uygulanan veneer fırınlaması tersine dönüşümü (m→t) tetikleyebilmektedir (123, 125). Ban ve ark. yaptıkları bir çalışmada Y-TZP örneklerine 800-950°C' de ısı işlemi uygulamışlardır. Isı uygulaması sonucunda monoklinik içeriğin azaldığını ve bükme dayanımının Y-TZP örneklerde 897 MPa'dan 714 MPa'a, NANOZR örneklerde ise 1351 MPa'dan 1087 MPa'a düştüğünü bildirmişlerdir (125). Tsalouchou ve ark. zirkonya örnekleri 1500 °C'de sinterlemişlerdir. Sinterlemeden önce hem t hem m fazı gözlenirken sinterlemeden sonra sadece t fazı gözlendiğini bildirmişlerdir (199).

Øilo ve ark. bar şeklindeki DC-Zirkon örneklerine 820 °C'de 1 ve 5 defa fırınlamalar uygulamışlar ve üç nokta eğme testi ile örneklerin bükme dayanımını incelemişlerdir. Fırınlanmayan örnekler (1503 MPa), 1 ve 5 defa fırınlanan örneklerle göre (1211 MPa, 1194 MPa) önemli derecede daha yüksek bükme dayanımı değeri göstermiştir. 1 defa ve 5 defa fırınlanan gruplar arasında fark bulunmamıştır. İlk fırınlama sonucunda bükme dayanımında meydana gelen azalmanın, yttria ile stabilize zirkonyanın strese maruz kalınca faz dönüşümü göstermesine bağlı olabileceği bildirilmiştir. Bu çalışmanın sonuçları ısı uygulamasının sadece ilk fırınlamada seramiğin yüzeyini etkilediğini göstermektedir (141).

Sundh ve ark. 3 üyeli köprü şeklinde hazırladıkları 15 adet Vita YZ (Y-TZP, Vita In-Ceram 2000YZ Cubes) ve 15 adet Denzir-M (Mg-PSZ, Denzir) örnekleri üçer gruba ayırarak birinci gruplara herhangi bir işlem uygulamamışlar, ikinci gruplara Vita D (Vita Veneering Ceramic D) ile veneerleme prosedürüne uygun şekilde ısı uygulamışlar ve üçüncü grupları da Vita D (Vita Veneering Ceramic D) ile veneerlemişlerdir. Tüm örneklerle dinamik yükleme yapılmış ve örneklerin kırılma dayanımları ölçülmüştür. Denzir-M örneklerine (~1625 N) ısı uygulamak (~1200 N) ve

veneerleme yapmak (~1450 N) bükme dayanımını azaltmıştır. Isı işlemi uygulanmayan (~900 N) ve veneerleme prosedürüne uygun şekilde ısı uygulanan Vita YZ örneklerin kırılma direnci (~1100 N) arasında fark bulunmazken, veneerlenen Vita YZ örneklerin kırılma direnci her iki gruptan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (~1900 N). Araştırmacılar bunun sebebini veneer porselenin Vita alt yapının yüzeyindeki defektleri doldurmuş ya da veneer porselenin yüzeyde baskı stresleri oluşturmuş olabileceği ile açıklamaktadırlar (142). Bu çalışmada örnek hazırlığında herhangi bir aşındırma işlemi uygulanmamıştır.

Aynı araştırmacılar başka bir çalışmada 3 üyeli köprü şeklindeki Y-TZP (Denzir, Cad.esthetics) örnekleri üçer gruba ayırarak birinci gruba herhangi bir işlem uygulamamışlar, ikinci gruba veneerleme prosedürüne uygun şekilde ısı işlemi (VITA D için 1000 °C'de 10 dak, 930 °C'de 1 dak, 920 °C'de 1 dak, 910 °C'de 1 dak., Eris için 755 °C'de 1 dak, 755 °C'de 2 dak, 700 °C'de 1 dak, 725 °C 1 dak, 725 °C 1-2 dak.) uygulamışlar, üçüncü grubu da Vita D ya da Eris ile veneerlemişlerdir. Tüm örnekler dinamik yükleme yapılmış ve örneklerin kırılma dayanımları değerlendirilmiştir. Herhangi bir işlem uygulanmayan gruptaki örnekleri kırmak için gereken yük miktarı (3480 ± 139 N), ısı işlemi uygulanan (Eris 2251 ± 120 N; Vita D 1611 ± 463 N) ve veneerlenen (Eris 2237 ± 363 N; Vita D 1973 ± 175 N) gruptaki örneklerden önemli derecede daha yüksek ölçülmüştür. Eris ile veneerleme için gereken şekilde ısı işlemi uygulanan örneklerin kırılma dayanımı, Vita-D ile veneerleme için gereken şekilde ısı işlemi uygulanan örneklerden önemli derecede daha yüksek ölçülmüştür. Bu farklılığın ısı işlemi esnasındaki sıcaklık ve zaman farklılığından olabileceği ve bunun da rezidüel streslerin hafifletilmesini ve/veya faz dönüşümünü ve /veya tanecik büyüklüğündeki değişikliği etkileyebileceği bildirilmiştir. Sonuçta sıcaklık arttıkça kırılma dayanımı azalmıştır. Ancak Eris ile veneerlenen ve Vita-D ile veneerlenen örnekler arasında önemli bir farklılık gözlenmemiştir (143).

Yttrium oksit ile stabilize zirkonyanın zamanla stabil olmadığı gösterilmiştir. Sıcaklığa, buhara, tanecik büyüklüğüne, materyaldeki mikro ve makro çatlaklara ve stabilize edici ajanın konsantrasyonuna bağlı olarak t→m faz dönüşümü gözlenmektedir. Bu dönüşüm için en kritik sıcaklık aralığının 200-300 °C olduğu ve su ya da buhar varlığında dönüşümün arttığı bildirilmektedir. Ancak, düşük ısılarda bozulmanın Y-TZP üzerindeki etkilerinin ancak yıllar sonra önemli olabileceği

gösterilmiş olsa da Sundh ve ark.'nın çalışmasında ısı işlemi ya da veneerleme uygulanan örnekler, herhangi bir işlem uygulanmayan örneklerle göre önemli derecede daha düşük kırılma direnci göstermişlerdir. Yani, ısı işlemi ve veneerleme mekanik özellikleri etkilemiştir. Bunun muhtemel bir açıklaması üretim işlemlerinin bir sonucu olarak yüzeyde baskı stresleri oluşması ve sonrasında uygulanan ısı işlemi ya da veneerlemenin bu rezidüel stresleri hafifletmiş olması olabilir. Diğer olası açıklamalar metastabil tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümü ve/veya ısı işlemi ya da veneerleme esnasında tanecik büyüklüğünün değişmesi olabilir (143).

Bizim araştırmamızda da diğer araştırmalarla benzer şekilde ısı uygulaması ZirkonZahn, Cercon ve Ceramill örneklerde bükme dayanımını istatistiksel olarak anlamlı derecede azaltmıştır. Uygulanan ZirkonZahn glazür 820 °C'de 2 dakika, Ceramco glazür ise 850 °C'de 30 sn fırınlanmıştır. Bu sıcaklıklarda da tersine dönüşüm ve/veya tanecik büyüklüğünde değişiklik meydana gelmiş ve/veya üretim işlemleri esnasında oluşan rezidüel stres tabakasının ısı uygulamasıyla ortadan kalkmış olabileceğini düşünmekteyiz.

Aşındırma ve kumlama gibi eksternal stresler sonucunda tetragonal tanecikler monoklinik taneciklere dönüşmektedir. Aşındırmanın bükme dayanımı üzerindeki etkisi çelişkilidir ve dönüşüme uğrayan zirkonyanın hacmine bağlıdır. Bu da t fazın metastabilitesine ve lokal sıcaklığa bağlıdır. Zirkonyada, yüzeyde, baskı stresleri oluşturarak bükme dayanımını artırdığı için aşındırma önerilir. Swain ve Hannink elle aşındırmanın (hand grinding) $t \rightarrow m$ dönüşümünde makine ile aşındırmaya (lapper-machine) göre daha etkili olduğunu göstermişlerdir. Makine ile aşındırmada lokal sıcaklık artışlarının (700 °C' nin üzerinde) $t \rightarrow m$ dönüşüm sıcaklığını aştığını ve tersine $m \rightarrow t$ dönüşümüne sebep olduğunu bildirmişlerdir. Bu durumda aşındırma sonucunda meydana gelen derin defektler, dönüşüm sonucu oluşan baskı stresleri tarafından karşılanamaz ve bükme direncini düşürürler (51,98). Makinede üretim sonucunda yüzeyde oluşan en önemli karakteristik pürüzlülük ve rezidüel stresler (98). Xu ve ark. 25 μm 'lik elmas disklerle aşındırıldığında, Y-TZP'nin dayanımının arttığını daha kalın grenle aşındırıldığında ise dayanımın azaldığını bildirmişlerdir. Ancak Xu ve ark. dayanıklılık ile yüzey işleminden sonra elde edilen monoklinik faz içeriği arasındaki korelasyonu bildirmemişlerdir (200).

Frezeleme ve aşındırma sonucunda materyalin yüzeyinde meydana gelen mikro çatlaklar, fırınlama esnasında tanecik büyüklüğündeki ve tanecik sınırlarındaki değişiklik sebebiyle materyalin içerisine ilerleyebilir. Isı uygulaması materyalin içerisindeki porozitelerin şeklini değiştirebilir ve bu da çatlak ilerlemesini kolaylaştırır. Ayrıca ısı uygulamasıyla, materyalin çatlak oluşumunu önleyen dönüşüm kapasitesinin azalabileceği de öne sürülmektedir (141).

Guazzato ve ark. 160 adet DC-Zirkon örneği 4 gruba ayırarak birinci gruptaki örnekleri kumlamışlar, ikinci gruptakileri 90, 70, 30, 15, 9, 3, 1 μm 'lik elmas disklerle cilalamışlar, üçüncü gruptakileri 91 μm 'lik elmas zımparayla gerilim aksına paralel aşındırmışlar, dördüncü gruptakileri de 91 μm 'lik elmas zımparayla gerilim aksına dik aşındırmışlardır. Bu işlemlerden sonra her gruptan 20'şer örneğe 1 tabaka porselen ve glazür fırınlamasındaki şartlarda ısı işlemi uygulamışlardır. İlk fırınlama 930°C'de, ikinci fırınlama ise 910°C 1 dak. bekletilerek uygulanmıştır. Araştırmacılar yüzey ve ısı işlemlerinin DC-Zirkonun bükme dayanımında önemli bir etkiye sahip olduğunu ve ısı işleminin materyalin bükme dayanımını azalttığını bildirmişlerdir. Kumlanan örneklerde bükme dayanımı ısı uygulamasından sonra 1540 MPa'dan 955 MPa'a, gerilim aksına paralel aşındırılan örneklerde 1330 MPa'dan 1225 MPa'a, gerilim aksına dik aşındırılan örneklerde 1325 MPa'dan 1185 MPa'a düşmüştür. Cilalanan örneklerin bükme dayanımı ısı uygulamasından önce 1095 MPa iken ısı uygulamasından sonra 1165 MPa olarak ölçülmüştür. Isı uygulamasından önce kumlanan örneklerde % 9,5, aşındırma yapılan örneklerde % 8,3, cilalı örneklerde ise % 0,8 monoklinik faz ölçüldüğü, ısı uygulamasından sonra ise kumlanan örneklerde % 0,3 monoklinik faz gözlenirken diğer gruplarda monoklinik içeriğe rastlanmadığı belirtilmiştir. Isı uygulamasının tersine m $\rightarrow$ t faz dönüşümüne sebep olduğu bildirilmiştir. (51).

Aynı araştırmacılar benzer işlemleri In-Ceram Zirconia (cam infiltre edilmiş alumina/zirkonya) örneklerine uyguladıklarında ise örneklerin bükme dayanımının arttığını, yüzey ve ısı işlemlerinin bükme dayanımına etkisinin her bir fazın (alumina/zirkonya/ cam) uygulanan işlemlere kombine reaksiyonu sonucu olduğunu ve bazı durumlarda bu reaksiyonların zıt etkilere sahip olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca cam,

alumina ve zirkonya tanecikleri arasındaki ısı genleşme kat sayısı uyumsuzluğu sebebiyle yüzeyde baskı stresi tabakası oluştuğunu ve bunun da bükme dayanımını artırmada önemli role sahip olabileceğini bildirmişlerdir (201).

Albakry ve ark. cilalamadan ya da aşındırmadan sonra ısı işlemi uygulamanın, cilalama ve aşındırma sırasında yüzeyde oluşan baskı streslerini hafifleterek dayanımı azaltılabileceğini bildirmişlerdir (191).

