

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ**  
**KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**TEKRARLANAN FIRINLAMALAR VE FARKLI YÜZEY BİTİRME**  
**TEKNİKLERİNİN LİTYUM DİSİLİKAT İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ CAD/CAM VE**  
**PRESLEME YOLUYLA ELDE EDİLEN CAM SERAMİKLERİN BÜKÜLME**  
**DAYANIKLILIĞI VE YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÜZERİNE ETKİSİ**

**Mustafa TURKAL**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Prof. Dr. Saadet ATSÜ**

**Prof. Dr. D. Derya ÖZTAŞ**

**2015 – KIRIKKALE**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ**  
**KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**TEKRARLANAN FIRINLAMALAR VE FARKLI YÜZEY BİTİRME  
TEKNİKLERİNİN LİTYUM DİSİLİKAT İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ CAD/CAM VE  
PRESLEME YOLUYLA ELDE EDİLEN CAM SERAMİKLERİN BÜKÜLME  
DAYANIKLILIĞI VE YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÜZERİNE ETKİSİ**

**Mustafa TURKAL**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Prof. Dr. Saadet ATSÜ**

**Prof. Dr. D. Derya ÖZTAŞ**

**2015 – KIRIKKALE**

Kırıkkale Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Doktora Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri üyeleri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 03/12/2015



Prof. Dr. D. Gürcan ESKITAŞÇIOĞLU

Yüzüncü Yıl Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

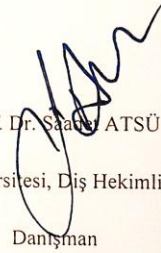
Jüri Başkanı



Prof. Dr. D. Derya ÖZTAŞ

Ankara Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Danışman



Prof. Dr. Saadet ATŞÜ

Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

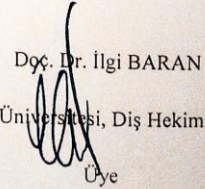
Danışman



Prof. Dr. Mehmet Ali Kılıçarslan

Ankara Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Üye



Doç. Dr. İlgı BARAN

Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

## İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	II
İçindekiler	III
Önsöz	V
Simgeler ve Kısaltmalar	VII
Şekiller	IX
Çizelgeler	X
ÖZET	1
SUMMARY	2
1 GİRİŞ.....	- 3 -
1.1 Dental Porselenler .....	- 3 -
1.1.1 Seramiğin Tanımı ve Tarihçesi .....	- 3 -
1.2 Dental Porselenlerin Yapısı .....	- 4 -
1.3 Dental Seramiklerin Sınıflaması .....	- 6 -
1.3.1 Yapım Tekniğine Göre Tam Seramik Sistemleri .....	- 6 -
1.4 IPS e.max Sistemleri .....	- 13 -
1.4.1 Üretim .....	- 16 -
1.4.2 Mikroyapı.....	- 15 -
1.5 CAD/CAM Sistemleri .....	- 16 -
1.6 Tam Seramiklerin Dayanıklılığının Saptanması için Uygulanan Mekanik Testler .....	- 21 -
1.6.1 Dayanıklılığı Etkileyen Faktörler .....	- 22 -
1.6.2 Tek Eksenli Bükülme Testleri.....	- 23 -
1.6.3 İki Eksenli Bükülme Testleri.....	- 24 -
1.7 Yüzey Pürüzlülüğü .....	- 25 -
1.7.1 Yüzey Bitirme İşlemleri ve Polisaj.....	- 26 -
1.7.2 Yüzey Pürüzsüzlüğünün Önemi .....	- 27 -
1.7.3 Yüzey Bitirme İşleminde Kullanılan Enstrümanlar ve Materyaller .....	- 27 -
1.7.4 Polisaj.....	- 29 -
1.7.5 Glaze .....	- 31 -
1.7.6 Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri .....	- 32 -
1.8 Seramik Yüzeylerinin Topografik İncelemesi .....	- 33 -

1.8.1 SEM .....	- 33 -
1.9 Tekrarlanan Fırınlamalar .....	- 34 -
1.10 Monolitik Restorasyon Anlayışı .....	- 35 -
1.11 Amaç.....	- 37 -
1.12 Hipotez.....	- 38 -
2 GEREÇ VE YÖNTEM.....	- 39 -
2.1 Press Örneklerin Hazırlanması.....	- 40 -
2.2 CAD Örneklerin Hazırlanması.....	- 43 -
2.3 Örneklere Glaze ve Tekrarlanan Fırınlamaların Uygulanması .....	- 44 -
2.4 Örneklere Mekanik Polisaj Uygulanması.....	- 45 -
2.5 Örneklerin Gruplandırılması .....	- 47 -
2.6 Profilometre ve SEM Değerlendirmeleri.....	- 48 -
2.7 Tarama Elektron Mikroskop (SEM).....	- 49 -
2.8 Biaksiyal Bükme Testi.....	- 49 -
2.9 İstatistiksel Değerlendirmeler .....	- 51 -
3 BULGULAR.....	- 52 -
4 TARTIŞMA VE SONUÇ .....	- 71 -
5 KAYNAKLAR .....	- 91 -
6 ÖZGEÇMİŞ .....	- 117 -

## ÖNSÖZ

Doktora eğitimim boyunca destek olan ve nazik ve kibar kişiliğiyle insanlara örnek olan sayın hocam Prof. Dr. Saadet ATSÜ'ye

Doktora eğitimim boyunca sevecen ve esprili tavırları ile bizleri rahatlatan ve bilgi ve tecrübesini bizimle paylaşan sayın hocam Prof. Dr. Derya ÖZTAŞ'a

Protetik Diş Tedavisi kliniğinde birlikte çalışmaktan ve aynı eğitim ortamını paylaşmaktan keyif aldığım sayın hocalarım Doç. Dr. İlgi BARAN, Yrd. Doç. Dr. Nihal ÖZCAN, Yrd. Doç. Dr. Ahmet Kürşat ÇULHAOĞLU'na

Şu anda aramızda bulanamayan, doktora eğitimim boyunca hem sosyal hemde iş ortamını beraber paylaştığım desteğini yanımda hissettiğim sevgili dostum Dr. Recep UZGUR'a

Tez sürecimde bana destek olan değerli hocam Yrd. Doç. Dr. Kaan YERLİYURT'a

Kırıkkale Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi anabilim dalı başkanlığında doktora başladığımda sorumlu asistanı olduğum 2011-2012 dönemi olan Öğrencilerime,

Benim bugünlere gelmemde büyük emekleri olan, hiçbir karşılık beklemeden beni seven, en önemlisi bana doğru bir insan olmayı öğreten Sevgili Aileme,

Tanıştığımız günden itibaren bana olan destek olan, tez çalışmamın aşamalarında bana fedakarca ve samimiyetiyle yardım eden, sevgili eşim Hümeysra AYDEMİR TURKAL'a

TEŞEKKÜRLER...

## SİMGELER VE KISALTMALAR

MPa	Megapascal
CAD	Computer Aided Design
CADD	Computer Aided Dental Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
CNC	Computer Numeric Controlled
CIM	Computer Integrated Manufacturing
SEM	Scanning Elektron Mikroskobu
ISO	International Organization for Standardization
Ra	Yüzey pürüzlülüğü değeri
N	Newton
kPa	Kilo pascal
µm	Mikrometre
mN	Milnewton

## ŞEKİLLER

Şekil 1-1: IPS e.max Sistemleri.....	- 13 -
Şekil 1-2: IPS e.max CAD .....	- 16 -
Şekil 1-3: IPS e.max Press .....	- 15 -
Şekil 1-4: 3 Nokta Bükme Testi .....	- 24 -
Şekil 1-5: 4 Nokta Bükme Testi .....	- 24 -
Şekil 1-6: Üç Top Üzeri Piston Testi.....	- 25 -
Şekil 2-1: Pres Örneklerine Ait Mumların Hazırlanma Aşamaları .....	- 40 -
Şekil 2-2: Pres Revetmanın Hazırlanması.....	- 40 -
Şekil 2-3: Mum Örneklerin Maşete Alınması ve Revetmana Alınması .....	- 41 -
Şekil 2-4: Revetmana Alınma ve Sonrasında Donma Aşaması .....	- 41 -
Şekil 2-5: Silikon Manşetten Çıkarılmış Revetman ve IPS e.max Press HT İngot. -	- 42 -
Şekil 2-6: Revetmanın Fırın ve Pres İşlemleri .....	- 42 -
Şekil 2-7: Revetmandan Pres Örneklerin Çıkartılması.....	- 43 -
Şekil 2-8: IPS e.max CAD HT ve IPS e.max Press HT Örneklerinin Glaze ve Tekrarlanan Fırınlamalar .....	- 44 -
Şekil 2-9: 3M ESPE Sof-Lex Bitirme ve Parlatma Seti .....	- 46 -
Şekil 2-10 : Gruplar .....	- 48 -
Şekil 2-11: Profilometre Cihazı.....	- 48 -
Şekil 2-12: Universal Test Makinesi .....	- 50 -
Şekil 2-13 Universal Test Makinesindeki Biaksiyal Bükülme Testinin Şematik Görüntüsü.....	- 50 -
Şekil 2-14: Biaksiyal Bükülme Testi .....	- 50 -
Şekil 3-1 Biaksiyal Bükülme Direnci Değerlerinin Fırınlamalara Göre Grafik Gösterimi.....	- 58 -
Şekil 3-2 Yüzey Pürüzlülüğü Değerlerinin Fırınlamalara Göre Grafik Gösterimi . -	- 65 -
Şekil 3-3 IPS e.max Press Örneklerinin Kontrol Fırınlama Sonrası Glaze (a) ve Sof- Lex (b) Yüzey Bitirme İşlemine Ait SEM Görüntüleri .....	- 67 -