Kosmač ve ark. ince ve kalın tanecikli zirkonya örneklerle kuru aşındırma, suyla aşındırma, kumlama gibi çeşitli işlemler uygulamışlar ve monoklinik faz içeriğini ve bükme dayanımını incelemişlerdir. Suyla ya da kuru aşındırmanın monoklinik faz içeriğini azalttığını bildirmişlerdir. İnce tanecikli ve büyük tanecikli örneklerin bükme dayanımı değerleri arasında fark gözlenmemiştir. İnce tanecikli örneklerde kuru ve suyla aşındırma, bükme dayanımını istatistiksel olarak anlamlı derecede azaltmıştır. Büyük tanecikli örneklerde kuru ya da suyla aşındırma bükme dayanımında istatistiksel bir farklılık meydana getirmemiştir. Aşındırma esnasında yüzeyden onlarca mikron büyüklüğünde materyal koptuğu ve genellikle bu işlem esnasında kıvılcım gözlemlendiği bildirilmiştir (47). Biz de çalışmamızda zirkonya örnekleri kalın grenli zımparalarla aşındırırken kıvılcım çıktığını gözlemledik. Bu da aşındırma sırasında oluşan stresin ve sıcaklığın yüksek olduğunu göstermektedir. Ancak Kosmač ve ark. aşındırılan örneklerde dönüşüme uğrayan zirkonya miktarının düşük değerde elde edildiğini bildirmişlerdir (47).

Aynı araştırmacılar yüzey işleminden ve ısı uygulamasından sonra bükme dayanımı ile monoklinik içerik arasındaki korelasyonu incelemişlerdir. Kumlanan örneklerde 350°C'nin üzerinde m içeriğinin azalmaya başladığını, 900°C de ise % 2'nin altına düştüğünü bildirmişlerdir. 900 °C'de ısı uygulamasından sonra bükme dayanımı 1224 MPa'dan 820 MPa'a düşmüştür. Aşındırma ve kumlama zirkonyanın bükme dayanımı üzerinde ters etkiye sahip olduğu için aşındırılan örneklerin kumlanması önerilmektedir. Böylece aşındırmayla indüklenen çatlaklar ortadan kalkarken aynı zamanda yüzeyde baskı stresleri oluşur ve bu da materyali güçlendirir. Ancak kumlamadan sonra aşındırma yapılması, sadece aşındırma yapılması gibi zararlıdır. Çünkü aşındırma esnasında kumlama sonucu oluşan baskı

tabakası ortadan kalkar ve bu da dayanıklılığı azaltır. Ayrıca araştırmacılar kalın grenli aşındırıcılarla aşındırmanın hem dayanıklılığı hem de güvenilirliği azalttığını bildirmişlerdir. TZ-3YB örneklerin ince grenli frezle aşındırıldığında bükme dayanımının ~1020 MPa'dan 820 MPa'a, kalın grenli ferzle aşındırıldığında ise 540 MPa'a düştüğü, TZ-3YSB örneklerin bükme dayanımının ince grenli frezle aşındırıldığında 910 MPa'dan 830 MPa'a, kalın grenli frezle aşındırıldığında ise 710 MPa'a düştüğü bildirilmiştir (140).

Curtis ve ark. su soğutması altında kalın grenli frezle aşındırma yaptıklarında zirkonyanın bükme dayanımının 1267 MPa'dan 1074 MP'a , kuru ortamda kalın grenli frezle aşındırma yaptıklarında 1057 MPa'a düştüğünü, ince grenli frezle aşındırmanın ise bükme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik meydana getirmediğini bildirmişlerdir (137).

Çalışmamızda ZirkonZahn örnekler 40 grit zımpara ile, Ceramill ve Cercon örnekler ise 60 grit zımpara ile aşındırılmıştır. Glazür uygulamasından sonra bükme dayanımında azalmanın en fazla ZirkonZahn örneklerde meydana gelmesinin sebebinin, bu örneklerin daha kalın grenli zımpara ile aşındırılmış olmasından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Kosmač ve ark. % 3 yttria içeren disk şeklindeki zirkonya (TZ-3YB-E, Tosoh, Tokyo, Japan) örneklerle 150 µm'lik elmas frezle kuru aşındırma, 15 saniye 110 µm ile kumlama, 15 saniye 110 µm ile kumlama ve 920°C'de 1 saat bekleme, yapay tükürükte 134°C' de 2 saat ve 24 saat yaşlandırma yaparak çeşitli işlemler uygulamışlardır. Kumlamadan sonra % 14-15 monoklinik faz içeriği gözlenirken kumlanan ve sıcakta bekletilen örneklerde hemen hiç monoklinik faz içeriği gözlenmemiştir ve bu da 920°C' de ısı uygulamasının tersine m→t dönüşümüne sebep olduğunu göstermektedir. Aşındırmadan sonra % 5' ten daha az monoklinik faz içeriği görülmüştür ve bükme dayanımı azalmıştır. Yapay tükürükte, 37°C'de 24 saat yaşlandırma sonucunda sadece sinterlenen örneklerin yüzeyinde belirgin miktarda monoklinik zirkonya içeriğine rastlanmıştır. 137°C' de 2 saat yaşlandırıldığında ise daha fazla miktarda monoklinik içeriğe rastlanmıştır. 137°C' de 24 saat yaşlandırıldığında ise % 25 oranında monoklinik içeriğe rastlanmıştır. Sadece

sinterlenen örnekler 37 °C'de 24 saat bekletildikten sonra yaşlandırıldığında kuru örnekler göre dayanımının % 15 azaldığı gözlenmiştir. Kumlanan örneklerde 920°C'de bekletmeden sonra monoklinik içerik % 2'nin altına ve dayanım da 1298 MPa' dan 982 MPa 'a düşmüştür (144).

Ho ve ark. Y-TZP örnekler aşındırma, aşındırma ve silika ile cilalama, aşındırma ve ısı işlemi uygulayarak örneklerin bükme dayanımını incelemiştir. Aşındırmadan sonra ısı uygulandığında örneklerin bükme dayanımının 1104 MPa'dan 980 MPa'a düştüğünü bildirmişlerdir (146).

Sato ve ark. Ce-TZP/AL₂O₃ (CZA) örnekleri 1450 °C de 2 saat sinterleyerek, Y-TZP örnekleri 1350 °C de 6 saat sinterleyerek numuneler hazırlamışlardır. Numuneleri sırasıyla 220, 400, 600, 1000 grit elmas kağıtlarla aşındırmışlar ve 1200°C'de 10 dak. fırınlamışlardır. Bu işlemlerden sonra örneklerin bir kısmı 70 µm alumina ile bir kısmı 125 µm SiC toz ile kumlanmış ve bunların da bir kısmına 500-1200 °C'de ısı işlemi uygulayarak örneklerin bükme dayanımlarını incelemiştir. CZA örnekler alumina ile kumlandıklarında bükme dayanımı 1511 MPa, kumlamadan sonra ısı uygulandığında ise bükme dayanımı 1061 MPa ölçülmüştür. Aynı örnekler SiC ile kumlandığında bükme dayanımı 1485 MPa iken ısı uygulandığında 1075 MPa'a düştüğü bildirilmiştir. Y-TZP örnekler alumina ile kumlandıklarında bükme dayanımı 1186 MPa, kumlamadan sonra ısı uygulandığında ise bükme dayanımı 901 MPa ölçülmüştür. Aynı örnekler SiC ile kumlandığında bükme dayanımı 1153 MPa iken ısı uygulandığında 965 MPa'a düştüğü bildirilmiştir (147).

Üretim ve/veya cilalama esnasında oluşan bazı derin mikro çatlakların, yüzeyin 20 µm altındaki bir derinliğe kadar iç streslere sebep olabileceği (16) ve sonuçta yaşlanmayı etkileyebileceği bildirilmiştir (139). Uyguladığımız aşındırma ve zımparalama işlemlerinin zirkonya örneklerin bükme dayanımını etkilemiş olabileceğini düşünmekteyiz. Ayrıca glazür işlemi esnasında örnekler neme maruz kalmaktadır. Nem de bükme dayanımını etkilemiş olabilir (143). Glazür uygulaması sonucunda bükme dayanımının azalmasının üretim, aşındırma, cilalama, ısı uygulaması ve neme maruz kalmanın kombinasyonu sonucu olduğu düşünülebilir.

Literatürde bildirilen bazı çalışmaların bükme dayanımı sonuçları N cinsinden bildirilmiştir. Biz, çalışmamızda N cinsinden elde ettiğimiz sonuçları ISO 6872'nin biaksiyel bükme testi için düzenlemiş olduğu formülle MPa cinsine çevirdik. Dolayısıyla bu farklı birimlerdeki sonuçları kıyaslamak standardizasyon açısından uygun olmayabilir.

Dental restorasyonlar simante edildikten ve ağız ortamında kullanılmaya başladıktan sonra çeşitli faktörler bu restorasyonların kullanım süresini etkileyebilir. Isısal değişimler ve tükürük, materyallerde yorgunluğa sebep olur (18). Ağız içerisinde kullanılan zirkonya alt yapılar veneer materyali ve yapıştırma ajanı ile ağız ortamından izole edilmektedirler. Ancak yaygın şekilde kullanılan konvansiyonel yapıştırma ajanları dentin tübüllerinden su abzorbe etmektedir, dolayısıyla zirkonya suyla temas eder ve bu da beklenenden daha kısa bir zamanda yaşlanmaya sebep olabilir (144). Çalışmamızda yaşlanmanın glazürlü ve glazürsüz zirkonya örneklerin bükme dayanımına ve glazürsüz zirkonya örneklerin Vickers mikro sertlik değerine etkisi araştırılmıştır. Termal siklus, materyalleri yormak için ve dental restorasyonları yaşlandırmak için kullanılan bir yöntemdir. Örnekler banyoya bırakıldığında meydana gelen ani sıcaklık değişiklikleri örnekte stres oluşturur (202).

Dental seramiklerin sıcaklık değişikliklerine karşı hassasiyeti bilinmektedir. Porselen bir örnek 5 °C ve 55 °C su banyosunda tutulduğunda yüzeydeki sıcaklık geçişi çok fazladır ve yüzey, ani sıcaklık değişimine maruz kalırken materyalin iç kısımları ani sıcaklık değişiminden etkilenmez. Meydana gelen ani sıcaklık değişimi sebebiyle yüzey büzülme ister ancak materyalin hacminden dolayı bu engellenir ve yüzeyde zararlı gerilim stresleri oluşur. Ayrıca su banyosundaki sıcaklık değişimlerinin yanı sıra bir banyodan diğerine geçerken de materyal hava sıcaklığına maruz kalmaktadır. Bunlar da seramikte ısı stresleri meydana getirmektedir (203). Termal siklus testleri en düşük 5°C ve en yüksek 55°C aralığında, ortalama 30 saniye bekletme süresinde gerçekleştirilmektedir. Ağız içerisindeki siklus sayısı ile ilgili çok kesin bilgi olmadığı için günde 20-50 siklus olabileceği düşünülerek 10000 siklusun 1 seneye denk gelebileceği bildirilmiştir (162). Çalışmamızda termal siklusun etkisini değerlendirmek için örneklere 1000, 3000 ve 5000 siklus uygulanmıştır.

Zirkonya, oksit seramikler içerisinde en iyi mekanik özelliklere sahiptir. Bu özellik, dönüşüm doygunluğu (transformation toughening) sonucudur. Dönüşüm doygunluğu, çatlak ilerlemesine karşı direnci (crack propagation resistance) artırır. Stres sonucu oluşan faz dönüşümü ilk olarak 1970 yılında Garvie ve ark. tarafından gösterilmiştir. Dönüşüm sonucunda çatlak ucundaki metastabil tetragonal tanecikler monoklinik taneciklere dönüşür, hacim artışı meydana gelir ve baskı stresi oluşur (15). Bu metastabil yapısından dolayı zirkonya su varlığında yaşlanmaya maruz kalır (19, 20). Bu fenomene 'düşük ısılarda bozulma' (Low temperature degradation -LTD) denir (125, 138). Bu fenomen ilk defa Kobayashi tarafından bildirilmiştir (204). Düşük ısılarda bozulma mikro ve makro çatlak oluşumuna, dayanıklılığın azalmasına ve mekanik özelliklerin bozulmasına sebep olabilir. Düşük ısılarda bozulma da dönüşüm doygunluğu gibi $t \rightarrow m$ dönüşümüne ve hacim genişlemesine sebep olur. Bir çatlak tarafından başlatılan dönüşüm doygunluğu sonucunda artan hacim, çatlağı kapatır. Ancak düşük ısılarda bozulma istenilen bir özellik değildir (20, 123, 129, 138) çünkü faz dönüşümü aşırı olursa zirkonyanın yapısını bozar ve dayanıklılığını azaltır (124, 135). Artan hacim yüzeyde mikro ve makro çatlaklara sebep olur ve bu çatlaklar içeriye doğru ilerleyerek materyalin mekanik özelliklerini zayıflatır. Düşük ısılarda bozulma sonucunda su ya da nemli ortam (19, 20, 138) $t \rightarrow m$ dönüşümüne sebep olur, $t \rightarrow m$ dönüşümü dış yüzeyden iç yüzeye ilerleyerek mekanik özellikleri zayıflatır (129).

Guo, yaşlanma mekanizmasında oksijen boşluklarının önemli role sahip olduğunu bildirmiştir. Oksijen boşlukları su moleküllerinin birleşmesiyle ortadan kalkabilir. Bozulma işleminde su molekülleri zirkonya yüzeyine kimyasal olarak tutunur ve O_2 ile reaksiyona girerek hidroksil grupları oluştururlar. OH^- , taneciklerin kenarlarından penetre olur ve oksijen boşlukları OH^- iyonları tarafından yok edilir. Oksijen boşluklarının konsantrasyonu azalınca t fazın stabilitesi bozulur ve $t \rightarrow m$ dönüşümü gözlenir (205). Eğer faz dönüşümü miktarı yeteri kadar büyükse çatlaklar oluşabilir ve çatlaklar su molekülleriyle reaksiyona girebilecek yeni yüzeyler açar ve $t \rightarrow m$ dönüşümü bir tanecikten komşu taneciğe atlayarak ilerler (19, 129, 205). Dönüşüme uğrayan bölgenin büyümesi çatlak oluşumuna, yüzeyden taneciklerin kopmasına, yüzeyin pürüzlenmesine ve sonuçta dayanımın azalmasına sebep olmaktadır (19, 129). Düşük ısılarda bozulma zamana bağlıdır ve $65^\circ C - 500^\circ C$

arasında çok daha hızlı meydana gelir. 250°C' de maksimum oranda gözlenir (125, 129). Düşük ısılarda bozulma sonucunda materyalde yaşlanma meydana gelir. Yaşlanma, suda (206) ya da vücut sıvılarında, yüzeydeki, ortalamadan daha az stabil olan taneciklerde başlar (136, 206). Su varlığında, düşük ısılarda bozulma iki şekilde açıklanmaktadır: Birincisi yüzeyde su ile reaksiyon sonucu zirkonyum hidroksit oluşur ve bu da gerilim enerjisinin birikmesine ve m→t dönüşümüne sebep olur. İkincisi su ile yttria arasında meydana gelen reaksiyon sonucu yttrium hidroksit oluşur ve bu da stabilize edici ajanı azaltır ve dönüşüme sebep olur (125, 129). Zirkonyanın stabilitesini olumsuz etkileyebilecek her faktör düşük ısılarda bozulmaya yardımcı olur (44). Bu faktörler materyalin saflığı (206), tanecik boyutu, stabilize edici ajanın miktarı (44, 206), yüzey pürüzlülüğü (206) ve rezidüel streslerin varlığıdır (139).

T→m dönüşümü, uygulanan yaşlandırma protokolüyle, Y-TZP' nin yapısı ve kalitesiyle ilişkilidir. Dönüşüm oranı zirkonyaya uygulanan yüke, yaşlandırma işleminde uygulanan sıcaklığa ve zamana ve Y-TZP'nin üretim işlemlerine bağlıdır (135). Dayanıklılığın azalması, dönüşüme uğrayan yapının miktarına bağlıdır. Yapının büyük bir kısmında dönüşüm meydana geldiği zaman dayanımda önemli derecede azalma bildirilmiştir (19, 49).

Faz dönüşümü klinikte gözlenebilir çünkü su ve basınç varlığında, vücut sıcaklığı gibi düşük sıcaklıklarda dönüşüm indüklenebilir (207). Yttria-tetragonal zirkonya polikristalin (Y-TZP) seramiklerinin uygulama alanlarından biri ortopedide kalça protezlerinde eklem başı olarak kullanılmasıdır. Ancak, zirkonyanın yaşlanmasıyla ilgili problemler bildirilmiştir. Özellikle, yttria içerikli zirkonyanın vücut içerisindeki hidrotermal stabilitesi ve buharla sterilizasyona direnci şüphelidir. FDA gelişmiş buharla sterilizasyon işlemlerinin (2 bar basınç altında 134 °C'de) zirkonya implantlar üzerinde kritik bir etkisi olduğunu bildirmiştir. Bu sebeple buharla sterilizasyon zirkonya için yasaklanmıştır. Ayrıca 2001'de FDA ve TGA (Australian Therapeutic Goods Administration), ortopedik implant dağıtımı yapan şirketlerin zirkonya eklem başlarında meydana gelen başarısızlıklar sebebiyle Y-TZP kalça protezlerini geri topladıklarını bildirmişler. Başarısızlığın, t→m dönüşümünün artmasından kaynaklanmış olabileceği bildirilmiştir. Bu başarısızlıklar zirkonyanın ortopedi alanında kullanımını oldukça olumsuz etkilemiştir (136).

Ortopedide kalça eklemi protezi olarak kullanılan materyaller polietilen kılıfla beraber kullanılmaktadır. Inoue ve ark. zirkonya eklem başı ile polietilen kılıf ve krom-kobalt (COP) eklem başı ile polietilen kılıflarda 10 yıl sonunda polietilen kılıfta meydana gelen aşınmayı incelemişlerdir. Lineer aşınma zirkonyada 1,1 mm, COP' ta 0,55 mm, yıllık ortalama lineer aşınma zirkonyada 0,093 mm, COP' ta 0,046 mm, hacimsel aşınma zirkonyada 310 mm³, COP' ta 172 mm³, yıllık ortalama hacimsel aşınma zirkonyada 26 mm³, COP' ta 14 mm³ olarak ölçülmüştür. Aşınmanın muhtemel sebebinin zirkonya yüzeyinin faz dönüşümüne uğraması olduğu bildirilmiştir. Yapay eklemlerde zirkonya sürtünmeye maruz kalınca kontak baskısı yüksek sıcaklık oluşturur ve tetragonal tanecikler monoklinik taneciklere dönüşür, bu da zirkonyanın yüzeyinde pürüzlenmeye, polietilen kılıfta da aşınmaya sebep olur (208). Hip simülatör testi yapılan bir çalışmada Lu ve McKellop zirkonya eklem başlarının yüzey sıcaklığının 99 °C' ye ulaştığını bulmuşlar ve yüksek sürtünme ısısının ve düşük ısı iletiminin zirkonyanın faz dönüşümünü artırabileceğini ileri sürmüşlerdir (209). Hernigoue ve Bahrami zirkonya eklem başlarının otoklavla sterilizasyonunda faz dönüşümü meydana gelebileceği için gamma ışını ile sterilizasyonunu önermişlerdir (210).

Roy ve ark. eksplante edilen Y-TZP eklem başlarını incelediklerinde yüzeylerinin portakal kabuğu gibi pürüzlü olduğunu bildirmişlerdir. 6 yıl kullanılan Y-TZP eklem başlarında monoklinik faz içeriğinin % 5'e kadar arttığı görülmüştür (211).

Haraguchi ve ark. 18 hastaya toplam 21 tane zirkonya eklem başlı kalça protezi uygulamışlardır. Bir hastada 5 yıl sonra tekrarlayan eklem dislokasyonu ve radyografide polietilen kılıfta 1,6 mm aşınma gözlenmiştir. Bir başka hastada da 3 yıl sonra rahatsızlık ve stabilite bozukluğu ortaya çıkmış. İkinci hastanın radyografik incelemesinde polietilen halkasının yer değiştirdiği gözlenmiştir. Eksplante edilen eklem başları SEM' de incelendiğinde yüzeyin pürüzlü olduğu, kullanılmamış zirkonya eklem başının SEM görüntüsünün ise cilalı ve pürüzsüz olduğu görülmüştür. Eksplante edilen eklem başlarının yüzeyinde dönüşüm olduğunu destekleyen boşluklar görülmüştür. Birinci hastanın çıkarılan eklem başlarının yüzeyinde %30 ikinci hastanınkinden ise % 20 monoklinik içerik ölçülmüştür. Bu çalışmada monoklinik içeriğin, eklem başının tüm yüzeyi boyunca benzer, yüzey pürüzlülüğünün ise değişken olduğu bildirilmiştir. Bu da faz dönüşümünün her zaman tek tip yüzey

pürüzlülüğüne sebep olmayabileceği ve zirkonyanın üretim işlemlerinin faz dönüşümünden sonraki yüzey bozulmasını etkileyebileceği ile açıklanmaktadır (20).

Allain ve ark. 100 tane zirkonya eklem başlı kalça eklemi protezi uygulamışlar ve bunların 78 tanesini ortalama 5.8 yıl takip etmişler. Sonuçta polietilen kılıfta yıllık ortalama 0.09mm, gevşeme gözlenenlerde ise ortalama 0.5 mm aşınma gözlenmiştir. Aşınmanın sebebinin tam olarak bilinmediği ancak eklem yüzeylerindeki aşınan taneciklerin sebep olduğu enflamatuar değişikliklerin osteolizise sebep olabileceğini belirtmişlerdir. Zirkonyanın buharla sterilizasyonunda, yüzeyde tetragonal taneciklerin monoklinik taneciklere dönüşebildiğini, böyle bir dönüşümün de yüzeyden zirkonya taneciklerinin kopmasına ve sonuçta osteolizise sebep olabileceğini bildirmişlerdir (212).

Fernandez-Fairen ve ark. ortalama 6 yıl kullanılan ve çeşitli sebeplerle eksplante edilen 47 adet Y-TZP eklem başlarını incelenmişlerdir. İmplantasyon süresi uzun olan eklem başlarının yüzeyindeki bozulmanın daha fazla olduğu gözlenmiştir. Eksplante edilen örneklerin yüke maruz kalan yüzeylerinde monoklinik içeriğin % 16-65 oranında, materyalin içerisinde ise %3-22 oranında olduğu gözlenmiştir. Yttria içeriği yüke maruz kalan yüzeyde % $0,14 \pm 0,2$ iken materyalin iç kısmında % $2,56 \pm 0,73$ olarak ölçülmüştür. İmplantate edilmeyen eklem başlarında monoklinik içerik % 3 ve yttria içeriği % 2,81 olarak ölçülmüştür. İmplantasyon süresi arttıkça monoklinik içerik artmıştır. Yüke maruz kalan bölgelerde monoklinik içerik arttıkça yüzey pürüzlülüğü de artmıştır. SEM görüntülerinde makroskopik olarak hasar gören bölgelerde geniş alana yayılmış düzensizlikler görülmüştür. Bu düzensizliklerin yüzeydeki taneciklerin kopması sonucu meydana geldiği bildirilmiştir (206).

Deville ve ark. yüzey bitimlerinin ve rezidüel streslerin yaşlanma hassasiyetine etkisini inceledikleri çalışmada % 3 yttria içeren zirkonya tozu (TZ3Y, Tosoh, Tokyo, Japan), 5 saat 1450 °Cde sinterleyerek örnekler hazırlamışlardır. Faz dönüşümü hem sıcaklıkla hem de suyla aktive olduğu için örnekler, yüzeyde faz dönüşümünü indüklemek amacıyla, 3 bar basınç altında 140°C' de kontrollü periyotlarla otoklava yerleştirilmiştir. Bu şekilde bir işlemi 20 dakika uygulamak klinikte 1 seneye denk gelmektedir. 75 dakikalık yaşlandırma sonucunda kısmen dönüşüme uğramış bir yüzey ve yüzeyde belirgin bir şekilde monoklinik odaklar görüldüğünü bildirmişlerdir.

Bu odakların çapının ve genişliğinin sonradan büyüdüğünü, ayrıca dönüşüme uğramış, birkaç mm uzunluğunda ve sadece birkaç mikron genişliğinde çizgi şeklinde alanlar da gözlemlendiğini belirtmişlerdir. Bu alanların oluşumu birkaç tane peş peşe otoklav uygulamasıyla ve aynı bölgenin her bir otoklav uygulamasından sonra takip edilmesiyle incelenmiştir. Başlangıçta bir çizgi üzerinde ama birbirinden bağımsız dönüşüm odakları olduğu, ikinci aşamada bu odakların birbirine temas ederek homojen bir şekilde dönüşüme uğramış çizgiler oluşturduğu gözlenmiştir. Otoklav uygulamasında dış mekanik stresler olmadığı için tanecikler dengesiz hallerinden dolayı dönüşüme uğramaktadır. Kazıma ya da cilalama sonucunda yüzeyde çatlak oluştuğunda, bu çatlakların çevresinde stres oluşmakta ve bu stresten etkilenen alanlarda yaşlandırma işlemi sırasında dönüşüm meydana gelmektedir. Dolayısıyla bu çiziklerin ve çatlakların varlığı yaşlanma hassasiyetinde oldukça olumsuz bir etkiye sahiptir ve yüzeyin bozulmasını artırır. Zirkonyanın yaşlanma hassasiyeti rezidüel streslerin tipine (baskı-gerilim) ve miktarına bağlıdır. Pürüzlü cilalama yüzeyde baskı stresi oluşturur ve yaşlanmaya direnci artırırken pürüzsüz cilalama yüzeyde çiziklerin çevresinde rezidüel gerilim stresleri ve dönüşüm alanları oluşturur (139).