Şekil 3-4 IPS e.max CAD Örneklerinin Kontrol Fırınlama Sonrası Glaze (a) ve Sof-Lex (b) Yüzey Bitirme İşlemine Ait SEM Görüntüleri .....	- 67 -
Şekil 3-5 IPS e.max Press Örneklerinin 1. Fırınlama Sonrası Glaze (a) ve Sof-Lex (b) Yüzey Bitirme İşlemine Ait SEM Görüntüleri.....	- 68 -
Şekil 3-6 IPS e.max CAD Örneklerinin 1. Fırınlama Sonrası Glaze (a) ve Sof-Lex (b) Yüzey Bitirme İşlemine Ait SEM Görüntüleri.....	- 68 -
Şekil 3-7 IPS e.max Press Örneklerinin 3. Fırınlama Sonrası Glaze (a) ve Sof-Lex (b) Yüzey Bitirme İşlemine Ait SEM Görüntüleri.....	- 69 -
Şekil 3-8 IPS e.max CAD Örneklerinin 3. Fırınlama Sonrası Glaze (a) ve Sof-Lex (b) Yüzey Bitirme İşlemine Ait SEM Görüntüleri.....	- 69 -
Şekil 3-9 IPS e.max Press Örneklerinin 5. Fırınlama Sonrası Glaze (a) ve Sof-Lex (b) Yüzey Bitirme İşlemine Ait SEM Görüntüleri.....	- 70 -
Şekil 3-10 IPS e.max CAD Örneklerinin 5. Fırınlama Sonrası Glaze (a) ve Sof-Lex (b) Yüzey Bitirme İşlemine Ait SEM Görüntüleri.....	- 70 -

## ÇİZELGELER

Çizelge 1-1: Dental Seramik Sınıflamaları .....	- 6 -
Çizelge 1-2: Yapım Tekniğine Göre Tam Seramik Sistemleri .....	- 7 -
Çizelge 1-3: Bitirme Ve Polisaj Aletleri .....	- 29 -
Çizelge 2-1: Çalışmada Kullanılan Dental Seramikler .....	- 39 -
Çizelge 2-2: IPS e.max Press HT Tam Seramiğin EP5000 Fırını İçin Pres Programı ...	- 42 -
Çizelge 2-3: IPS e.max CAD HT Numunelerinin Fırınlama Şartları .....	- 45 -
Çizelge 2-4: IPS e.max Press HT Numunelerinin Fırınlama Şartları .....	- 45 -
Çizelge 2-5: Yapılacak İşlemler ve Örnek Grupları .....	- 47 -
Çizelge 3-1: Bükülme Direnci İçin Tanımlayıcı İstatistik .....	- 53 -
Çizelge 3-2: Bükülme Dayanıklılıklarının Grup İçi Karşılaştırmaları .....	- 55 -
Çizelge 3-3 Bükülme Dayanıklılığı için Grup İçi Karşılaştırmaları .....	- 56 -
Çizelge 3-4: Bükme Dayanıklılıklarının Materyallere Göre Gruplar Arası Karşılaştırmaları .....	- 56 -
Çizelge 3-5 Bükülme Dayanıklılıklarının Farklı Yüzey Bitirme İşlemlerine Göre Gruplar Arası Karşılaştırmaları .....	- 57 -
Çizelge 3-6 Yüzey Pürüzlülüğü İçin Tanımlayıcı İstatistik .....	- 59 -
Çizelge 3-7 Yüzey Pürüzlülüğünün Grup İçi Karşılaştırmaları .....	- 62 -
Çizelge 3-8 Yüzey Pürüzlülüğünün Grup İçi Karşılaştırmaları .....	- 63 -
Çizelge 3-9 Yüzey Pürüzlülüğünün Materyallere Göre Gruplar Arası Karşılaştırmaları-	- 64 -
Çizelge 3-10 Yüzey Pürüzlülüğünün Farklı Yüzey Bitirme İşlemlerine Göre Gruplar Arası Karşılaştırmaları .....	- 64 -
Çizelge 3-11 Bükülme direnci ile Yüzey pürüzlülüğü arasındaki ilişki .....	- 66 -

## ÖZET

Klinik uygulamada seramik restorasyonların bitirme aşamasında oklüzal aşındırmalar veya renk uyumu gibi sebeplerle tekrarlanan fırınlamalar gerekmekte veya klinikte aşındırma sonrası yüzey pürüzsüzlüğünü sağlama amacıyla mekanik parlatma yöntemleri kullanılabilir. Uygulamalar sonrasında yüzey pürüzsüzlüğü ve direnç değerlerinde değişimler söz konusu olabilmektedir. Bu çalışmada tekrarlanan fırınlamalar ve farklı yüzey bitirme yöntemlerinin (glaze ve mekanik polisaj) CAD/CAM ve presleme yoluyla elde edilen lityum disilikat içerikli cam seramiklerin bükülme dayanıklılığı ve yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi araştırılmıştır.

Çalışmamızda 80 adet IPS e.max Press HT (Ivoclar Vivadent) ve 80 adet IPS e.max CAD HT (Ivoclar Vivadent) olmak üzere toplamda 160 adet 15 mm çapında ve 1,2 mm kalınlığında lityum disilikat içerikli cam seramik diskler ISO 6872 standardında göre hazırlanmıştır. Örneklere kontrol fırınlaması haricinde, 1., 3. ve 5. defa ek fırınlamalar uygulandıktan sonra grupların yarısına glaze diğer yarısına ise Sof-lex (3M ESPE) ile mekanik bitirme işlemi yapılmıştır. İki farklı materyalden (IPS e.max Press ve IPS e.max CAD), dört farklı fırınlama aşaması (kontrol, 1. ek fırınlama, 3. ek fırınlama, 5. ek fırınlama) ve iki farklı yüzey bitirme işlemi (Glaze ve Sof-Lex) toplamda 16 grup oluşturulmuştur. Çalışmamızda seramiklerin bükülme direncini ölçme amacıyla Universal test cihazında biaksiyal bükülme testi, yüzey pürüzlülüğünü ölçme amacıyla ise profilometre kullanılmıştır. İstatistiksel olarak tekrarlı ölçümlerde iki yönlü varyans analizi, gruplar arası karşılaştırmalarda Bağımsız T testi ile veriler  $p < 0,05$  anlamlılık düzeyinde değerlendirilmiştir.

Biaksiyal bükülme direnci açısından aynı yüzey bitirme işlemi (glaze/mechanik polisaj) uygulanmış IPS e.max Press (Glaze,  $377,87 \pm 53$  MPa; Sof-lex,  $337,95 \pm 36$  MPa) ve IPS e.max CAD (Glaze,  $369,52 \pm 90$  MPa; Sof-lex,  $343,17 \pm 53$  MPa) örneklerin kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır. Farklı yüzey bitirme işlemi uygulanan IPS e.max Press örneklerin kontrol gruplarında Sof-lex ( $337,95 \pm 36$  MPa) yüzey bitirme işleminde biaksiyal bükülme direncinin glaze ( $377,87 \pm 53$  MPa) yüzey bitirme işlemi uygulanan

örneklerden düşük olduğu bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Tekrarlanan fırınlamalar göz önüne alındığında IPS e.max CAD örneklerde kontrol, 1.,3., ve 5. ek fırınlama gruplarında fark bulunmazken, IPS e.max Press örneklerde hem glaze hem de Sof-lex yüzey bitirme işlemlerinde kontrol ve 1. fırınlama ile 5. ek fırınlamalarda fark olduğu ve ek fırınlamalarda biaksiyal bükülme direncinin azaldığı gözlenmiştir ( $p<0,05$ ). Sof-lex yüzey bitirme işlemi glaze yöntemi ile kıyaslandığında IPS e.max Press örneklerin tekrarlanan fırınlamalarla bükülme direncinin azalmasına neden olmuştur.

Yüzey pürüzlülük değerleri tüm gruplar için 0,03-0,23  $\mu\text{m}$  değerleri arasında bulunmuştur. Bu değerler Press glaze kontrol grubundaki 0,03  $\mu\text{m}$ ' luk sapma dışında klinik olarak kabul edilebilir seviyededir. Tekrarlanan fırınlamalar ile yüzey pürüzlülüğü değerleri grupların çoğunda azalmıştır. Sof-lex yüzey bitirme işlemi sonrasında hem IPS e.max Press (3. ve 5. ek fırınlama haricinde) hem de IPS e.max CAD gruplarında glaze yüzey bitirme işlemine göre daha pürüzsüz yüzey elde edilmiştir ( $p<0,05$ ). Bükülme direnci ile yüzey pürüzlülüğü arasında herhangi bir bağlantı bulunamamıştır.

#### **Anahtar Sözcükler:**

Lityum disilikat cam seramikler, Biaksiyal bükülme direnci, Yüzey pürüzlülüğü, Tekrarlanan fırınlamalar, Mekanik Polisaj

## SUMMARY

### **The Effect of Repeated Firings and Surface Finishing Techniques on Lithium Disilicate Ceramics That Formed With CAD/CAM and Press Technique on Flexural Strength and Surface Roughness.**

In clinical practice, repeated firings are necessary after occlusal grinding for providing shade harmony or various reasons. And mechanical polishing methods are necessary in order to provide surface roughness, after occlusal grinding. Surface smoothness and flexural strength values may be alter after applications. In this study, the effect of CAD/CAM, repeated firing obtained by pressing method and different finishing techniques (glazing and mechanical polishing) on the flexural strength and surface roughness of lithium disilicate-containing ceramics formed in different ways were investigated.

In our study, totally 160 discs including 80 IPS e.max Press HT and 80 IPS e.max CAD HT were prepared according to ISO 6872 that 15 mm diameter and 1,2 mm thickness. Additional firings were applied to samples at 1th, 3th, and 5th times except control firing. Half of the groups were finished with glaze and the other half were finished with mechanical finishing by Sof-lex after glaze finishing. Totally 16 groups were created. Biaxial flexural strength test was applied with Universal test machine to measure the flexural strength of the ceramic and In order to measure the surface roughness surface roughness test was performed by profilometer. Statistically two way anova was used for repeated measures comparison between groups and independent samples t test was used for comparison between two groups. And significant level was  $p < 0,05$ .

The biaxial flexural strength of IPS e.max Press and IPS e.max CAD control groups finished with same surface finishing method (glaze/mechanical finishing) did not show significant difference. The biaxial flexural strength of IPS e.max Press

control Sof-Lex ( $337,95 \pm 36$  MPa) surface finishing group were found lower than glaze ( $377,87 \pm 53$  MPa) surface finishing group. The considering all repeated firings although there were no significant differences between control group, 1., 3. and 5. repeated firings groups in IPS e.max CAD samples. There were significant differences both glaze and Sof-Lex surface finishing methods between control groups and 5. repeated firings Groups and also between 1. repeated firings Groups and 5. Repeated firings groups. Beside this lower biaxial flexural strength were observed in 5. Repeated groups ( $p < 0,05$ ). When IPS e.max Press Sof-Lex finishing groups compared with IPS e.max Press glaze surface finishing groups, flexural strength reduced with repeated firings.