Ban ve ark. yaptıkları bir çalışmada 120 °C' de 15 gün otoklavda bekletilen Y-TZP örneklerin monoklinik içeriğinin dramatik bir şekilde arttığını bükme dayanımının ise azaldığını bildirmişlerdir (125). Tanaka ve ark. Y-TZP örnekleri 121°C' de 190 saat otoklavda bekletmişler ve sonuçta Y-TZP' nin monoklinik içeriğinin % 81 olduğunu ve Y-TZP' nin bükme dayanımının 108 saat sonunda başlangıç bükme dayanımına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük elde edildiğini bildirmişlerdir (213). Deville ve ark. Y-TZP örnekleri 134°C' de 15 saat otoklavda bekletmişler ve 12 saat sonunda % 80 monoklinik içerik gözlemlendiğini bildirmişlerdir (214). Ban ve ark. Y-TZP örnekleri 37 °C' de 540 gün fizyolojik serumda bekletmişler ve monoklinik içerikte de bükme dayanımında da önemli bir değişiklik gözlememişlerdir. 120 °C' de 14 gün otoklavda bekletilen örneklerde ise monoklinik içeriğin belirgin şekilde arttığını ve bükme dayanımının % 17 azaldığını bildirmişler (215). Aynı araştırmacılar Y-TZP örnekleri serum(80 C, 30 gün), asetik asit solusyonunda (80 C, 30 gün) ve otoklavda (121 °C, 0,2 MPa, 10 gün)

yaşlandırdıklarında bükme dayanımının 1046 MPa'dan sırasıyla 991 MPa'a, 980 MPa'a ve 892 MPa'a düştüğünü bildirmişlerdir (167).

Bizim çalışmamızda da termal siklus uygulamasından sonra glazürsüz ZirkonZahn, Cercon ve Ceramill örneklerin bükme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma görülmüştür. Yaşlandırma sonucunda monoklinik içeriğin artmış olabileceğini ve bunun da bükme dayanımını azalmasına sebep olduğunu düşünmekteyiz.

Piconi ve ark. 'nın yaptıkları bir çalışmada yaşlandırma testi için Y-TZP ile kaplı tozlardan (PRC), hidrotermal testler için ise çökelmiş tozlardan (CYS) örnekler hazırlamışlar. Her iki toza da aynı işlemler uygulanarak örnekler 1390°C'den daha düşük sıcaklıklarda sinterlenmiş. Zirkonya örnekleri yaşlandırma testi için 500, 1000, 1500, 4944, 8850 saat 37°C' deki Ringer's solüsyonunda bekletmişler. İn vivo yaşlandırma için silindir şeklindeki Y-TZP örnekleri tavşanlara implante etmişler ve 1 ve 6 ay sonunda implantları incelemişlerdir. Hidrotermal işlem için zirkonya örnekleri otoklavda 140°C'de 0,2 MPa su basıncında 120 saat bekletmişler. Sonuçta 37°C' de Ringer's solüsyonunda yaşlandırma yapılan örneklerde 1 yıl sonunda dayanıklılıkta azalma gözlenmemiştir. Yaşlanma süresi ne olursa olsun tüm örneklerin ortalama bükme dayanımının 980 MPa (700-1200 MPa) olduğunu bildirmişlerdir. Tavşanlara implante edilen örneklerde 1 ya da 6 aylık yaşlanma sonucunda korozyon ve yüzey pürüzlülüğünde belirgin bir değişiklik gözlenmemiştir. Nemli atmosferde 120°C'de hidrotermal işlem uygulamasının ancak 120 saat sonunda etkili olabildiği ve bükme dayanımının başlangıçtaki değerin %90'ı kadar (791 MPa) ölçüldüğü bildirilmiştir (216).

Bu farklı sonuçlar zirkonya eklem başlarının düşük sıcaklıkta bozulmaya karşı dirençlerindeki önemli değişikliğe işaret etmektedir. Çeşitli üretim faktörleri düşük sıcaklıkta bozulma direncini etkileyebilir (107).

Günümüzde dental restorasyonlar için mevcut olan presinterlenmiş yttria ile stabilize zirkonya, restorasyonun formu düzenlendikten sonra üretici firmaya göre 1350°-1550°C arasında değişen sıcaklıklarda final sinterlenmeye tabi tutulmaktadır. Bu geniş sıcaklık aralığı tanecik büyüklüğünü ve dolayısıyla faz stabilitesini etkilemektedir. Sinterleme sıcaklığı ve süresi arttıkça tanecik boyutu artar (136).

Yttria ile stabilize zirkonyanın mekanik özellikleri tanecik büyüklüğüne bağlıdır. Kritik tanecik büyüklüğünün üzerinde yttria ile stabilize zirkonyanın stabilitesi azalır ve $t \rightarrow m$ dönüşümüne daha hassas duruma gelir. Daha küçük taneciklerin ($<1\mu m$) varlığında ise dönüşüm oranı daha azdır. Ayrıca belirli bir tanecik boyutunun altında ($\sim 0.2\mu m$) dönüşüm meydana gelmesi mümkün değildir. Bu da kırılma tokluğunu azaltır. Sonuç olarak sinterleme şartları tanecik boyutunu etkilediği için final ürünün hem stabilitesini hem de mekanik özelliklerini etkiler. Presinterlenmiş yttria ile stabilize zirkonyada final sinterleme, stresle indüklenen $t \rightarrow m$ dönüşümünü önlemektedir ve aşındırma ve kumlama gibi işlemler uygulanmazsa monoklinik faz içeriği olmayan bir yüzey oluşturmaktadır. Yttria ile stabilize zirkonya üreticilerinin çoğu dönüşüm sonucunda dayanımın artmasına rağmen hem $t \rightarrow m$ dönüşümünü hem de yüzeyde çatlak oluşumunu önlemek için aşındırma ve kumlama işlemlerini önermemektedir (123).

Chevalier ve ark. yaptıkları bir çalışmada 3Y-TZP (% 3 yttria- tetragonal zirkonya polikristali) seramiğin sinterlenmesi sırasında kübik fazın muhtemel zararlı etkisini araştırmıştır. Saf zirkonya örnekler $1450\text{ }^{\circ}\text{C}$ ' de 2 saat ve 5 saat, $1550\text{ }^{\circ}\text{C}$ ' de 2 saat ve 5 saat sinterlenmiştir ve yaşlandırma için örnekler $134\text{ }^{\circ}\text{C}$ ' de, 2 bar basınç altında sterilizasyon işlemi uygulanmıştır (1saati $\rightarrow$ 4 yıl in vivo kullanıma denk gelmektedir). $1450\text{ }^{\circ}\text{C}$ ' de 2 saat sinterlenen örneklerde tanecik büyüklüğünün çok küçük ve homojen olduğu, 1450°C de 5 saat ve 1550°C de 2 saat sinterlenen örneklerde tanecik büyüklüğünün arttığı ama yine homojen olduğu ancak birkaç tane büyük tanecik ($\sim 1\mu m$) gözlemlendiği bildirilmiştir. 1550°C de 5 saat sinterlenen grupta ise $2\text{ }\mu m$ büyüklüğündeki taneciklerin gözlenmesiyle yapının heterojen hale geldiği belirtilmiştir (136). Rhüle ve ark. TEM'de bu taneciklerin kübik tanecikler olduğunu göstermişlerdir (217). Bu, 1500°C ' nin üzerinde kübik fazın varlığını gösteren Ruiz ve Readey tarafından da onaylanmıştır (218). Faz diyagramına göre, bu tanecikler tetragonal taneciklere göre daha fazla yttria içermektedir (219). Sonuçta kübik tanecikler daha fazla yttria içerirken çevrelerindeki tetragonal taneciklerin yttria içerisinde dağılmış bir halde bulunduğu bildirilmiştir (136). Tetragonal taneciklerin büyüklüğü ne kadar fazlaysa stabilitesi o kadar azdır (19). 1450°C de 5 saat ve 1550°C de 2 saat sinterlenen örneklerde tanecik büyüklüğü benzerdir ancak 1550°C de 2 saat sinterlenen örneklerin daha büyük bir kısmında, kübik tanecik oluşma ihtimali vardır. Bu taneciklerin, daha az stabil olan komşu tetragonal taneciklerden

yttria'yı çektiği belirtilmiştir. Materyalde kübik tanecikler ne kadar fazlaysa faz dönüşümü oranı o kadar fazladır. Chevalier ve ark.'nın çalışması, yaşlanmanın kübik taneciklerin çevresinde başladığını göstermektedir. Bu, 1 saat otoklav uygulamasında gözle görülür haldedir. Daha uzun otoklav işlemlerinde, çevrelerindeki tüm tanecikler dönüşüme uğramasına rağmen kübik tanecikler yaşlanmadan etkilenmemiştir. Bu sonuç kritiktir çünkü çevresindeki tetragonal tanecikler başlangıca göre daha az yttria içerdiği için kübik taneciklerin dönüşüm için odak bölgesi olduğunu göstermektedir. Bu sonuçlar SEM ile de desteklenmektedir. SEM 'de, 1550°C de 5 saat sinterlenen grupta yaşlanmadan sonra yüzeyde özellikle de kübik taneciklerin çevresinde önemli derecede tanecik kopması ve mikro çatlak gözlenmiştir. Kübik taneciklerde, çevredeki tetragonal taneciklerin dönüşüme uğramasıyla oluşan büyük stres sebebiyle, mikro çatlaklar gözlenmiştir. Chevalier ve ark.'nın yaptıkları çalışmanın sonuçları 1450°C' nin üzerinde sinterlenen 3Y-TZP seramiklerinin ikili bir yapıya sahip olabileceğini göstermiştir. Kübik tanecikler, yttria açısından zenginleşirken çevredeki tetragonal taneciklerden yttrianın azalmasına sebep olmaktadırlar. Dönüşüm, önce ortalamadan daha az stabil olan taneciklerde görülmektedir ve dönüşüm sonucu oluşan büyük stres ve mikro çatlaklar sebebiyle komşu taneciklere ilerlemektedir. Dolayısıyla kübik tanecikler dönüşüm için odak alanı oluşturmaktadır. Yani kübik taneciklerin, rezidüel streslerin ve çiziklerin varlığı zirkonyanın yaşlanmasında rol oynamaktadır. Bu sebeple, kübik fazın varlığı yaşlanma direnci üzerinde olumsuz etkiye sahiptir. 3Y-TZP'nin sinterlenmesi ikili kübik-tetragonal faz oluşumunu önleyecek kadar düşük, tam yoğunlukta materyal elde edebilecek kadar yüksek sıcaklıkta gerçekleştirilmelidir. Bu da 1400-1450°C gibi dar bir sıcaklık aralığının seçilmesi demektir (136). Çalışmamızda glazür uygulaması sonucu bükme dayanımında en fazla ZirkonZahn örneklerde azalma görülmüştür. Bunun muhtemel sebeplerinden biri ZirkonZahn örneklerin 1500 C'de sinterlenmesi olabilir. Cercon rnekler 1350 C'de, Ceramill rnekler ise 1450 C'de sinterlenmiştir.

Hjerppe ve ark. yaptıkları bir çalışmada zirkonya rneklerle (ICE Zirkon, Zirkonzahn) 1500°C'de farklı sürelerde sinterleme ve sonrasında 20 000 termal siklus uygulayarak örneklerin bükme dayanımını incelemişlerdir. Daha sonra her gruptan 1er örneğe sinterleme fırınında 1500°C'de 30 dakika bekleterek termal etch uygulamışlar ve SEM 'de örneklerin tanecik büyüklüğünü incelemişlerdir. Termal

siklus uygulanan gruptan test edilmemiş 1er örnek 7 ay distile suda bekletilmiştir. Termal siklus uygulanan gruptan test edilmiş ikişer örnek de oda sıcaklığında kuru ortamda 7 ay bekletilmiştir. Ayrıca iki tane de kontrol örnekleri hazırlanmış ve birine herhangi bir işlem uygulanmamış diğeri ise cilalanmıştır. Kontrol grubunda monoklinik içerik gözlenmezken 6 ay distile suda bekletilen örneklerde monoklinik içeriğin % 0,7 arttığı, en yüksek monoklinik faz içeriğinin termal siklus uygulanan grupta görüldüğü bildirilmiştir. Termal siklus uygulanan ve uygulanmayan örneklerin biaksiyal bükme dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak önemli bir farklılık gözlenmemiştir. Ancak termal siklus yüzeydeki monoklinik faz içeriğini artırmıştır (198).