Surface roughness values were found between  $0,03-0,23$   $\mu\text{m}$  and clinical acceptable level for all groups. Surface roughness values was found between  $0,03-0,23$   $\mu\text{m}$ . All surface roughness values of groups could acceptable except IPS e.max Press glaze surface finishing control group that  $0,03$   $\mu\text{m}$  deviation from clinical acceptable range. Surface roughness values decreased with repeated firings in most of the groups. After procedure of surface finishing smoother surface were obtained in both IPS e.max Press (except 3. And 5. repeated firing groups) and IPS e.max CAD groups ( $p < 0,05$ ). Sof-lex surface finishing procedure caused decrease of biaxial flexural strength in IPS e.max Press samples. There were no correlation between biaxial flexural strength and surface roughness.

**Key Words:** Lithium disilicate glass ceramics, Biaxial flexural strength, Surface roughness, Repeated firing, Mechanical finishing

# 1 GİRİŞ

## 1.1 Dental Porselenler

### 1.1.1 Seramiğin Tanımı ve Tarihçesi

İtalyanca adı “Porcella” olan bir midye cinsine benzerliği nedeniyle bu adı alan porselenin terim olarak ilk kez Marco Polo tarafından Çin'den getirilen bu tür ürünler için kullanıldığı sanılmaktadır (Wikipedia 2014).

Grekçe topraktan yapılmış anlamına gelen “Keramikos” sözcüğünden türetilmiş seramik sözcüğü Türk Dil Kurumunca “Yüksek ısıda pişirilmiş topraktan yapılan nesne” olarak tanımlanmaktadır (TDK 2015). Toprağın ya da kilin seramik anlamını taşıması için pişirilmesi zorunludur. İyi fırınlanmış bir kil kitlesi, seramik haline dönüşünde 800-1000 kg/cm<sup>2</sup>'lik bir basınca dayanabilecek güce erişebilmelidir (Baydaş 2005).

Seramik, yapısı değiştirilerek oluşturulmuş ilk inorganik cam fazlı kristalin yapısında materyaldir (The Glossary Of Prosthodontic Term 2011). Cam materyali, volkanik camlar sayesinde çok eski zamanlardan beri varolmuştur. Hipoteze göre; camın keşfi ise bir orman yangının silika kumsalı yatağına ulaşması ile gerçekleşmiştir. Çekoslovakya’da tarihi M.Ö. 23.000'lere dayanan kil esaslı seramik objelerin bulunması insanların kil, kum, cam malzemelerini ısı ile işleyip kullanabildiklerini gösterir (Wildgoose ve ark. 2004).

Porselen diş hekimliğinde ilk olarak, 1774 yılında Saint - Germainen – Laye'de eczacı Duchateau tarafından kullanılmıştır. Duchateau, bir gereksinme sonucu porselen protezi yapmıştır. Meslek gereği tatmak zorunda olduğu kimyasal maddelerin, kullandığı protezi renklendirdiği ve koku yapmasına sebep olduğu için, kemik ya da fil dişinden yapılmış olan protezi, o zamanlar Vieux- Sevres adı verilen bir tür yumuşak porselenle değiştirmeyi istemiştir. Porselen maddesinin büzülmeye

uğradığını gören Duchateau, çevre diş hekimlerinden Nicolas Dubois de Chemont ile birlikte çalışarak kullanılabilir bir protez yapmayı başarmıştır (Akın 1999).

İlk kişisel porselen dişler, 1808 yılında Paris’ te yerleşmiş İtalyan kökenli bir diş hekimi olan Giuseppe Angelo Fonzi tarafından üretilmiştir. Daha o çağlarda diş porselen sanayi Amerika’ da büyük aşamalar göstermiş ve diş hekimlerine 1838’lerde hazır porselen dişler sunulmuştur. Udius Ash, CW Peale, SS Stockton, S White ve HD Butsi gibi araştırmacılar porselen dişlerin prefabrike hazırlanmaları için gerekli fabrikaların kurulmasında büyük katkı sağlamışlardır (Akın 1999).

Vakumda porselenin pişirilmesini 1949’da Alman Gatz başarmış ve pörözitesiz düzgün yapıda seramik elde etmiştir. Bu seramikler daha çok jaket kron ve pivo yapımında kullanılabilmiştir (Baydaş 2005).

1965 yılında Mc Lean ve Hughes günümüzde kullanılan tam porselen sistemlerinin temelini oluşturan alt yapısı %40-50 oranında alumina kristalleri ile kuvvetlendirilmiş jaket kron yapımını geliştirmişlerdir (Wildgoose ve ark. 2004).

1970 ve 80’ler boyunca metal destekli porselen restorasyonlar pek çok klinisyenin ilk tercihi olmuştur. 1980’lerde ve 90’ların başında hastaların daha fazla estetik sonuçlar talep etmeleri porselen sistemlerinin daha da gelişmesine neden olmuştur (Crispin 1994).

Metal alt yapının dezavantajları, araştırmacıları daha başka arayışlara yöneltmiştir. Bunun sonucunda, ışığın doğal dişe benzer şekilde kırılarak geçebildiği ve yansiyabildiği, metal altyapı içermeyen tam porselenler üretilmiştir (Hondrum 1992).

## **1.2 Dental Porselenlerin Yapısı**

Porselen, “feldspar, kaolin ve kuartz’ın, diğer bazı elementler (potasyum oksit, sodyum oksit, kalsiyum oksit, magnezyum oksit, kalsiyum oksit, baryum oksit, borik oksit, fosfor pentaoksit) ile birlikte ısı karşısında eriyerek kaynaşmaları sonucunda oluşturdukları şeffaf seramik ürün” olarak tanımlanır. Diş hekimliğinde kullanılan



porselenlerin büyük çoğunluğu cam yapıda olup; suni dişler, gövde, inleyler ve köprü gibi diğer restorasyonların yapımında kullanılırlar (Craig ve Powers 2002, McLean ve Dentistry 1974, Yavuzylmaz ve ark. 2003, Zaimoğlu ve Can 2004).

Feldspar, potasyum alüminyum silikat ve albit karışımıdır. Kuartz ve kaoline matriks olarak yardımcı olur. Silika yapısında olan kuartz, matriks içinde doldurucu görevi yapar, pişme sonucu meydana gelebilecek büzölmeleri önler ve kitleye stabilite sağlar. Alüminyum hidrat silikatından oluşan kaolin ise porselen hamuruna elastikiyet verir, kuartz ve feldspar için bağlayıcı ve opaklaştırıcı olarak kullanılır (Zaimoğlu ve ark. 1993).

Dental porselenler, kristal ve cam fazdan meydana gelir. Cam faz, dört köşesinde O<sup>-</sup> anyonları bulunan tetrahedral bir yapının merkezinde, Si<sup>+4</sup> katyonunun konumlandığı, Si-O tetrahedral yapısı şeklindedir. SiO<sub>4</sub> tetrahedra, bir diğeriyle bu köşeleri paylaşarak bağlanmaktadır. Cam matriks olarak kullanılan silikon-oksijen ağına, potasyum, sodyum, kalsiyum, alüminyum ve borik oksitlerin ilave edilmesiyle, porselene düşük kaynaşma ısısı, yüksek viskozite (yoğun ve akışı zor yapı) ve devitrifikasyona direnç (camlaşmanın engellenmesi) gibi özellikler kazandırılır (Anusavice 2003, McLean ve Dentistry 1974, Zaimoğlu ve ark. 1993).

Seramik kristalindeki atomik bağlar hem kovalent hem de iyonik özelliktedir. Bu güçlü bağlar, seramiğin stabilitesinden sorumludur ve seramiğe sertlik, yüksek elastisite modölüsü, ısıya ve kimyasal ataklara karşı direnç gibi gerekli özellikler kazandırır. Diğer yandan bağlanma yapısı nedeniyle kırılğan hale gelen seramikler, diş hekimlerine çeşitli zorluklar oluşturur (Craig ve Powers 2002, McLean ve Dentistry 1974, Zaimoğlu ve ark. 1993).

Dental seramikler, metaller ya da akrilik rezinler gibi diğer materyallerden farklı kimyasal, mekanik, fiziksel ve ısısal özelliklere sahiptirler. Seramikler, plastiklere kıyasla korozyona daha dirençlidirler. Genellikle sıvılar, gazlar, alkaliler ve asitlerle reaksiyon yapmazlar. Uzun süre boyunca stabil halde kalabilirler. Bükölme ve kırılma dayanıklılıkları iyidir. En güçlü seramiklerden biri olan zirkonyum oksit, çelik kadar iyi bükölme dayanıklılığına sahiptir. Seramikler güçlü ve ısıya dirençli yapılar olmalarına rağmen kırılğan materyallerdir, aşırı

esnetildiğinde ya da hızla ısıtılıp soğutulduğunda kolayca kırılabilirler (Anusavice 2003, Craig ve Powers 2002).

### 1.3 Dental Seramiklerin Sınıflaması

Dental seramiklerin farklı özellikleri göz önünde bulundurularak birçok farklı şekilde sınıflandırılmışlardır ( Çizelge 1.1).

Çizelge 1-1: Dental Seramik Sınıflamaları

Fırınlamalarına Göre (Shillingburg 1997)	Kullanım Yerlerine Göre (Kosmac ve ark. 2000)	İçeriklerine Göre (O'Brien 2002)
<b>1-Yüksek ısı seramikleri</b> (1300- 1400°C)	<b>1-Hareketli protez dişlerin</b> yapımında kullanılan seramikler	<b>1-Metal Destekli Seramikler</b> <i>a.Döküm metal üzerine bitirilen seramikler</i>
<b>2-Orta ısı seramikleri</b> (1100-1300 °C)	<b>2-Jaket kronlar ve inley-</b> onleylerde kullanılan seramikler	<i>b.Metal yaprak üzerine bitirilen seramikler</i>
<b>3-Düşük ısı seramikleri</b> (850- 1100°C)	<b>3-Vener seramikleri</b>	<b>2.Metal Desteksiz Seramikler</b> <i>a.Feldspatik</i>
<b>4-Ultra düşük ısı seramikleri</b> (>850°C)	<b>4-Anterior ve posterior</b> köprülerde kullanılan seramikler	<i>b.Dökülebilir Cam Seramik</i> <i>c.Güçlendirilmiş Alt Yapı</i>

#### 1.3.1 Yapım Tekniğine Göre Tam Seramik Sistemleri

Bazı yazarlara göre sınıflamalar değişmesine rağmen yapım tekniğine göre temelde 4 grupta (Çizelge 1.2) sınıflandırılmaktadır (Hondrum 1992, Rosenblum ve Schulman 1997, Yaluğ ve Coşkun 2002).

**Çizelge 1-2: Yapım Tekniğine Göre Tam Seramik Sistemleri**

Dökülebilir Porselen Sistemleri	<ul style="list-style-type: none"><li>- Dicor (Dentsply, U.S.A.)</li><li>- Cerapearl ( Kyocera, U.S.D.)</li></ul>
Refraktör Day Üzerine Hazırlanan Porselen Sistemleri	<ul style="list-style-type: none"><li>- Cerestore\Alceram (Innotek Dental Corp.,U.S.A.)</li><li>- Mirage (Myron Int, Inc. Kansas City, Canada)</li><li>- Optec (Jeneric, Pentron Inc., U.S.A.)</li><li>- Hi-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Almanya)</li><li>- In-Ceram Alumina (Vita-Zahnfabrik, Almanya)</li><li>- In-Ceram Spinel (Vita-Zahnfabrik, Almanya)</li><li>- In-Ceram Zirkonya (Vita-Zahnfabrik, Almanya)</li></ul>
Isı Altında Sıkıştırılabilir Porselen Sistemleri	<ul style="list-style-type: none"><li>- IPS-Empress (Ivoclar, Switzerland)</li><li>- IPS-Empres II (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)</li></ul>
Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim Tekniği; CAD-CAM Sistemi	<ul style="list-style-type: none"><li>- Cerec (Siemens, Almanya)</li><li>- Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn)</li><li>- Procera AllCeram (Procera Sanvik, Sweden)</li><li>- Everest Sistemi (Kavo Dental, Biberach, Almanya)</li><li>- ZENO Tec Sistemi (Wieland, Pforzheim, Almanya)</li><li>- Hint-Els Sistemi (Digident, Griesheim, Almanya)</li></ul>

### **1.3.1.1 Dökülebilir Porselen Sistemleri**

Kayıp mum ve katı seramik ingotların döküm tekniği ile uygulanan sistemdir. Bu grup içerisinde Dicor ve Cera Pearl bulunmaktadır.

#### **1.3.1.1.1 Dicor ( Dentsply, New York, Pensilvania, USA )**

Dökülebilir seramikler içerisinde ilk geliştirilen sistem Dicor'dur. Cam ve kristalin formdan oluşan Dicor, tetrasilik mika olan polikristalin bir seramiktir ve içeriğinin %45'i cam, %55'i kristalindir. Dökümdeki laboratuvar aşamaları santrifüjlü döküm tekniğine çok benzemektedir. Dicor'un kimyasal içeriği; CaO, P<sub>2</sub>O<sub>5</sub>, SiO<sub>2</sub>, 2O<sub>2</sub>, MgO, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>'dan ve renklendirici ajanlardan oluşmaktadır (Altunsoy 2001).

Kayıp mum tekniği kullanılarak oluşturulan restorasyonda laboratuvar aşamasında revetman olarak Dicor'un kristalizasyon sonrası büzülmesini revetmanın genişlemesi ile tolere edebilecek fosfat bağlı revetman kullanılmaktadır. Dökümün ilk aşamasında restorasyon şeffaf cam görünümündedir, kristalizasyon ısı altında revetman içerisinde yapılır ve şeffaf cam görünümdeki restorasyon buzlu bir yapı görünümünü alır ve kristalizasyonla birlikte restorasyonun direnci artmış olur. Daha sonrasında revetmandan çıkartılan restorasyona renklendirme ve boyama işlemi uygulanır (Koutayas 2000).

Endikasyonu; tek kron, laminate vener ve inleylerdir. Posterior bölgedeki okluzal yüz preperasyon miktarı 2 mm olarak önerilmektedir. Preperason şekli ise metal destekli seramiklere benzerdir. Kor materyali olarak da kullanılabilir (Anusavice 2003).

#### **1.3.1.1.2 Cera Pearl ( Kyocera Corp, Tokyo, Japan )**

Kimyasal içeriği CaO, P<sub>2</sub>O<sub>5</sub>, SiO<sub>2</sub> ve MgO olan Cera Pearl ilk kez Hobo ve Ivata tarafından uygulanan apatit seramik olup yapısı amorfudur. Endikasyon alanı ve laboratuvar aşamaları Dicor ile benzerdir (Altunsoy 2001).

### **1.3.1.2 Refraktör Daylar Üzerinde Fırınlanan Seramikler**

#### **1.3.1.2.1 Cerestore ( Coors Biomedical Co, Lakewood, CO, USA )**

Kimyasal yapısında %65- 70 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, %8- 10 MgO içeren ve “*Non-shrink ceramic*” olarak adlandırılan bu sistemde fırınlama aşamalarında büzülme olmamaktadır. Bu seramiklerde kristalize olmuş magnezyum alüminyum oksit enjeksiyon sistemi kullanılmaktadır. Yeterli seramik desteği ve kenar uyumu için kor ya da koping, mumdan oluşturulur. Yüksek alumina kristallerine sahip seramik materyali eritilir, kor oluşturulur. Bu amaçla, 12 saat süreyle fırınlanması gerekmektedir. Daha sonra, korun üzeri yüzey seramiği ile kaplanarak, restorasyon son haline getirilir (Strub 1992, Wall ve Cipra 1992, Webber ve ark. 2003, Wohlwend ve ark. 1989). Büzülmenin engellenmesi organik bağlayıcının (180-800°C) silikata dönüşmesi ve cam yapı içerisinde alması ile sağlanabilmektedir. Diğer sistemlerde bağlayıcı elimine edilmektedir (Hondrum 1992, Williamson ve ark. 1996).

#### **1.3.1.2.2 Mirage ( Myron International Kansas City, KS, USA )**

Zirkonyum oksit kristalleri ile güçlendirilmiş, büzülme oranı %8-12 arasında olan kor seramiğidir. Mirage seramik sistemleri inley ve tam seramik kronlar için önerilmektedir (Shillingburg 1997, Yen ve ark. 1993).

#### **1.3.1.2.3 Optec ( Jeneric/ Pentron, Wellingford, Connecticut, USA )**

Lösit içeriği %50.6 olan feldspatik porselendir. İçeriğindeki lösit kristallerinden dolayı diğer feldspatik porselenlere göre daha yüksek dayanıklılığa sahiptir. Tam seramik yapımında kor yapımına gerek yoktur. Toz-likit tekniği kullanılarak restorasyon yarı geçirgen day modeller üzerinde işlenir. Bu seramik sistemlerin esneklik dayanıklılığı 146 MPa'dır. Endikasyon alanı; venerler, inley ve onleylerdir. İnley ve onleylerdeki kırılmaya bağlı başarısızlık %13 olarak belirtilmiştir (Molin ve Karlsson 1992, Molin ve ark. 1996).

#### **1.3.1.2.4 Hi-Ceram ( Vita, Bad Sackingen, Almanya )**

Kimyasal kompozisyonun %70'i  $Al_2O_3$  içerdiğinden dolayı konvansiyonel seramiklere göre dayanıklılığı %25 daha yüksek seviyededir. Day materyali, kor seramiği ve venter seramik eşit ısıl genleşme katsayısına sahip olduğu için seramik restorasyon direk olarak day üzerinde oluşturulur ve fırınlama sonrasında day materyali kumlama ile uzaklaştırılmaktadır (Ersu 2001, Piddock ve Qualtrough 1990).

### **1.3.1.2.5 In-Ceram ( Vita, Bad Sackingen, Almanya )**

#### ***In-Ceram Spinell***

Magnezyum ve alüminyumun 1:1 oranında karıştırılarak 1600°C endüstriyel olarak üretilen spinel kristalleri kübik geometride, renkli ya da renksiz, camsı, transparant veya opak görünümde olan doğal bir mineraldir. Buharlaştırma derecesi son derece yüksek ( 2135 °C ) ve ısı iletkenliği oldukça düşüktür. Asitlere karşı yüksek dirençlidir. Günümüze değin, In-Ceram tekniğinde kor materyali olarak spinel tozu uygulamaları ile başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Spinel tozu ile hazırlanan koron, Vitadur Alpha ile venterlenmesi yöntemi ile seramik restorasyonlar yapılmaktadır. İnley, onley ve anterior tek kronlarda başarılı sonuçlar elde edilmektedir (Vita In-Ceram Spinell Guide Book).

#### ***In-Ceram Alumina***

Alüminyum oksitinin diğer bir adıyla Korondumun ısıya cevabı ve aşınmaya direnci son derece iyi olan korondum, farklı endüstrilerde, biyolojik uyumluluğuna bağlı olarak da medikal ve dental alanlarda kullanılmaktadır (Küçükşen ve ark. 2010, Vo ve ark. 2015).

Bu sistemde, ortalama boyutu yaklaşık olarak 3µm olan tanecik dağılımı kullanılmaktadır. 1120°C'de  $Al_2O_3$  partiküllerinin temas noktalarından bir bağ oluşturdukları, sinterleme yöntemi uygulanır. Bundan sonraki aşamada yani cam infiltrasyonu aşamasında, yüksek dayanıklılığa sahip, diş renginde ve translusensisinde Vita In-Ceram Alumina elde edilir. Cam infiltrasyonu için, korondumu ıslatabilirliği çok yüksek olan özel bir cam kullanılır. Bu özel cam,  $Al_2O_3$

partikülleri arasındaki serbest pöröziteleri tamamen doldurabilmesi amacıyla, infiltrasyon için gerekli ısı olan 1100 °C’ de, çok düşük bir viskoziteye sahiptir. İnfiltrasyonun ardından elde edilen kor, Vitadur Alpha ya da VM7 ile veneerlenir. Özellikle, anterior ve posterior tek kronlar ve anterior 3 üyeli köprülerde endikedir (Pieger ve ark. 2014).

### ***In-Ceram Zirkonya***

Vita tarafından uzun araştırmalar sonrasında geliştirilen bu sistem tam seramik restorasyonlarda, altyapı olarak, zirkonyum ve alüminyum oksit karışımı kullanılmaktadır. Bu sayede kırılma direnci ve kırılma sertliklerinde belirgin bir artış elde edilmektedir. Yeni bir seramik olan In-Ceram Zirkonya, posterior kron ve 3 üyeli köprüler için endike olup, Vita tarafından, kırılma kuvvetlerine karşı daha dayanıklı olabilmesi amacıyla geliştirilmiştir. %33 oranında stabilize zirkonyum oksitin, orjinal bileşime ilave edilmesiyle seramik kuvvetlendirilmiştir (Conrad ve ark. 2007).