Hjerpe ve ark.'nın sonuçlarıyla benzer sonuçlar veren başka çalışmalar da mevcuttur. Papanagiotou ve ark. bar şeklindeki Vita In-Ceram YZ örnekleri herhangi bir işlem uygulanmayan, 24 saat kaynayan suda, 7 gün kaynayan suda, 6 saat 250 °C' de nemli havada, 24 saat 250 °C' de nemli havada, 7 gün 250 °C' de nemli havada bekletilen, cilalanan, kumlanan, kumlanan ve 7 gün kaynayan suda bekletilen çeşitli gruplara ayırmışlar ve örneklerin bükme dayanımlarını incelemişlerdir. En yüksek bükme dayanımını kumlanan grup (950 MPa) göstermiştir. SEM görüntülerinde kaynayan suda bekletilen örneklerde yttrium içeriğinin önemli derecede azalmış olduğu gözlenmiştir. Kontrol örneklerinde yttrium içeriği % 6.76 iken 7 gün kaynayan suda bekletilen örneklerde % 4.83 olarak gözlenmiştir. XRD analizinde kontrol grubunda tetragonal zirkonya tanecikleri gözlenirken, kaynatılan örneklerde t→m dönüşümü gözlenmiştir. En fazla dönüşüm nemli havada 250 °C' de 7 gün bekletilen örneklerde gözlenmiştir. Sonuçta uygulanan çeşitli yaşlandırma işlemleri InCeram YZ örneklerin bükme dayanımına olumsuz etkiye bulunmamıştır. Papanagiotou ve ark.'nın çalışması düşük ısılarda bozulmanın zamana bağlı olduğunu göstermiştir çünkü daha uzun süreli işlemlerde t→m dönüşümü artmıştır. Ayrıca bozulma sıcaklığı da bağlıdır. 250°C sıcaklıktaki bozulmanın 100°C'dekinden daha belirgin olduğu bildirilmiştir. Dönüşüm tabakası yüzeyde lokalize olabilir ve bükme dayanımında bir etki yapabilir. Papanagiotou ve ark.'nın çalışmasında yaşlandırmanın bükme dayanımı üzerinde direkt bir etki gözlenmemiştir. Ancak t→m dönüşümü derinlerde meydana gelirse yüzeyin altındaki iç çatlakların kritik hale gelebileceği ve bükme dayanımını ve mekanik özellikleri etkileyebileceği bildirilmiştir (138).

Liang ve ark. alüminyum alaşımların yüzeyini zirkonya ile kaplayarak hazırladıkları örneklerle suda ve su buharında yaşlandırma uygulamışlardır. Suda yaşlandırma yaptıkları örnekleri 40, 60 80°C'de 120 saat, 100 °C'de 24 saat bekletmişlerdir. Yaşlandırma sıcaklığı 40 °C'den 100 °C'ye arttıkça monoklinik faz miktarının (fraction) sıfırdan % 23'e arttığı bildirilmiştir. Bu da t→m dönüşümünün yaşlandırma sıcaklığına ve süresine bağlı olduğunu göstermektedir. 100 °C'de 24 saat yaşlandırılan örneklerde yüzeyde 5, 15, 25 µm derine gittikçe m faz miktarı sırasıyla % 22, 18 ve 16 olarak ölçülmüştür. Yani yüzeyden derinlere gidildikçe m faz içeriği azalmıştır. Bu da yaşlandırma esnasında t→m faz dönüşümünün esas olarak yüzey kaplamasında oluştuğunu göstermektedir. Su buharında yaşlandırma yapılan örnekler ise 250, 450 ve 650 °C'de 30 saat su buharında bekletilmiştir. Sırasıyla % 16, % 4 ve 0 m faz ölçülmüştür. Bu da su buharında yaşlandırma sıcaklığı 650 °C'nin üzerine çıktığında t→m dönüşümü meydana gelmediğini göstermektedir (220).

Tetragonal zirkonyanın metastabil yapısı sebebiyle zirkonyaya aşındırma ya da kumlama gibi dış streslerin uygulanması t→m dönüşümünü tetikler, hacim artışıyla yüzeyde baskı stresleri oluşur ve bükme dayanımı artar. Bu durumda zirkonyanın faz bütünlüğü değişir ve yaşlanmaya karşı hassasiyeti artar (137).

Curtis ve ark. yüzey işlemlerinin Y-TZP'nin performansı üzerindeki etkilerini araştırdıkları çalışmalarında Lava örnekleri 12 gruba ayırmışlardır. İki gruba herhangi bir işlem uygulamamışlar ve bükme testine kadar 24 saat gruplardan birini kuru ortamda diğerini de yaş ortamda bekletmişlerdir. Diğer gruplar sırasıyla 25 µm, 50 µm ve 110 µm ile kumlanmış ve bükme testine kadar 24 saat kuru ortamda bekletilmiş, 25 µm, 50 µm ve 110 µm ile kumlanmış ve bükme testine kadar 24 saat yaş ortamda bekletilmiş, ince grenli elmas frezle kuru ortamda, kalın grenli elmas frezle kuru ortamda aşındırılmış, ince grenli elmas frezle yaş ortamda ve kalın grenli elmas frezle yaş ortamda aşındırılmıştır. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü ve bükme dayanımı incelenmiştir. Kumlama yapılan grupların kontrol grubuna göre yüzey pürüzlülüğünün azaldığını, bükme dayanımının ise önemli bir değişiklik göstermediğini bildirmişlerdir. Kalın grenli elmas frezle hem kuru hem yaş ortamda aşındırılan gruplarda kontrol grubuna göre bükme dayanımı azalmıştır. SEM analizinde aşındırılmış yüzeylerde önemli hasar ve büyük oluklar oluştuğu görülmüştür. İnce grenli elmas frezle kuru ve yaş ortamda aşındırılan gruplarda

kontrol grubuna göre bir farklılık gözlenmemiştir. Yüzey modifikasyon tekniklerinin faz dönüşümü mekanizmasını başlattığını ve yüzeyde baskı stresi tabakası oluşturduğunu bildirmişlerdir. Herhangi bir işlem uygulanmayan ve kuru ortamda bekletilen örneklerin ortalama bükme dayanımı değeri 1267 MPa, herhangi bir işlem uygulanmayan ve testten önce 24 saat suda bekletilen örneklerin ortalama bükme dayanımı değeri 1308 MPa ölçülmüştür. 24 saat suda bekletmenin bükme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik meydana getirmediği bildirilmiştir (137). Bu sonuçlar, bizim çalışmamızın sonuçlarından farklıdır. Bunun sebebi, Hjerppe ve ark.'nın (198), Curtis ve ark.'nın (137) ve Papanagiotou ve ark.'nın (138) çalışmalarında örneklerin termal siklus uygulamasından önce zımparalanmamış olması olabilir. Bizim çalışmamızda ise yaşlandırma işleminden önce aşındırma ve zımparalama işlemleri uygulanmıştır. Bu işlemlerden sonra termal siklus uygulanması sonucunda $t \rightarrow m$ dönüşümü daha derinlerde de meydana gelmiş olabilir ve bu da bükme dayanımını azaltmış olabilir.

Vult Von Steyern ve ark. 3 üyeli köprü şeklindeki porselenle veneerlenmiş alumina (Procera Alumina+ AllCeram) ve zirkonya (Procera Zirconia+ Cercon-Ceram) örneklerle 1 defa liner fırınlaması, 2 defa dentin fırınlaması, 1 defa autoglazür fırınlaması uygulamışlardır. Her iki örnek grubunu da üçer alt gruba ayırmışlardır. Birinci alt grup 7 gün distile suda bekletilmiş, ikinci alt gruba yükleme siklusu uygulanmış, üçüncü alt gruba da 5000 defa termal siklus ve yükleme siklusu uygulanmıştır. Sonuçta termal siklus uygulamasının kırılma dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik meydana getirmediğini bildirmişlerdir (202). Bu çalışmadaki örnekler porselenle veneerlenmiş 3 üyeli köprü şeklindedir ve işlemler uygulanmadan önce güdüklere simante edilmişlerdir. Dolayısıyla zirkonya yüzeyleri suyla direk temas etmemiştir. Bizim çalışmamızda ise zirkonya örneklerin yüzeyleri direk suya maruz kalmışlardır ve sonuçta bükme dayanımında azalma gözlenmiştir.

Addison ve ark. yaptıkları bir çalışmada glazürlü ve glazürsüz porselen örneklerle 3 farklı sıcaklık aralığında (4°C-37°C, 37°C-65°C, 4°C-65°C) termal siklus uygulayıp örneklerin bükme dayanımını araştırmışlardır. Kontrol grubundaki glazürlü

ve glazürsüz örnekleri termal siklus uygulaması boyunca 37°C de bekletmişlerdir. Glazürlü gruplarda kontrol grubu ile termal siklus uygulanan gruplar arasında önemli bir farklılık gözlenmiştir. Termal siklus uygulanan örnekler kontrol örneklerine göre daha düşük değer göstermişler. Farklı sıcaklıklarda termal siklus uygulanan glazürlü gruplar arasında ise önemli bir farklılık gözlenmemiştir. Glazürsüz gruplarda ise kontrol grubu ile termal siklus uygulanan gruplar arasında farklılık gözlenmemiştir (203). Bizim çalışmamızda ise glazürlü örneklerde yaşlandırma işlemi bükme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik meydana getirmemiştir. Sonuçların farklı olması uygulanan glazür tekniğinden kaynaklanmış olabilir. Addison ve ark.'nın çalışmasında auto-glazür uygulanmıştır. Bizim çalışmamızda ise over-glazür uygulanmıştır. Brackett ve ark. over-glazürlü örneklerin auto-glazürlü örneklere göre daha yüksek bükme dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir (195). Bu da over-glazürün auto-glazüre göre daha dirençli olduğunu gösterebilir.

Materyallerin mekanik özelliklerini değerlendirmede dayanıklılık testlerinin yanı sıra sertlik testleri de uygulanmaktadır Birçok araştırmacı dental materyallerin mikro sertlik değerini Vickers sertlik testi ile değerlendirmiştir (123, 197, 198). Biz de çalışmamızda kullanılan zirkonya örneklerin yüzey sertliklerini değerlendirmek için ASTM standartlarına uygun şekilde Vickers testini uygulayarak glazürsüz örneklerin mikro sertlik değerini ölçtük.

Pittayachawan ve ark. Lava'nın mikro sertlik değerini 1300 VHN (197), Curtis ve ark. ise Lava'nın Vickses mikro sertlik değerini 1590±91 VHN bildirmişlerdir. Curtis ve ark. Lava örnekleri 24 saat 37 °C'deki suda beklettiklerinde mikro sertlik değerinde bir değişiklik gözlenmediğini de bildirmişlerdir (123). Pittayachawan ve ark. Vickers mikro sertlik ölçümü için 1,5 kg kuvvet, Curtis ve ark. ise 1 kg kuvvet uygulamışlardır. Uygulanan kuvvet arttıkça sertlik değeri azalmaktadır (176). Pittachayawan ve ark.'nın daha düşük sertlik değeri elde etmelerinin sebebi uyguladıkları kuvvetin daha büyük olması olabilir. Kanno ve ark. Astra zirkonya abutmentlerin Vickers mikro sertlik değerlerini aşındırmadan sonra 1248±34 VHN, sinterlendikten sonra 1232±25 VHN olarak bildirmişlerdir (221). Øilo ve ark. DC-Zirkon için Vickers mikro sertlik değerini 4 N kuvvet uyguladıklarında 1571VHN olarak bildirmişlerdir (141).

Hjerppe ve ark. yaptıkları bir çalışmada ZirkonZahn örnekleri 1500°C’de farklı sürelerde sinterleme ve sonrasında 20 000 termal siklus uygulayarak örneklerin Vickers mikro sertlik değerlerini incelemişlerdir. ZirkonZahn örnekleri 1500°C’de 1 saat 40 dak. sinterlediklerinde Vickers mikro sertlik değerini 1532 ± 81 VHN, aynı örnekleri termal siklus uyguladıklarında 1503 ± 76 VHN, 3 saat sinterlenen örneklerde 1519 ± 85 VHN, 3 saat sinterlenen örnekleri termal siklus uyguladıklarında 1478 ± 77 VHN elde etmişlerdir. Gruplar arasında Vickers mikro sertlik değerinde bir farklılık bulunmamıştır (198). Bizim çalışmamızda glazürlü ZirkonZahn örneklerinin ortalama Vickers mikro sertlik değeri 1378 ± 51 VHN elde edilmiştir. Termal siklus uygulaması glazürlü Zirkonzahn örneklerinin vickers mikro sertlik değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik meydana getirmemiştir. Glazürlü Cercon örneklerinin ortalama Vickers mikro sertlik değeri 1414 ± 27 VHN elde edilmiştir. Glazürlü Cercon örnekleri 1000 ve 3000 termal siklus uygulamak Vickers mikro sertlik değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik meydana getirmezken, 5000 termal siklus uygulamak Vickers mikro sertlik değerinde (1366 ± 14 VHN) istatistiksel olarak anlamlı bir azalma meydana getirmiştir ($p=0,005$). Glazürlü Ceramill örneklerinin ortalama Vickers mikro sertlik değeri 1357 ± 24 VHN elde edilmiştir. Termal siklus uygulaması Glazürlü Ceramill örneklerinin Vickers mikro sertlik değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik meydana getirmemiştir.