Zirkonyum 3 farklı gren fazı gösterir:

-Kübik faz

-İntermediate tetragonal faz

-Monoklinik faz

Kübik faz, saf zirkonya için sadece çok yüksek sıcaklıklarda stabil olabilen fazdır. İntermediate tetragonal faz, seramiğin tanecik boyutuna ve ilave edilen konsantrasyona bağlı olarak oda ısısında stabilize olabilir. Monoklinik faz ise düşük ısıda stabilize olabilmektedir (Koçak 2006).

Vita In-Ceram Zirkonya’da büzülme meydana gelmez, kenar uyumu çok iyidir. Zirkonyum oksit, seramik materyal grupları içerisinde, kırılma rezistansı en yüksek olan materyaldir. Blok halinde de mevcuttur. In-Ceram Zirkonya blokları ile infiltrasyon sonrası mükemmel uyum sağlanır. Blok ve slip materyalleri Vitadur Alpha ile veneerlenir. Posteriora çok üyeli köprülerin yapımı için uygundur.

Esneleme direnci 700 MPa ve kırılma sertliği ise 7 MPa' dır (Vita In-Ceram Zirconia Guide Book).

### **1.3.1.3 Isı Altında Sıkıştırılabilir Porselen Sistemleri**

#### **1.3.1.3.1 IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Leichtenstein)**

1990 yılında Wohlewend ve Scharer tarafından Zürich Üniversitesinde tarif edilen bu sistemin üretimi Ivoclar Vivadent tarafından 1991 yılında yapılmış ve piyasaya sürülmüştür. Aslında yapısı feldspatik porselen olan bu sisteme lösit kristalleri eklenmiştir (Liu 2005, Liu ve Essig 2008, Rekow 1991).

Laboratuvar aşamaları incelenecek olursa; ilk olarak ölçüden elde edilen model üzerinde hazırlanan mum modelaj özel revetmanına alınır. Özel fırınında 1150°C'de modelaj mumu eritildikten sonra elde edilen boşluğa cam porselen tabletler ısı ve vakum altında preslenir. Fırınlama sırasında geleneksel porselen sistemlerinde toz halinden katı hale geçerken görülen büzülme bu sistemde görülmez. Soğuma esnasında görülen büzülme ise cam ile benzer genişleme katsayısına sahip revetman ile önlenir. Lössit kristalleri ile yüksek translüsentlik elde edilir (Liu 2005, Siervo ve ark. 1992). Böylelikle estetik kuronlar elde edilebilir. Ancak renklenmiş dişleri, metal bir alt yapıyı ve metal implant üstü destekleri maskeleyemez. Bu gibi durumlarda bu sistemin kullanılması önerilmez.

IPS Empress'in fiziksel özellikleri ve endikasyon alanları incelenecek olursa; bükülme dayanıklılığı ortalama 84-134 MPa (Bindl ve Mormann 2002, Heymann ve ark. 1996, Otto ve De Nisco 2002) ve kırılma tokluğu 1,29-1,7 MPa m<sup>1/2</sup>'dir (ceramics. 2014, Mormann ve Bindl 2002, von Schroeter ve ark. 2004). Düşük bükülme direnci sebebiyle anterior bölge tek kuron ve laminate kuron, inley, onley restorasyonları yapımında kullanılmaktadır.



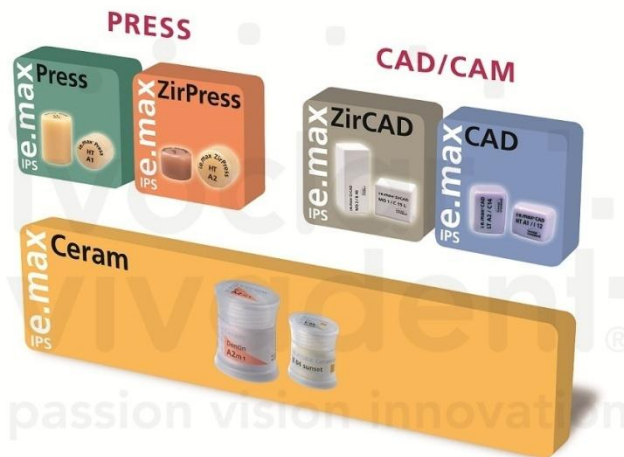
### 1.3.1.3.2 IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaa, Leichtenstein):

IPS Empress I'den kısa bir süre sonra yine Ivoclar (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) tarafından 1998'de geliştirilmiştir. Bu sistemde lityum disilikat cam alt yapı kullanılır. Bu altyapı, ya kayıp mum tekniği ve ısıyla presleme ya da fabrikasyon blokların freze tekniği ile işlenmesiyle hazırlanır.

IPS Empress II'nin fiziksel özellikleri, IPS Empress I'e göre çok daha yüksek seviyededir. Bükülme direnci 300-400 MPa (ceramics. 2014, ceramics. 2003) kırılma dayanımı 2.8-3.5 MPa/ m<sup>1/2</sup>'dir (Brochure 2014). Bu sayede en son distal destek ikinci premolar olmak kaydıyla ön ve arka bölgede üç üyeli sabit bölümlü protez uygulamalarında kullanılabilir (Andersson ve ark. 1998, Giordano 2006, Oden ve ark. 1998).

Alt yapı üzerine floroapatit esaslı bir venter porseleni olan IPS-Eris (Ivoclar Vivadent) ve feldspatik içerikli düşük ısı porseleni uygulanır, bu sayede ışık geçirgenliği artmış yarı translüsent bir restorasyon elde edilir (Andersson ve ark. 1998, Boening ve ark. 2000).

## 1.4 IPS e.max Sistemleri



Şekil 1-1: IPS e.max Sistemleri

IPS e.max sistemi, 2005 yılında IPS Empress 2'ye kıyasla geliştirilmiş seramik materyali olarak piyasaya çıkarılmıştır. Kullanıcısına hem press, hem de CAD/CAM teknolojisi için estetik ve dayanıklı ürünler sunmaktadır. Bu özellikleriyle estetik sonuçlar elde etmeyi sağlayan pres teknolojisi alanında, estetik cam seramik ingotlar olan IPS e.max Press, ve zirkonyum dioksit üstünde çabuk ve etkin bir cam seramik olarak kullanılan IPS e.max ZirPress ürünleri mevcuttur.

Empress 2 tüm seramik sisteminin daha gelişmiş versiyonu olan IPS e.max Press (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Leichtenstein) restorasyonlar; lityum disilikat cam seramik içeriğe sahip olan ingotların preslenmesi ile elde edilmektedir (Şekil 1.3).

IPS e.max sistemi şu 5 komponenti içeren bir tüm seramik sistemidir

-IPS e.max Press (presleme tekniği için lityum disilikat cam seramik ingotlar)

-IPS e.max ZirPress (Press-on teknik için florapatit cam seramik ingotlar)

-IPS e.max CAD (CAD/CAM teknik için lityum disilikat cam seramik bloklar)

-IPS e.max ZirCAD (CAD/CAM teknik için zirkonyum oksit bloklar)

-IPS e.max Ceram (florapatit kaplama seramiği)

Yeni geliştirilen seramik altyapı ile elde edilen restorasyonlar daha estetik ve  $400 \pm 40$  MPa'lık mukavemeti ile cam-seramik restorasyonun konvansiyonel simantasyonuna izin verdiği bildirilmiştir. Bu ingotlar farklı iki derecede opasitede mevcuttur. Ayrıca yine bu sistemle geliştirilen IPS e.max ZirPress (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Leichtenstein)'in florapatit içeriği ile zirkonyum altyapılı tüm seramik restorasyonların veneer porseleni ile kaplanmasına alternatif olarak geliştirildiği belirtilmiştir. Bu sistemde amaç zirkonyum altyapılı seramiklerin, florapatit ingotların preslenmesi ile kaplanması ve optik özelliklerinin doğal dişe daha yakın hale getirilmesidir. İşlemin ardından restorasyona veneer porseleni

eklenebildiği ya da ekstrensek olarak renklendirilebildiği bildirilmiştir (Pieger ve ark. 2014).

IPS e.max Ceram; nano-fluorapatit ve düşük ısı cam seramiği hem press teknolojisi, hem de CAD/CAM teknolojisi ile üretilen restorasyonlar için karakterizasyon ve yığma seramiği olarak kullanılmaktadır. Bu materyal feldspar veya lösit içermemektedir. Bu universal yığma materyali ile maksimum estetik ve doğallıkta restorasyonlar elde edilebilmektedir. IPS e.max Ceram geliştirilirken, çeşitli materyallerin, çeşitli renk ve opasite derecelerinde kullanılmasına önem verilmiştir. Nano-fluorapatit kristaller içeren bu yeni madde jenerasyonu, vital dişlerin kristal yapı özelliklerini gösterdiği gibi yığma maddesinin tipine göre translusens, parlaklık ve opalasens değerlerin ayarlanabildiği kombinasyonlar sağlamaktadır.

IPS e.max lityum disilikat; iğne uçlu kristal yapıya sahiptir ve bu yapı materyale oldukça iyi dayanıklılık ve üstün optik özellikler kazandırmaktadır. IPS e.max lityum disilikat geleneksel olarak preslenebilmekte ya da CAD/CAM teknolojisi ile işlenebilmektedir. Dayanıklılığı ve çok yönlülüğü sayesinde;

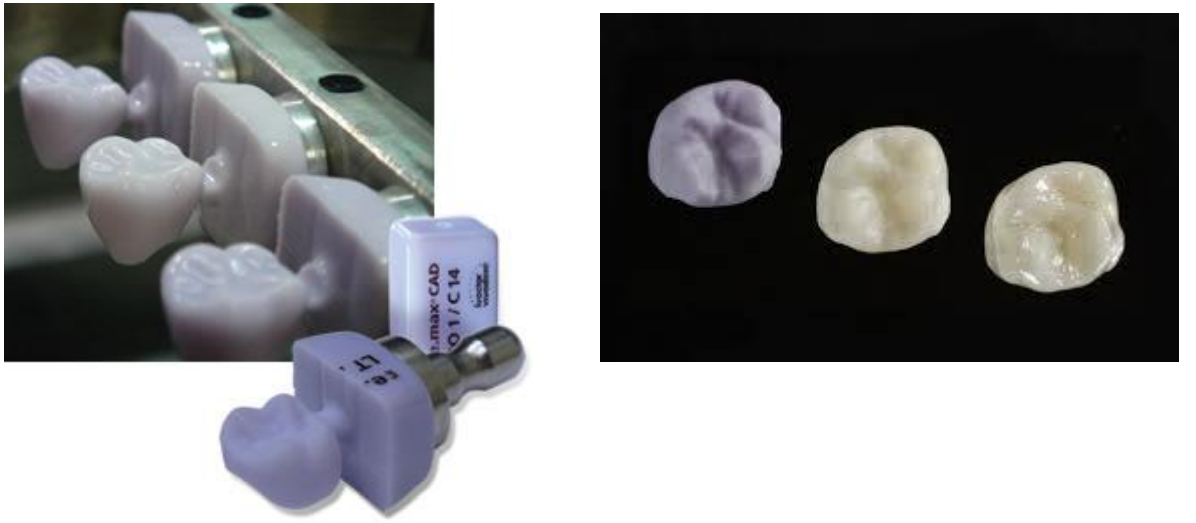
- anterior/posterior kronlar
- inleyler/onleyler
- veneerlar
- ince veneerlar
- teleskop kronlar
- implant restorasyonlar
- anterior 3 üyeli köprü altyapıları (2.premolara kadar; sadece presleme ile) uygulamalarında kullanılabilir (Conrad ve ark. 2007, Della Bona ve Kelly 2008, Guess ve ark. 2011).

## 1.4.1 Üretim

Cam seramikler kimyasal bileşenlerine ve/veya uygulamalarına göre kategorize edilirler. IPS e.max lityum disilikat; kuartz, lityum dioksit, fosfor oksit, alümina, potasyum oksit ve diğer bileşenlerden oluşmaktadır. Bu tozlar bir ergimiş cam elde etmek için kombine edilir. Bal kıvamına benzer, uygun vizkozite elde edildiğinde ergimiş cam istenilen şekildeki metal kalıplara dökülür. Daha sonra materyal kalıp içerisinde soğumaya bırakılır. Bloklar veya ingotlar materyalin şekline ve rengine göre parti parti üretilirler. Cam ingotlar veya bloklar daha sonra presleme tekniği (IPS e.max Press) ya da CAD/CAM teknolojisi (IPS e.max CAD) ile işlenirler (Belli ve ark. 1997, Marquardt ve Strub 2006).

### 1.4.1.1 IPS e.max CAD

IPS e.max CAD "mavi blok" iki basamaklı kristalizasyon işlemini kullanır. İki basamaklı kristalizasyonda kontrollü çift nükleasyon işlemi gerçekleşir. İlk basamakta lityum meta-silikat kristalleri çöker. Elde edilen cam seramik bu aşamada aşındırma için uygun özelliktedir ve içeriğindeki ilave renklendiriciler nedeniyle mavi renklidir.



Şekil 1-2: IPS e.max CAD

İkinci ısıl işlem aşındırma tamamlandıktan sonra yapılı ve meta-silikat faz tamamen çözünür, lityum disilikat kristalize olur. Bu ısıl işlem porselen fırınında 840-850°C’de gerçekleştirilir. Bu işlem sonunda cam matriks içinde hacimce %70 kristal faz içeren ince grenli cam seramik restorasyonlar elde edilir (Belli ve ark. 1997).

#### 1.4.1.2 IPS e.max Press

IPS e.max Press materyali IPS e.max CAD’e başlangıçtaki cam ingotların yapımı kadarıyla benzese de farklı tozların eritilmesinden ve oda sıcaklığına kadar soğutulmasından elde edilirler. Cam formasyonunu takiben ingotlar nükleasyon ve kristalizasyon için tek bir ısıl işlem görürler. Bu ingotlar yaklaşık 920 °C’de 5-15 dakikada preslenerek %70 kristalin lityum disilikat restorasyonlar elde edilir (ScientificDocumentationIPSemax. 2005).



Şekil 1-3: IPS e.max Press

### 1.4.2 Mikroyapı

#### 1.4.2.1 IPS e.max CAD

Üretim sırasında IPS e.max CAD materyali iki kristal tipine ve iki mikroyapıya sahip olur. Ara lityum meta-silikat kristal yapısı,  $Li_2SiO_3$ ; frezlerin aşırı derecede

yıpranmasına neden olmayacak şekilde kolaylıkla frezelenme özelliği sağlar. Aşındırmaya karşı yeterli dayanıklılık ve toleransa sahiptir ve aynı zamanda yeterli kenar bütünlüğünü de korur. Eğer son restorasyon yoğun chromaya sahip olursa bu aşamada blok yoğun mavi renkte olur. Mavi renkteki bu cam seramik kristal boyutları yaklaşık 0.5 µm çapında olan hacimce %40 oranında lityum meta-silikat kristalleri içerir.

Son aşamadaki mikroyapı ise lityum disilikattan ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ) oluşur ve restorasyona yüksek dayanıklılık ve translusensi gibi mekanik ve fiziksel özelliklerini kazandırır. Bu aşamadaki cam seramik kristal boyutları yaklaşık 1,5 µm olan hacimce %70 lityum disilikat kristallerinden oluşur (Belli ve ark. 1997).

#### **1.4.2.2 IPS e.max Press**

Preslenebilir lityum disilikat materyalin mikroyapısı hacimce yaklaşık %70 oranında cam matrisi içerisinde kristalize iğne uçlu lityum disilikat kristalleri içerir. Bu kristallerin uzunluğu yaklaşık 3-6 µm kadardır. IPS e.max Press ve IPS e.max CAD'in kristalleri aynı kompozisyondadır. Her iki yapı da %70 lityum disilikattan oluşur ancak bu kristallerin büyüklük ve uzunlukları farklıdır. Bu yüzden iki materyalin elastiklik modülü, kimyasal çözünürlüğü gibi özellikleri benzerdir (Belli ve ark. 1997, Conrad ve ark. 2007, Della Bona ve Kelly 2008, Holand ve ark. 2006, Marquardt ve Strub 2006).

### **1.5 CAD/CAM Sistemleri**

Bilgisayar destekli tasarım (CAD-Computer Aided Design), bilgisayar destekli üretim (CAM-Computer Aided Manufacturing), CAD/CAM sistemleri kullanılarak hem çalışma yöntemleri basitleştirilmiş hem de daha yeni ve daha iyi materyallerin kullanılabilmesi mümkün olmuştur (Hager ve ark. 2001, May ve ark. 1998).

CAD/CAM sistemlerin geliştirilmesindeki amaç; geleneksel ölçü yöntemlerini elimine etmek, yapılacak restorasyonun doğal anatomisine, fonksiyonlarına ve preparasyonuna göre bilgisayar kullanarak tasarımını yapmak, masa başında restorasyonu üretebilmek, restorasyon kalitesini arttırmak (mekanik direnç, kenar uyumu, yüzey kalitesi) ve daha iyi bir estetik sağlamaktır (Christensen 2001).

İnley, onley, kuron ve sabit parsiyel protezlerin yapımı için; Procera, Cercon, ve Cerec gibi çeşitli CAD/CAM sistemleri geliştirilmiştir (Koçak 2006). Cerec ve Hint-Els sistemleri hem ofiste hem de laboratuvarında kullanılabilen sistemlerdir. Laboratuvar CAD/CAM'inde son 10 yılda belirgin derecede artış olmuştur. DCS, Precident, Cerec InLab, Lava ve Procera bu sistemlerin birkaçıdır (Liu 2005).

CAD/CAM sistemleri ile ilgili yapılan bir sınıflama makine destekli üretimin, klinikte ya da laboratuvarında gerçekleştirilmesine göre yapılmaktadır. Eğer restorasyon klinikte direkt olarak diş hazırlığı ile aynı seansta üretilirse, bu "chair-side concept" olarak isimlendirilir. Direkt yöntemin avantajı tüm işlemin tek seansta tamamlanması dolayısıyla zamandan tasarruf sağlamasıdır. Eğer yöntem diş laboratuvarı işlemi gerektirirse bu "lab-side concept" olarak ifade edilir. Laboratuvarında kullanılan sistemin avantajı bu cihazların farklı işlemlerde kullanılabilmesidir (Hickel ve ark. 1997, Mehl ve Hickel 1999).

#### **1.5.1.1.1 Cerec**

BRAINS AG tarafından tasarlanan ve Siemens (günümüzde Sirona Dental Systems) firması tarafından geliştirilen Cerec ya da "CEramic REConstruction" sistemi klinikte kullanılan ilk CAD/CAM sistemidir (Heymann ve ark. 1996, Otto ve De Nisco 2002).

Cerec 3'te kullanım, uygulama alanı ve teknik açıdan bazı yenilikler getirilmiştir. Bu yenilikler sırasıyla;

- Üç boyutlu ağız içi kamera ve dijital radyografi ünitesinin eklenmesi

- Ağız içinden alınan görüntüler sayesinde restore edilecek dişin ve restorasyonun tüm noktalarının ayrıntılı olarak kaydedilebilmesi
- Cerec 3'ün freze ünitesine ikinci elmas silindirin eklenmesi sayesinde okluzal detayların Cerec 2'ye göre daha iyi verilebilmesi
- Cerec 3 sistemi ile bir restorasyonun tamamlanabilmesi için gereken süre Cerec 2 sistemine göre %27 oranında kısalması
- Bir sonraki restorasyonun önceki şekillendirilirken tasarlanabilmesi (Mormann ve Bindl 2002).

Cerec 3 sistemi porselen inley, onley, parsiyel ve tam kuron yapımının yanı sıra üç-üniteli köprü restorasyonlarının altyapısı için InCeram Zirkonia bloklarını da kullanabilmektedir (Mormann ve Bindl 2002). Geliştirilmiş ağız içi kamerası ile giriş aksları ve preparasyon tek açıdan kaydedilebilmektedir. Aşındırılma ünitesinde bir restorasyonun üretimi devam ederken, tasarım ünitesinde başka bir restorasyon dizayn edilebilmektedir. Restorasyonların aşındırıldığı bloklarda renk seçenekleri kısıtlıdır. yüzey boyama yöntemiyle bu kısıtlılık aşılmaya çalışılsa da estetiğin önemli olduğu bölgelerde istenilen sonuçlar elde edilemeyebilmektedir. Ayrıca preparasyon sınırının dişeti seviyesinin altında olduğu olgularda preparasyonun kenar sınırının ölçüsünün alınması ve restorasyonun şekillendirilmesi zorluklara neden olmaktadır.