Düşük ısılarda bozulma ve faz dönüşümü sonucu meydana gelen mikro çatlaklar (107, 129) sebebiyle yaşanan Y-TZP örneklerinin mikro sertliğinin azalması beklenir. Ancak Roy ve ark. eksplante edilen Y-TZP eklem başlarının mikro sertliğinin azalmadığını bildirmişlerdir (211). Bizim çalışmamızda Cercon örneklerinin Vickers mikro sertlik değerinde 5000 termal siklus uygulaması sonucu görülen azalmanın düşük ısılarda bozulma ve faz dönüşümü sonucu meydana gelmiş olabileceğini düşünmekteyiz.

Zirkonyanın dental restoratif materyal olarak popüler hale gelmesiyle birlikte çeşitli formlarının ve üretim şekillerinin var olduğu ve bazı formlarının yaşlanmaya hassas olduğu ve üretim şartlarının düşük sıcaklıkta bozulma açısından kritik bir öneme sahip olduğu unutulmamalıdır (204). Dayanımın azalması tüm TZP seramikleri için aynı değildir. Swab, düşük sıcaklıkta su buharı varlığında test edilen

10 materyalde, işlemlerden sonra, dayanımın aynı kaldığı bir örnek hariç, diğer tüm örneklerde farklı derecede dayanım bozulması gözlemlendiğini bildirmiştir (135). Yaşlanma davranışındaki bu değişkenlik test edilen örnekteki yttria konsantrasyonu ve dağılımı, tanecik büyüklüğü, çatlak miktarı ve dağılımı gibi yapısal parametrelerdeki farklılıklara bağlıdır (7). Ancak dental uygulamalarda zirkonyanın porselenle veneerlendiği unutulmamalıdır (198). Simanın çözülmesi de zaman alan bir proses olduğu için meydana gelecek yaşlanma daha uzun sürede olacaktır. Ayrıca konvansiyonel siman kullanımı yerine adeziv siman kullanılarak dentin tübülllerinden sıvı sızıntısı da önlenmiş olur. Bu da zirkonyanın yaşlanmasını yavaşlatır.

Çalışmamızda hem glazür hem de termal siklus uygulamalarından sonra zirkonya örneklerin bükme dayanımlarında azalma görülmüştür. Ancak meydana gelen azalma sonucunda elde edilen değerler klinik olarak kabul edilebilecek değerlerdir.

6.SONUÇLAR

1. Toplam 3 grup içerisinde en yüksek bükme dayanımı değeri ZirkonZahn grubunda elde edilirken (**1388±132 MPa**) Cercon (**1104±124 MPa**) ve Ceramill (**1172±127 MPa**) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

2. Glazür uygulaması tüm gruplarda (ZirkonZahn (**846±98 MPa**) ($p=0,000$), Cercon (**896±110 MPa**) ($p=0,023$) ve Ceramill (**897±100 MPa**) ($p=0,005$)) bükme dayanımını istatistiksel olarak anlamlı ölçüde azaltmıştır.

3. Termal siklus uygulaması glazürsüz gruplarda bükme dayanımını istatistiksel olarak anlamlı ölçüde azaltmıştır ($p<0,05$). Glazürsüz ZirkonZahn örneklerine 1000 (**1297±122 MPa**) ve 3000 termal siklus (**1222±116 MPa**) uygulamak bükme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik meydana getirmezken, 5000 termal siklus (**1156±119 MPa**) uygulamak bükme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma meydana getirmiştir ($p=0,039$). Glazürsüz Cercon örneklerine 1000 (**1059±118 MPa**) ve 3000 (**1008±118 MPa**) termal siklus uygulamak bükme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma meydana getirmezken, 5000 termal siklus (**864±108MPa**) uygulamak bükme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma meydana getirmiştir ($p=0,024$). Glazürsüz Ceramill örneklerine 1000 termal siklus (**1024±117 MPa**) uygulamak bükme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma meydana getirmezken, 3000 (**953±119 MPa**) ($p=0,048$) ve 5000 termal siklus (**870±117 MPa**) uygulamak bükme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma meydana getirmiştir ($p=0,005$).

4. Glazürlü gruplarda termal siklus uygulaması bükme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik meydana getirmemiştir.

5. Toplam 3 grup glazürsüz zirkonya örneklerin Vickers mikro sertlik değerleri (ZirkonZahn (**1378±51 VHN**), Cercon (**1414±27VHN**), Ceramill (**1357±24 VHN**)) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir.

6. Glazürsüz ZirkonZahn ve Ceramill örneklerde termal siklus uygulaması Vickers mikro sertlik değerinde anlamlı bir değişiklik meydana getirmezken Cercon örneklerde istatistiksel olarak anlamlı bir azalma ($p=0,005$) meydana getirmiştir.

7. Glazürsüz Cercon örneklere 1000 (**1413±20 VHN**) ve 3000 termal siklus (**1388±18 VHN**) uygulamak Vickers mikro sertlik değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik meydana getirmezken, 5000 termal siklus (**1366±14 VHN**) uygulamak Vickers mikro sertlik değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir azalma meydana getirmiştir ($p=0,008$).

7. KAYNAKLAR

1. Snyder MD, Hogg KD. Load-to-fracture value of different all-ceramic crown systems. J Contemporary Dental Practice, 6: 1- 6, 2005
2. Tan PLB, Dunne JT An esthetic comparion of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: A clinical report. J Prosthet Dent, 91: 215- 218, 2004
3. Toksavul S, Türkün M, Toman M. Esthetic enhancement of ceramic crowns with zirconia dowels and cores: A clinical report. J Prosthet Dent, 92: 116- 119, 2004
4. Segal BS Retrospective assessment of 546 all-ceramic anterior and posterior crowns in a general practice. J Prosthet Dent, 85: 544- 550, 2001
5. Raigrodski, AJ. Gerard J. Chiche The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature J Prosthet Dent 86: 520- 5, 2001
6. Denry IL, Holloway JA, Rosenstiel SF. Effect of ion exchange on microstructure, strength, and thermal expansion behavior of a leucite-reinforced porcelain. J Dent Res, 77: 583- 588, 1998
7. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials 20: 1- 25,1999
8. Tinschert J, Natt G, Mautsch 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
9. Ichikawa Y, Yasumasa Akagawa, Hirosama Nikai, Hiromichi Tsuru Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic: in vivo J Prosthet Dent 68: 322- 326, 1992
10. Covacci V, N. Bruzzese, G. Maccauro, C. Andreassi, G.A. Ricci, C.Piconi, E. Marmo, W. Burger, A. Cittadini In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic Biomaterials 20: 371- 376, 1999
11. Scarano A, Piatelli M, Caputi S, Favero GA, Piatelli A. Bacterial adhesionon commercilaly pure titaniumand zirconium disks: an in vivo human study. J Periodontol 75: 292- 296, 2004

12. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*.17: 793- 798, 2002
13. Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent*, 93: 551- 558, 2005
14. White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system *J Prosthet Dent*, 94: 125- 131, 2005
15. Garvie RC, Hannink RHJ, Pascoe RT. Ceramic Steel? *Nature*, 258:703-704, 1975
16. Shimizu K, Oka M, Kumar P, Kotoura Y, Yamamuro T, Makinouchi K, Nakamura T. Time-dependent changes in the mechanical properties of zirconia ceramic. *J Biomed Mater Res*, 27: 729- 734, 1993
17. Cales B, Stefani Y, Lilley E. Long-term in vivo and in vitro aging of a zirconia ceramic used in orthopaedy. *J Biomed Mater Res*, 28: 619- 624, 1994
18. Oyafuso DK, Özcan M, Bottino MA, Itinocche MK. Influence of thermal and mechanical cycling on the flexural strength of ceramics with titanium or gold alloy frameworks. *Dent Mater*, 24: 351- 356, 2008
19. Lawson S. Environmental degradation of zirconia ceramics. *J Eur Ceram Soc*, 15: 485- 502, 1995
20. Haraguchi K, Sugano N, Nishii T, Miki H, Oka K, Yoshikawa H. Phase transformation of a zirconia ceramic head after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg*, 83: 996- 1000, 2001
21. Akin E. *Diş Hekimliğinde Porselen* (3. Baskı) İ.Ü Basımevi, İstanbul, pp 1- 14
22. Anusavice KJ *Dental Ceramics In: Phillips' Science of Dental Materials* (11. Ed), Saunders pp 665- 719, 2003
23. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives *J Prosthet Dent* 75: 18- 32, 1996
24. Claus H. The structural bases of dental porcelain. *Dental Labor*, 10: 1- 8, 1980
25. *The glossary of prosthodontic terms*. (8 Ed) Mosby, St Louis, pp 22, 2005
26. Zaimoğlu A, Can G. *Sabit Protezler*, 8. Bölüm, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayın No:24 pp.116- 117, 2004

- 27.** Craig RG. Restorative Dental Materials (10. Ed) Mosby, St Louis Chapter 17 pp. 467- 468, 1997
- 28.** Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Dental Materials: Properties and Manipulation (8. Ed) Mosby, pp 296- 298, 2004
- 29.** O'Brein WJ. Dental Materials and Their Selection (3. Ed) Quintessence, Chicago, 2002
- 30.** Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc, 128: 297- 307, 1997
- 31.** Mackert JR Jr, Evans AL. Effect of cooling rate on leucite volume fraction in dental porcelains. J Dent Res, 70: 137- 139, 1991
- 32.** Fairhurst CW, Anusavice KJ, Hashinger DT, Ringle RD, Twigg SW. Thermal expansion of dental alloys and porcelains. J Biomed Mater Res. 14: 435- 446, 1980
- 33.** Fairhurst CW, Lockwood PE, Ringle RD, Thompson WO. The effect of glaze on porcelain strength. Dent Mater, 8: 203- 207, 1992
- 34.** White SN, Caputo AA, Vidjak FMA, Seghi RR. Moduli of rupture of layered dental ceramics. Dent Mater, 10: 52- 58, 1994
- 35.** Zeng K, Odén A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. Int J Prosthodont, 9: 434- 439, 1996
- 36.** Wakabayashi N, Anusavice KJ. Crack initiation modes in bilayered alumina/porcelain disks as a function of core/veneer thickness ratio and supporting substrate stiffness. J Dent Res, 79: 1398- 1404, 2000
- 37.** Oh W, Götzen N, Anusavice KJ. Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. J Dent Res, 81: 623- 627, 2002
- 38.** Oh WS, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. J Prosthet Dent, 87: 536- 542, 2002
- 39.** Anusavice KJ, Shen C, Vermost B, Chow B. Strengthening of porcelain by ion exchange subsequent to thermal tempering. Dent Mater, 8: 149- 152, 1992
- 40.** Seghi RR, Crispin BC, Mito W. The effect of ion exchange on the flexural strength of feldspathic porcelains. Int J Prosthodont, 3: 130- 134, 1990
- 41.** Anusavice KJ, Hojjatie B. Effect of thermal tempering on strength and crack propagation behavior of feldspathic porcelains. J Dent Res, 70: 1009- 1013, 1991

42. Dehoff PH, Anusavice KJ. Analysis of tempering stresses in bilayered porcelain discs. *J Dent Res*, 71: 1139- 1144, 1992
43. Anusavice KJ, DEhoff PH, Hojjatie B, Gray A. Influence of tempering and contraction mismatch on crack development in ceramic surfaces. *J Dent Res*, 68: 1182- 1187, 1989
44. Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *J Am Ceram Soc*, 83: 461- 487, 2000
45. Rauchs G, Fett T, Munz D, Oberacker R. Tetragonal-to-monoclinic phase transformation in CeO₂- stabilised zirconia under uniaxial loading. *J Eur Ceram Soc*, 21: 2229- 2241, 2001
46. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends *Dent Clin N Am* 48: 513- 530, 2004
47. Kosmač T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliabilitr of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater*, 15: 426- 433,1999
48. Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and alumina advanced Technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 7: 113- 119, 1999
49. Catledge S.A, Cook M, Vohra Y.K, Santos E.M, McClenny M.D, Moore D.K. Surface crystalline phases and nanoindentation hardness of explanted zirconia femoral heads *J Mater Sci Mater Med*, 14: 863- 867, 2003
50. Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and Properties of Ground Y-TZP-Zirconia Ceramics. *J Dent Res*, 81: 487- 491, 2002
51. Guazzato M. L. Quach, M. Albakry, MV. Swain Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic *J Dent*, 33, 9-18, 2005
52. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont*, 13: 131- 135, 2000
53. Conrad HJ, Seong W, Pesun IJ. Current Ceramic Materials and systems with clinical recommendations: A systematic review *J Prosthet Dent* 98: 389- 404, 2007