Restorasyonlarda kırık oluşması Cerec sistemi ile ilgili yapılan araştırmalarda en sık görülen başarısızlık nedenleridir. Oluşan seramik kırıklarının birçok nedeni vardır. Okluzal ilişkinin düzenlenememesi ve yeterli cila işlemlerinin yapılmaması Cerec Vita Mark I ve II'nin kırılma riskini arttırmaktadır. Materyalin kalınlığının yetersiz olması bir diğer kırık nedenini oluşturmaktadır.

Hazırlanan kavitenin 3 boyutlu verileri temas olmaksızın, ağız içi kamera aracılığı ile elde edilmektedir.



### **1.5.1.1.2 Cercon**

Cercon sistemi (Dentsply Ceramco), İsviçre Devlet Teknoloji Enstitüsü ve Zürih Üniversitesinin işbirliği ile 1998 yılında geliştirilerek 2002 yılında diş hekimliği sektörüne sunulmuştur (Cercon Smart Ceramics Clinical Manual 2005).

2005 Haziran ayında piyasaya sürülen Cercon Art CAD Design adı altında Computer Aided Design sistemini de içeren yeni bir Cercon sistemi kullanılmaya başlanmıştır. Bu sistem; Cercon Brain lazer tarayıcı ve aşındırıcı, Cercon Heat sinterleme fırını, Cercon Clean ve Cercon Art CAD bölümlerini içerir. Tek kuron ve kısa köprülerin yapımında kullanılır. Önceki modelde de olduğu gibi y-TZP altyapı blokları (Cercon Base) ve üstyapı porseleni (Cercon Ceram Kiss) kullanılmaktadır. Buradaki tek fark teknisyenin hazırladığı mum modelaj değil dayın kendisi taranır ve bilgisayar ekranına yansıtılır, ardından özel yazılım kullanılarak (Cercon Art 1.1) modelaj monitör üzerinde sanal olarak işlenir CAD, ve ana makineye gönderilen komutla altyapının aşındırılması gerçekleştirilir (Brochure 2014).

### **1.5.1.1.3 Everest**

Everest sistemi, Kavo firması tarafından üretilen anterior ve posterior bölgelerde uygulanabilecek kuron ve köprü protezlerinin altyapısının oluşturulması için kullanılan bir CAD/CAM sistemidir. Temel olarak tarayıcı ünite, aşındırıcı ünite ve sinterleme fırınından oluşan bu sistemde altyapılar zirkonyum oksit, titanyumdan veya cam seramik bloklardan da elde edilebilmektedir (Everest Materials 2008).

Everest sistemi ile inley, onley, ön-arka bölge kuron ve köprü protezleri üretilmektedir. Everest Scan sayesinde 14 üyeli köprülere kadar tarama işlemi gerçekleştirilebilmektedir. Ayrıca karşıt dişlerin üç boyutlu görüntüsünün alınmasından dolayı alt yapılar anatomik olarak doğru tasarlanabilmektedir (Everest Energy Software Brochure).

#### **1.5.1.1.4 Hint-Els**

İlk olarak prototipi 1996 yılında tanıtılan Hint-Els sistemi 1999 yılında diş hekimliği sektörüne sunulmuştur. Geniş ürün yelpazesine sahip sistem, optik tarayıcısı ve tasarım için geliştirilmiş özel yazılımı ve frezelemede kullanılan ekipmanlarının uyum içinde çalışması sayesinde altyapı hazırlığını tam otomatik olarak tamamlanmasına olanak sağlamaktadır.

#### **1.5.1.1.5 Zeno**

Zeno Wieland firması tarafında diş hekimliği sektörüne sunulmuş CAD/CAM sistemidir. Sistem sadece tam seramik restorasyonlar için değil metal seramik restorasyonlar için de altyapı üretimi amacıyla tasarlanmıştır ve geniş bir endikasyon yelpazesine sahiptir. '3 shape D200' adındaki tarayıcı makinesi iki farklı kamerayla çalışmaktadır. Taranan model veya day 3 yönde hareket ettirilerek daha fazla detayın lazer okuyucu tarafından tespit edilmesine olanak vermektedir. Her bir dayanağın taranması ortalama 1-2 dakikada tamamlanmaktadır (Zeno Tec System Brochure 2006).

#### **1.5.1.1.6 Procera All-Ceram Sistem**

Andersson ve Oden, Nobel Biocare ve Sandvik Hard Materials işbirliği ile 1993'de ProceraAllCeram sistemini geliştirmişlerdir (Andersson ve ark. 1998, Oden ve ark. 1998). Procera dental restorasyonlarda kullanılan yoğun sinterlenmiş alüminyum oksit (%99,5) yapıları için geliştirilmiş bir CAD/CAM metodudur. Procera sistemi ile CAD/CAM teknolojisi kullanılarak alüminyum oksit (Procera AllCeram), zirkonyum oksit (Procera AllZirkon) ve titanyum (Procera AllTitan) alt yapılı restorasyonlar elde etmek mümkündür (Boening ve ark. 2000, Giordano 2006, May ve ark. 1998).

### **1.5.1.1.7 Lava Sistem**

Lava sistemde yüksek dayanıklı zirkonyum alt yapıları elde etmek için %3 mol yitriumla kısmi olarak stabilize edilen zirkonyum polikristal içerik kullanılır. Bu presinterize ZrO<sub>2</sub> seramik bloklar dışında Lava sistem; optik tarayıcı (Lava Scan), bilgisayar destekli freze makinesi (CAM) (Lava Form), sinterizasyon için bir fırın (Lava Therm) ve CAD/CAM yazılımından oluşmaktadır (Piwowarczyk ve ark. 2005).

Altyapılar, klasik vita skalasına göre farklı yedi renkte elde edilebilmektedir. Bu durum, gövdenin lingual ve gingival yüzeylerinin veneer porseleni ile kaplanma ihtiyacını ortadan kaldırmaktadır (Giordano 2006).

### **1.6 Tam Seramiklerin Dayanıklılığının Saptanması için Uygulanan Mekanik Testler**

Bir seramik materyalin mekanik özellikleri ve klinik performansı arasında çeşitli faktörlere bağlı olan bir ilişki mevcuttur. Kayıp diş dokusunun yerini alan restorasyonun ömrünü uzatabilmek için, materyalin sınırlarının çok iyi anlaşılması gerekir (Lawn 2002, Ma ve ark. 1999).

Dayanıklılık, seramik materyallerinin klinikte uygulama alanlarını ve sınırlamalarını belirleyen önemli bir mekanik özelliktir (Ma ve ark. 1999). Materyalde kırılma veya plastik deformasyonu sağlamak için gereken maksimum stres olarak tanımlanmaktadır. Dayanıklılığı etkileyen faktörler arasında test edilen materyalin yüzeyinde bulunan çatlak ve defektlerin tipi, boyutu ve dağılımı, kırılma tokluğu ve testin yapıldığı ortam önemli bir yer tutmaktadır (Kelly 2004, Ma ve ark. 1999). Bu sebeple dayanıklılık, materyalin yapısal bir özelliği olarak değil koşullara bağlı bir özellik olarak ele alınmalıdır (Albakry ve ark. 2003, Kelly 1995). Kırılgan bir materyalin dayanıklılığının ölçülmesi sonucu elde edilen değerler ancak materyalin mikro yapısı, üretim şekli, test yöntemi, testin yapıldığı ortam ve kırılma mekanizması biliniyorsa yorumlanabilmektedir.

### 1.6.1 Dayanıklılığı Etkileyen Faktörler

1. *Materyalin yüzey çatlaklarının tipi, boyutu ve dağılımı:* Bir seramik restorasyondaki defektler materyalin iç yapısından da kaynaklanabilmekte ancak çoğunlukla protezin yapım aşamasında (laboratuvar işlemleri ve hekimin klinik uygulamaları) meydana gelmektedir (Kelly 1995). Kitlenin içindeki defektler çevresindeki materyal tarafından korunabilirken, yüzey defektleri streslerin toplandığı bölgeler olarak rol oynamaktadır. Seramik kitlesini freze yöntemi ile şekillendirme, aşındırma ve kumlama işlemleri, materyalin dayanıklılık değerlerini etkileyen dış yüzey çatlaklarını oluşturmaktadır. Yüzey çatlaklarının boyutu, sayısı ve dağılımı materyalin dayanıklılık değerlerini belirlemektedir. Derin ve keskin defektlerin etrafında stres birikimi fazla olmakta ve buralarda kırığa sebep olan çatlaklar ilerlemektedir. Test örneklerine uygulanan aşındırma işleminde, aşındırmanın yönü de kırılmada etkili geniş çatlakların gerilim eksenine göre yönünü belirleyerek dayanıklılık değerini etkilemektedir. Diğer yandan bazı çalışmalarda, yüzey işlemlerinin, bazı seramiklerde dayanıklılığı artırıcı bir yüzey tabakası oluşturduğu bildirilmiştir (Albakry ve ark. 2003).

2. *Test ortamı:* Çevresel etkilere karşı hassas olan seramiklerin dayanıklılığı, ortamda su varlığında zamanla azalmaktadır. Su, çatlakların başlangıcında kimyasal etkisiyle büyümeyen bir çatlağın yavaş ilerlemesine sebep olmaktadır. Böyle bir reaktif ortamda bulunan seramiğin dayanıklılık değeri zamana bağlı olarak değişmektedir (Albakry ve ark. 2003, Kelly 1995).

3. *Test metodu:* Dental seramiklerin mekanik özelliklerinin test edilmesinde gerilim dayanımının ölçülmesi anlamlıdır. Çünkü seramikler yapıda meydana gelen bir çatlağın etrafındaki gerilim stresleri karşısında deforme olmaktadır. Bu sebeple gerilim stresleri dental restorasyonların başarısızlık riskini değerlendirmek için basma streslerinden daha anlamlıdır. Gerilim altında baskıya göre daha zayıftırlar (Ma ve ark. 1999). Test örneğinin kırılmasına sebep olan en yüksek stres değeri, farklı test metotlarında önemli farklılıklar göstermektedir. Bunun sebebi, örneğin gerilim stresleri altındaki etkin alan veya hacmin farklı olmasıdır. Bu nedenle test metodu dikkate alınmalıdır (Zeng ve ark. 1996).

Seramiklerin bükülme dayanıklılıklarını belirlemede 2 farklı metot kullanılmaktadır (Zeng ve ark. 1996).