54. Heffernan M, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. *J Prosthet Dent*, 88: 4- 9, 2002
55. Heffernan M, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: Core and veneer materials. *J Prosthet Dent*, 88: 10- 15, 2002
56. Qualtrough AJE, Piddock V. Ceramics update. *J Dent*, 25: 91- 95, 1997
57. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, 98: 120- 128, 2007
58. 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: 374- 380, 2003
59. Seghi RR, Sorensen JA. Relative Flexural Strength of Six New Ceramic Materials *Int J Prosthodont*, 8: 239- 246, 1995
60. Fradeani M, Redemagni M. An 11- year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int*, 33: 503- 510, 2002
61. Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 23: 911- 916, 2002
62. Reich S, Troeltzsch M, Denekas T, Wichmann M. Generation of functional CEREC 3D occlusal surfaces: a comparison of two production methods relevant in practice. *Int J Comput Dent*, 7: 229- 38, 2004
63. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc*, 137: 514- 522, 2006
64. Chen YM, Smales RJ, Yip KHK, Sung WJ. Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials *Dent Mater*, 24: 1506- 1511, 2008
65. 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
66. Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater*, 19: 603- 611, 2003

67. Sorensen JA, Cruz M, Mito WT, Raffeiner O, Meredith HR, Foser HP. A clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with a lithium disilicate glass. *Prac Periodontics Aesthet Dent*, 11: 95- 106, 1999
68. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review *Dent Clin North Am*, 48: 531- 544, 2006
69. Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 23: 911- 916, 2002
70. Denissen H, Dozić A, van der Zel J, van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent*, 84: 506- 513, 2000
71. Kurbad A, Reichel K. Multicolored ceramic blocks as an esthetic solution for anterior restorations. *Int J Comput Dent*, 9: 69- 82, 2006
72. Sevük Ç, Gür H, Akkayan B. Fabrication of one-piece-all-ceramic coronal post and laminate veneer restoration: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 88: 565- 568, 2002
73. Sevük Ç, Gür H, Akkayan B. Copy-milled all-ceramic restorations: case reports. *Quintessence Int*, 33: 353- 357, 2002
74. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical Properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia *Int J Prosthodont*, 15: 339- 346, 2002
75. McLaren Edward A., Shane N. White Survival of In-Ceram crowns in a private practice: A prospective clinical trial *J Prosthet Dent*, 83: 216-22, 2000
76. Giordano RA, Pelletier L, Campbell S, Poher R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain *J Prosthet Dent*, 73: 411- 418, 1995
77. Pröbster L, Diehl J. Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations *Quintessence Int* 23: 25- 31, 1992
78. Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent* 91: 561- 569, 2004
79. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, 90: 459- 464, 2003

80. Xiao-ping L, Jie-mo T, Yun-long Z, Ling W. Strength and fracture toughness of MgO-modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. *Dent Mater*, 18: 216- 220, 2002
81. Bindl A, Mörmann WH. An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns. *Int J Prosthodont*, 15: 451- 456, 2002
82. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, 76: 140- 144, 1996
83. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 83: 96- 401, 2000
84. McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 19: 307- 308, 1998
85. Magne P, Belser U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont*, 10: 459- 466, 1997
86. Dozić A, Kleverlaan CJ, Meegdes M, van der Zel J, Feilzer AJ. The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. *J Prosthet Dent*, 90: 563- 570, 2003.
87. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater*, 21: 242- 251, 2005
88. Denissen HW, van der Zel JM, van Waas MA. Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *Int J Prosthodont*. 12: 395- 400, 1999
89. van der Zel JM, Vlaar S, de Ruiter WJ, Davidson C. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 85: 261- 267, 2001
90. Sundh A, Sjögren GA. Comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Dent*, 31: 682- 688, 2004
91. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*, 20: 449- 456, 2004
92. Raigrodski A.J. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent*, 92: 557-562, 2004

93. Andersson M, Odén AA new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain : *Acta Odontol Scand*, 51: 59- 64, 1993
94. Wagner WC, Chu TM Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics *J Prosthet Dent*, 76: 140- 144, 1996
95. Odén Agneta, Matts Andersson, Ivana Krystek-Ondracek, Dagmar Magnusson Five- year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns *J Prosthet Dent*, 80: 450- 456, 1998
96. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR.Precision of fit: the Procera AllCeram crown *J Prosthet Dent*, 80: 394- 404,1998
97. Giray Z, Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri *Dentiss*, 3: 34- 38, 2007
98. Luthardt Ralph G, Mandy S. Holtzhüter, Heike Rudolph, Volker Herold, Michael H. Walter CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia *Dental Materials*, 20: 655- 662, 2004
99. 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
100. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon Technique. A 2 year clinical study. *J Oral Rehabil*, 32: 180- 187, 2005
101. Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics *Biomaterials* 25: 5045- 5052, 2004
102. Hegenbarth EA. Estetik ve Zirkonyumdiyoksit -Çelişki Mi? *Quintessence*, 7: 53- 66, 2007
103. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H Status of current CAD/CAM technology in dental medicine *Int J Comput Dent*, 7: 25- 45, 2004
104. Tosun T. Zirkonyum, Zirkonyum oksit seramikleri ve diş hekimliğinde kullanım alanları -I- *Kuron ve Köprü Protezlerinde Zirkonyum Dentalife* 2007
105. Witkowski S. (CAD-)/CAM in dental technology. *Quint Dent Technol*, 1- 16,2005: In PhD thesis of Von Kassiani Stamouli entitled 'Fracture resistance of different zirconia three-unit posterior all-ceramic fixed partial dentures, 2006'.

- 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.** Chevalier Jérôme What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 27: 535- 543, 2006
- 108.** Christel PS. Zirconia: the second generation of ceramics for total hip replacement *Bull Hosp Jt Dis Orthop Inst*, 49: 170- 177, 1989
- 109.** Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 108: 308- 315, 1995
- 110.** Tanne K, Matsubara S, Hotei Y, Sakuda M, Yoshida M. Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 106: 273- 278, 1994
- 111.** Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent*, 27: 275- 278, 1999
- 112.** Meyenberg KH, Luthy H, Scharer P. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent*, 7: 73- 80, 1995:
- 113.** Wohlwend A, Studer S, Scharer P. The zirconium oxide abutment: an all-ceramic abutment for esthetic improvement of implant superstructures. *Quintessence Dent Technol*, 1: 63- 74, 1997
- 114.** Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. : *Int J Prosthodont*, 17: 285- 290, 2004
- 115.** 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
- 116.** Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA-the system for all-ceramic ZRO₂ crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent*, 4: 243- 262, 2001;
- 117.** Akagawa Y, Hosokawa R, Sato Y, Kamayama K. Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: a clinical and histologic study. *J Prosthet Dent*, 80: 551- 558, 1998

118. Edelhoff D, Sorensen JA Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 22: 241- 249, 2002
119. Sailer Irena, Aurel Fehér, Frank Filser, Heinz Lüthy, Ludwig J. Gauckler, Peter Schärer, Cristoph Hans Franz Hämmerle Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up *Quintessence International*, 37: 685- 693, 2006
120. Torricelli P, Verné E, Brovarone CV, Appendino P, Rustichelli F, Krajewski A, Ravaglioli A, Pierini G, Fini M, Giavaresi G, Giardino R Biological glass coating on ceramic materials: in vitro evaluation using primary osteoblast cultures from healthy and osteopenic rat bone. *Biomaterials*, 22: 2535- 2543, 2001
121. Lohmann CH, Dean DD, Köster G, Casasola D, Buchhorn GH, Fink U, Schwartz Z, Boyan BD Ceramic and PMMA particles differentially affect osteoblast phenotype *Biomaterials*, 23: 1855- 1863, 2002
122. Munoz MC, Gallego S, Beltran JI, Cerda J. Adhesion at metal-ZrO₂ interfaces. *Surface Science Reports* 2006; 61: 303- 344 In: Malkondu Ö, Özkurt Z, Kazazoğlu E. *Diş Hekimliğinde Zirkonyum İmplant* TR 2006; Ekim-Kasım-Aralık: 18- 28
123. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications *Dent Mater*, 24: 299- 307, 2008
124. Ardlin B.I. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure *Dent Mater*, 18: 590- 595, 2002
125. Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations *Japanese Dental Science Review*, 44: 3- 21, 2008
126. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia *J Biomed Mater Res*, 23: 45- 61, 1989
127. Lüthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater*, 22: 195- 200, 2006
128. Thompson JY, Anusavice KJ, Naman A, Morris HF. Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. *J Dent Res*, 73: 1824- 1832, 1994

- 129.** Chevalier J, Gales B, Drouin JM. Low temperature aging of Y-TZP ceramics. J Am Ceram Soc, 82: 2150- 2154, 1999
- 130.** Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. J Prosthet Dent, 85: 363-376, 2001
- 131.** Manicone Paolo Francesco, Pierfrancesco Rossi Iommetti, Luca Raffaelli An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications J Dent, 35: 819- 826, (2007)
- 132.** Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Schärer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). Int J Comput Dent, 4: 89- 106, 2001
- 133.** Rieth PRJNA. Fabrication and flexural strength of ultra-fine grained yttria-stabilized zirconia. Bull Am Ceram Soc: 717, 1976: In PhD thesis of Von Kassiani Stamouli entitled 'Fracture resistance of different zirconia three-unit posterior all-ceramic fixed partial dentures, 2006'.
- 134.** Theunissen GSAM, BOuma JS, Winnbust AJA, Burggraaf AJ. Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics J Mater Sci, 27: 4429- 4438, 1992
- 135.** Swab JJ. Low temperature degradation of Y-TZP materials. J Mater Sci 1991; 26: 6706-14: In Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials, 20: 1- 25, 1999
- 136.** Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol % yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis Biomaterials, 25: 5539- 5545, 2004
- 137.** Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJP. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. J Dent Res, 34: 195- 206, 2006
- 138.** Papanagiotou HP, Morgano SW, Giordano RA, Prober 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: 154- 164, 2006

139. Deville S, Chevalier J, Gremillard L. Influence of surface finish and residual stresses on the aging sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials*, 27: 2186- 2192, 2006
140. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res*. 53: 304- 313, 2000
141. Øilo M, Gjerdet RN, Tvinnereim HM. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater*, 24: 471- 475, 2008
142. Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with phase stabilizers and quality of sintering *Dent Mater*, 22: 778- 784, 2006
143. 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
144. Kosmač T, Oblak Č, Marion L. The effects of dental grinding and sandblasting on ageing and fatigue behavior of dental zirconia (Y-TZP) ceramics. *J Eur Ceram Soc*, 28: 1085- 1090, 2008
145. Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks *Dent Mater*, 24: 633- 638, 2008
146. Ho CJ, Liu HC, Tuan WH. Effect of abrasive grinding on the strength of Y-TZP. *J Eur Ceram Soc* 2009
147. Sato H, Yamada K, Pezzotti G, Nawa M, Ban S. Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat treatment. *Dent Mater Journal* 27: 408- 414, 2008
148. Aksoy G, Polat H, Polat M, Coskun G. Effect of various treatment and glazing (coating) techniques on the roughness and wettability of ceramic dental restorative surfaces *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 53: 254- 259, 2006
149. Magne P, Oh WS, Pintado MR, DeLong R. Wear of enamel and veneering ceramics after laboratory and chairside finishing procedures. *J Prosthet Dent*, 82: 669- 679, 1999
150. Monasky GE, Commander (DC) USN, Taylor DF. Studies on the wear of porcelain, enamel, and gold *J Prosthet Dent*, 25: 299- 306, 1971
151. Raimondo RL, Richardson JT, Wiedner B. Polished versus autoglazed dental porcelain *J Prosthet Dent*, 64: 553- 557, 1990

152. Jagger DC, Harrison A. An in vitro investigation into the wear effects of unglazed, glazed, and polished porcelain on human enamel J Prosthet Dent, 72: 320- 323, 1994
153. Campbell SD. Evaluation of surface roughness and polishing techniques for new ceramic materials J Prosthet Dent, 61: 563- 568, 1989
154. Yılmaz C, Korkmaz T, Demirköprülü H, Ergün G, Özkan Y. Color stability of glazed and polished dental porcelains Journal of Prosthodontics, 17: 20- 24, 2008
155. Kawai K, Urano M, Ebisu S. Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans J Prosthet Dent, 83: 664- 667, 2000
156. Barghi N, Alexander L, Draughn RA. When to glaze-an electron microscope study. J Prosthet Dent, 35: 648- 653, 1976
157. Al-Wahadni A, Martin DM. Glazing and Finishing Dental Porcelain: A literature review J Can Dent Assoc, 64: 580- 583, 1998
158. Brewer JD, Garlapo DA, Chipps EA, Tedesco LA. Clinical discrimination between autoglazed and polished porcelain surfaces J Prosthet Dent 64: 631- 635, 1990
159. Sarac D, Sarac S, Yuzbasioglu E, Bal S. The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain J Prostet Dent 96: 122- 128, 2006
160. Cattell MJ, Chadwick TC, Knowles JC, Clarke RL. The development and testing of glaze materials for application to the fit surface of dental ceramic restorations Dent Mater (2008), doi:10.1016/j.dental.2008.09.004
161. Camacho GB, Vinha D, Panzeri H, Nonaka T, Gonçalves M. Surface roughness of a Dental Ceramic After Polishing with Different Vehicles and Diamond Pastes Braz Dent J, 17: 191- 194, 2006
162. Gale MS, Darvell BW, Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations J Dent, 27: 89- 99, 1999
163. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids J Prosthet Dent, 67: 325- 357, 1992
164. Boehm RF Thermal environment of teeth during open-mouth respiration J Dent Res, 51: 75- 78, 1972

- 165.** Plant CG, Jones DW, Darvell BW The heat evolved and temperatures attained during setting of restorative materials, Br Dent J. 137: 233- 238. 1974
- 166.** Lloyd MA, McGinley MB, Brown WS. Thermal stres in teeth. JDent Res, 57: 571- 582, 1978
- 167.** Ban J, Sato H, Suehiro Y, Nakanishi H, Nawa M. Biaxial flexure strength and low temperature degradation of Ce-TZP/ Al_2O_3 nanocomposite and Y-TZPas dental restoratives. J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomaterials, 87B; 492-498, 2008
- 168.** Senih Çalikkocaoğlu, Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi (Metal Olmayan Maddeler) Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Sayı:3, 2000, İstanbul
- 169.** Craig RG. Restorative Dental Materials (8. Ed) Mosby, St Louis, 1989
- 170.** Combe EC. Notes on dental materials. 5. Ed, Bell And Bain Limited, Glasgow, 1986
- 171.** Suansuwan N, Swain MVDetermination of elastic properties of metal alloys and dental porcelains. J Oral Rehabil, 28: 133- 139, 2001
- 172.** 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
- 173.** International Organzation for Standardization-ISO 6872 Dental Ceramic, 1995
- 174.** Oh W, DeLong R, Anusavice KJ. Factors effecting enamel and ceramic wear: A literature review J Prosthet Dent, 87: 451- 459, 2002
- 175.** Menčík J. Strength and Fracture of Glass and Ceramics. Amsterdam: Elsevier Science, 1992: 41- 49 In: Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical Propertes of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia Int J Prosthodont, 15: 339-346, 2002
- 176.** Quinn GD. Hardness testing of ceramics Advanced Materials & Processes 154: 23- 27, 1998
- 177.** Shahdad SA, McCabe JF, Bull S, Rusby S, Wassell RW. Hardness measured with traditional Vickers and Martens hardness methods Dent Mater 23: 1079-1085, 2007
- 178.** Zeng K, Odén A, Rowcliffe D.Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains.Int J Prosthodont. 11: 183-189, 1998

- 179.** Cattell MJ, Clarke RL, Lynch EJR. The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics-Part I J Dent. 25: 399- 407, 1997
- 180.** Girdano RA, Campbell S, Pober R. Flexural strength of feldspathic porcelain treated with ion exchange, overglaze, and polishing J Prosthet Dent 71: 468- 472, 1994
- 181.** Bona DA, Anusavice KJ, DeHoff PH. Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures Dent Mater, 19: 662- 669, 2003
- 182.** Fischer H, Dautzenberg G, Marx R. Nondestructive estimation of the strength of dental ceramic materials. Dent Mater, 17: 289- 95, 2001
- 183.** Rosenstiel SF, Gupta PK, Van der Sluys RA, Zimmerman MH Strength of a dental glass-ceramic after surface coating. Dent Mater, 9: 274- 279, 1993
- 184.** Cattell MJ, Clarke RL, Lynch EJR. The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics-Part II J Dent, 25: 409- 414, 1997
- 185.** Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural Strength of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia Core Materials Int J Prosthodont, 15: 183- 188, 2002
- 186.** Çalikkocaoğlu S. Bölümlü protezler, Kudret Matbaası, İstanbul, 1981
- 187.** ASTM International C 1327- 03, Standard test method for Vickers Indentation Hardness of Advanced Ceramics, 2003
- 188.** Jang BK. Influence of low indentation on Young's modulus and hardness of 4 mol % Y_2O_3 - ZrO_2 by nanoindentation Journal of Alloys and Compounds, 426: 312- 315, 2006
- 189.** Fischer H, Marx R. Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method Dent Mater, 18: 12- 19, 2002
- 190.** Baharav H, Lawfer BZ, 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
- 191.** Albakry M, Guazzato M, Swain MW Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials J Dent, 32: 91- 99, 2004
- 192.** JA Griggs, JY Thompson, Anusavice KJ Effects of flaw size and autoglaze treatment on porcelain strength J Dent Res, 75: 1414- 1417, 1996

- 193.** Lüthy H, Dong JK, Wohlwend A, Schärer P. Effects of veneering and glazing on the strength of heat-pressed ceramics. *Scweiz Monatsschr Zahnmed* 103: 1257- 1260, 1993 In: Bona DA, Anusavice KJ, DeHoff PH. Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures *Dent Mater*, 19: 662- 669, 2003
- 194.** Edwards MR, Jacobsen PH, Williams GJ. The three-point beam test for the evaluation of dental porcelain. *J Dent Res*, 62: 1086- 1088, 1983
- 195.** Brackett SE, Leary JM, Turner KA, Jordan RD. An evaluation of porcelain strength and the effect of surface treatment *J Prosthet Dent*, 61: 446- 451, 1989
- 196.** Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural Strength of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia Core Materials *Int J Prosthodont*, 15: 183- 188, 2002
- 197.** Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles JC. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava Y-TZP dental ceramic. *Dent Mater*, 23: 1018- 1029, 2007
- 198.** Hjerpe J, Vallittu PK, Fröberg K, Lassila LV. Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. *Dent Mater*. 2008 Jul 14. [Epub ahead of print]
- 199.** Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles CJ, Pittayachawan P, McDonald A. Fatigue and fracture properties of yttria stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater*, 24: 308- 318, 2008
- 200.** Xu HKK, Jahanmir S, Ives LK. Effect of grinding on strength of tetragonal zirconia and zirconia-toughened alumina. *Machining Science and technology* 1: 49-66, 1997 In: M. Guazzato, L. Quach, M. Albakry, MV. Swain Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic *J Dent*, 33: 9-18, 2005
- 201.** 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: 454- 463, 2005
- 202.** Vult Von Steyern P, Ebbesson S, Holmgren J, Haag P, Nilner K. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling *J Oral Rehabil*, 33: 682- 689, 2006

- 203.** Addison O, Fleming GJP, Marquis MP. The effect of thermocycling on the strength of porcelain laminate veneer (PLV) materials Dent Mater, 19: 291- 297, 2003
- 204.** Kobayashi K, Kuwajima H, Masaki T. Phase change and mechanical properties of $\text{ZrO}_2\text{-Y}_2\text{O}_3$ solid electrolyte after aging. Solid State Ionics 1981;3/4; 489- 95 In: Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview Dent Mater, 24: 289-298, 2008
- 205.** Guo X. On the degradation of zirconia cermaics during low temperature annealing in water or water vapor. J Phys. Chem. Solids, 1999, 60, 539- 546. In: Liang B, Ding C, Hanlin L, Coddet C. Study on structural evolution of nanostructured 3 mol % yttria stabilized zirconia coatings during low temperature aging. J Eur Ceram Soc. 2009
- 206.** Fernandez-Fairen M, Blanco A, Murcia A, Sevilla P, Gil FJ. Aging of retrieved zirconia femoral heads. Clin Ortho Rel Res, 462: 122- 129, 2007
- 207.** Kim YH. Comparison of polyethylene wear associated with cobalt-chromium and zirconia heads after total hip replacement J Bone Joint Surg 87: 1769-1776, 2005
- 208.** Inoue A, Asaumi K, Endo H, Fujiwara K, Mitani S, Ozaki T. Assessment of head wear more than ten years after total hip arthroplasty: 22-mm zirconia vs. metal heads. Acta Med Okayama, 60: 311- 318, 2006
- 209.** McKellop H. Frictional heating of bearing materials tested in a hip joint wear simulator Proc Inst Mech Eng [H], 211: 101- 108, 1997
- 210.** Hernigou P, Bahrami TZirconia and alumina ceramics in comparison with stainless-steel heads. Polyethylene wear after a minimum ten-year follow-up. J Bone Joint Surg Br, 85: 504- 509, 2003
- 211.** Roy ME, Whiteside LA, Katerberg BJ, Steiger JA, Nayfeh TA. Not all zirconia femoral heads degrade in vivo. Clin Ortho Rel Res, 465: 220- 226, 2007
- 212.** Allain J, Le Mouel S, Goutallier D, Voisin MC. Poor eight-year survival of cemented zirconia-polyethylene total hip replacement. J Bone Joint Surg (Br) 81: 835- 842, 1999
- 213.** Tanaka K, Tamura J, Kawanabe K, Nawa M, Oka M, Uchida M, Kokubo T, Nakamura T. Ce-TZP/ Al_2O_3 nanocomposite as a bearing material in total joint replacement. J Biomed Mater Res, 63: 262- 270, 2002

- 214.** Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G. A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 72: 239- 245, 2005
- 215.** Ban S, Nawa M, Suehiro Y, Nakanishi H. Mechanical properties of zirconia/ alumina nano-composite after soaking in various water based conditions. *Key Eng Mater* 2006; 309- 311; 1219-22 In: Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations *Japanese Dental Science Review*, 44: 3-21, 2008
- 216.** Piconi C, Burger W, Richter HG, Cittadini A, Maccauro G, Covacci V, Bruzzese N, Ricci GA, Marmo E. Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials* 19: 1489- 1494, 1998
- 217.** Rhüle M, Claussen N, Heuer AH. Microstructural studies of Y_2O_3 containing tetragonal ZrO_2 polycrystals (Y-TZP). In: Rühle M, Claussen N, Heuer AH. Editors. *Advances in ceramics*, vol. 12. Science and Technology of zirconia II. Columbus, OH: American Ceramic Society; 1984. P. 352- 370 In: Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol % yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis *Biomaterials*, 25: 5539-5545, 2004
- 218.** Ruiz L, Readey MJ. Effect of heat treatment on grain size, phase assemblage, and mechanical properties of 3 mol % Y-TZP. *J Am Ceram Soc*, 79: 2231- 2240, 1996 In: Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol % yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis *Biomaterials*, 25: 5539- 5545, 2004
- 219.** Scott HG. Phase relationships in the zirconia-yttria system. *J Mater Sci*, 10: 1527- 1535, 1975. In: Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol % yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis *Biomaterials*, 25: 5539- 5545, 2004
- 220.** Liang B, Ding C, Hanlin L, Coddet C. Study on structural evolution of nanostructured 3 mol % yttria stabilized zirconia coatings during low temperature aging. *J Eur Ceram Soc*. 2009
- 221.** Kanno T, Milleding P, Wennerberg A. Topography, microhardness, and precision of fit on ready-made zirconia abutment before/after sintering process. *Clin Impl Dent Rel Res*. 9; 156- 165, 2007

ÖZGEÇMİŞ

GENEL

ADI SOYADI	: Esra Salihoğlu
DOĞUM TARİHİ VE YERİ	: 27.11.1979 İstanbul
E-posta Adresi:	esrasalihoglu@gmail.com

EĞİTİM

1986-1990	Sabiha Hanım İlköğretim Okulu- Sakarya
1990-1997	Sakarya Anadolu Lisesi-Sakarya
1998-2004	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi-İstanbul
2005-2009	Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi-İstanbul

AKADEMİK FAALİYETLER

Katıldığı kongre ve sempozyumlar

I.Uluslararası Quintessence Kongresi	İstanbul	12-13/04/2003
EDAD '9. Uluslararası Estetik Dişhekimliği Kongresi'	İstanbul	16-18/09/2005
TPİD 'Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği' Bilimsel Toplantısı	Ankara	22-23/10/2005
IV.Uluslararası Quintessence Sempozyumu	İstanbul	28-29/04/2006
EDAD '10. Uluslararası Estetik Dişhekimliği Kongresi '	İstanbul	15-17/09/2006
DDBKV '5. Türk Dişhekimliği Dergisi Uluslararası Bilimsel Kongresi '	İstanbul	11-12/11/2006
TPİD 'Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği 16. Uluslararası Bilimsel Kongresi '	Çeşme	28-30/10/2007

YAYINLAR

Çapa N, Salihoğlu E , Kazazoğlu E. İmplant doğal dişe bağlanmalı mı? İmplantr 2006; 5: 10-16
Çapa N, Salihoğlu E , Köksal T, Kazazoğlu E. Diş-implant destekli sabit protezlerde diş intrüzyonu. Akademik Dental 2006; 8; 3: 10-14

POSTER BİLDİRİSİ

Capa N, Kazazoglu E, Kursoglu P, Salihoglu E . Fixed Protheses Supported by Zirconiumoxide Ceramic: Clinical Reports Congress of the 11th BaSS (Balkan Stomatological Society) 10-14 May 2006, SARAJEVO, BOSNIA HERZEGOVINA
--