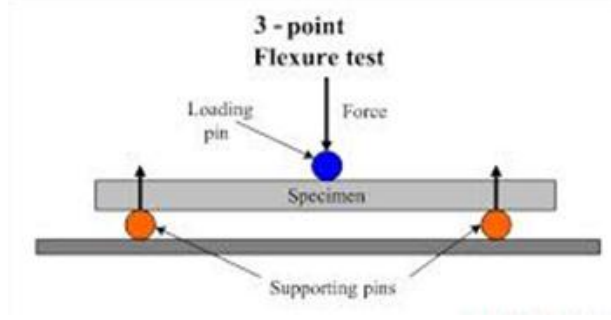
1. *Tek eksenli bükülme testleri*
  - a. 3 nokta yükleme
  - b. 4 nokta yükleme
2. *İki eksenli bükülme testleri*
  - a. Halka üzerinde halka - Ring on ring
  - b. Halka üzerinde top - Ball on ring
  - c. Üç top üzerinde piston - Piston on three ball

ISO 6872 standardı (International Organization for Standardization) dental seramiklerin bükülme dayanıklılığını ölçmek için genellikle üç nokta bükülme testi ile iki eksenli bükülme testlerinden üç top üzerinde piston testini önermiş ve açıklamıştır.

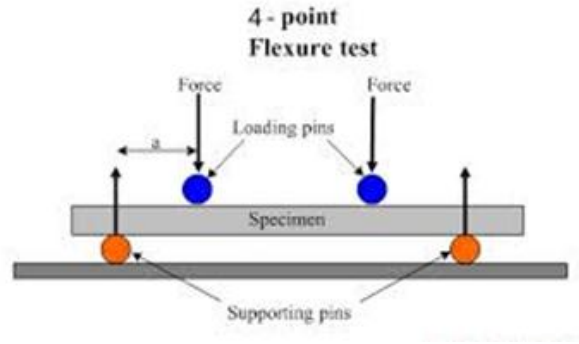
### **1.6.2 Tek Eksenli Bükülme Testleri**

Üç nokta ve dört nokta bükülme testlerini içerir. Üç nokta bükülme testinde, dikdörtgen şeklindeki örnek iki silindirik destek üzerinde yerleştirilerek desteklenmekte ve orta noktadan yük uygulanmaktadır.

Dört nokta bükülme testinde ise örnek aynı şekilde iki desteğin üzerine yerleştirilmektedir. Yük uygulanan iki nokta, her bir destekten aralarındaki mesafenin dörtte biri kadar uzakta konumlandırılmaktadır (Craig ve Powers 2002).



Şekil 1-4: 3 Nokta Bükme Testi



Şekil 1-5: 4 Nokta Bükme Testi

Tek eksenli bükülme testleri örnek kenarlarındaki çatlaklara ve örnek hazırlanırken oluşan dikey yüzey çatlaklarına karşı hassastır (ASTM 1996, Yılmaz ve ark. 2007). Bununla beraber, test örnekleri boyut ve hacim olarak dental restorasyonlardan oldukça farklıdır (Kelly 1995).

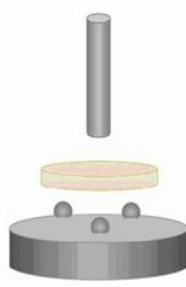
### 1.6.3 İki Eksenli Bükülme Testleri

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

ISO 6872 standardı (International Organization for Standardization) ise iki eksenli bükülme testlerinden üç top üzerinde piston testini önermektedir.

### 1.6.3.1 Üç Top Üzerinde Piston Bükülme Testi

Test düzeneğinde,  $3,2 \pm 0,5$  mm çapındaki çelik toplar 10-12 mm çapında bir daire etrafında ve birbirlerine merkezden  $120^\circ$  açıyla yerleştirilmektedir. Bu destek toplar üzerine örnek merkezi olarak konumlandırılmaktadır. 1,2-1,6 mm çapındaki düz uçlu silindir piston ile örneğin merkezine kuvvet uygulanmaktadır (International Organization for Standardization).



Şekil 1-6: Üç Top Üzeri Piston Testi

Destekleyici toplar, yüklemeyi yapan pistonun kenarlarına yakın pozisyonudadır ve her top pistonu eşit uzaklıkta yer almaktadır. Test düzeneğinin bu şekli, örnek yüzeylerinin düzlüğündeki ve paralelliğindeki küçük sapmaları tolere ederek böyle örneklerin test edilmesine izin vermektedir. Ayrıca, örnek kenarlarındaki çatlaklardan etkilenmemektedir.

Restoratif materyallerin mekanik özelliklerini belirleyen bir diğer faktör de materyalin yüzey pürüzsüzlüğüdür.

## 1.7 Yüzey Pürüzlülüğü

Yüzey pürüzlülüğü materyal özellikleri ya da materyalin elde edilme yöntemine bağlı, yüzey dokusundaki çok ince düzensizlikleri tanımlar (Paravina ve Powers 2004).

Önceden belirlenmiş mesafe aralıklarında yüzeyin taranması ile elde edilen çeşitli parametreler yüzeyin pürüzlülüğünü açıklamak için kullanılmaktadır. Bu amaçla en çok kullanılan Ra parametresidir (Paravina ve Powers 2004). Ra, bitirilmiş ve polisaj yapılmış yüzeyin düzensizliğinin bir ölçütüdür ve mikrometre ( $\mu\text{m}$ ) olarak hesaplanır.

Ra parametresi, bir yüzeyin genel pürüzlülüğünü tanımlar. Ölçüm sınırları içinde, merkez hattan sonsuz uzaklıktaki yüzeyin pürüzlülük profilinin aritmetik ortalaması ile belirlenir (Whitehead ve ark. 1995).

Ra'nın  $0.2\mu\text{m}$ ' den düşük olduğu yüzey, bakteri birikiminin az olduğu, parlak görünüme sahip bir yüzeydir ve istenen düzgünlükte olduğu kabul edilmektedir (Craig ve ark. 2004).

### **1.7.1 Yüzey Bitirme İşlemleri ve Polisaj**

Yüzey bitirme; materyalin pürüzlü formdan daha düzgün bir forma dönüştürülmesi anlamına gelmektedir (Anusavice 2003).

İyi şekillendirilmiş ve cilalanmış bir restorasyon, gıda artıkları ve patojenik bakterilerin tutunmasına engel olarak ağız sağlığının korunmasına yardımcı olur (Anusavice, 1996). Bunun sağlanabilmesi için toplam yüzey alanının azaltılması ve restorasyon yüzeylerinin pürüzlülüğünün azaltılması gereklidir.

Düzgün yüzeylerin sağladığı avantajlar; (Anusavice 2003).

- Diş ipi ve diş fırçası yardımıyla ağız temizliği ve bakımı daha kolay yapılır.
- Bazı materyallerin kararma ve korozyona uğrama olasılığı azaltılmış olur.
- Çiğneme sırasında gıdalar, çiğneyici ve ara yüzlerden daha kolay kayabileceği için ağız işlevleri daha kolay yapılır.
- Restorasyon temas noktalarının düzgünlüğü sayesinde komşu ve karşıt dişlerdeki aşınma miktarı en aza indirilmiş olur. Bu, özellikle mine ve dentinden daha sert yapıda olan bazı seramik türleri için önem taşır.



- Pürüzsüz yüzeyler ile stres oluşumu ortadan kaldırılmış olur.

### **1.7.2 Yüzey Pürüzsüzlüğünün Önemi**

Pürüzlü seramik yüzey; plak birikiminin artmasına, dişeti iltihabı ve yumuşak doku reaksiyonlarına veya karşıt dişlerde aşınmaya neden olabilir (Anusavice 2003, Goldstein ve ark. 1991, Jefferies 1998, Korkmaz ve Nalbant 1998, Patterson ve ark. 1992, Wright ve ark. 2004b). İlave olarak porselenin aşındırılması seramik restorasyonun dayanıklılığını da azaltabilir (Wright ve ark. 2004b).

Pürüzsüz olan yüzeyler sayesinde porselen restorasyonun kolay temizlenmesi ve doku uyumunun artması sağlanmış olmaktadır (Atay ve Saraçlı 2008).

### **1.7.3 Yüzey Bitirme İşleminde Kullanılan Enstrümanlar ve Materyaller**

Çizelge 1.3'te sınıflandırması verilmiş olan pek çok enstrüman diş hekimliğinde restorasyon yüzeylerinin bitirilmesi amacıyla kullanılmaktadır. Bunlar arasında en çok tercih edilenler; oluklu karbit bitirme frezleri, sert/yüzeyi kaplanmış seramik elmas döner aletler, silikon-lastik diskler ve halkalar, silikon karbit ya da alüminyum oksit kaplanmış aşındırıcı diskler olarak sayılabilir (Craig ve ark. 2004, Jefferies 1998).

Yüzey bitirme amaçlı kullanılan aşındırıcılar genellikle sert ve kaba yapıdadırlar. Bunlar yüzeydeki büyük düzensizliklerin uzaklaştırılmasında ve yüzeye istenen şeklin verilmesinde kullanılırlar. Polisaj amaçlı aşındırıcılar ise daha ince grenli ve bitirme aşındırıcılarından daha az sert yapıdadırlar. Polisaj aşındırıcıları, ağız dışında ya da ağız içinde bitirme işlemleri sonrası şekillendirilmiş yüzeylerin düzleştirilmesi için kullanılırlar. Bir de temizleyici aşındırıcılar vardır ki bunlar da genelde küçük parçacık boyutuna sahip yumuşak materyallerdir. Mine ya da restoratif materyallere yapışmış yumuşak artıkların uzaklaştırılması amacıyla kullanılırlar (Craig ve ark. 2004).

Kaplanmış aşındırıcılar genellikle kâğıt, polyester film ya da diğer polimer destekli malzemelerdir. Aşındırıcı parçacıklar, bu malzemenin ya arka yüzünde dağılmıştır ya da simetrik olarak iki yüzü de aşındırıcıdır (Craig ve ark. 2004).

En çok bilinen şekli dairesel kaplanmış bitirme diskleridir. Sof- Lex bitirme ve polisaj diski (3M Dental Products Division, St. Paul, MN), Super Snap bitirme diski (Shofu Dental Corp., Menlo Park, CA), FlexiDiscs (Cosmedent, Chicago, IL) ve Moore- Flex Polishing System (E. C. Moore, Co., Inc., Dearborn, MI) bunlara örnek verilebilir. Genellikle aşındırıcı parçacık olarak alüminyum oksit kullanılmakla birlikte silikon karbitin aşındırıcı olarak kullanıldığı ticari ürünler de mevcuttur. Paslanmaz çelik mandrel yardımıyla kullanılan elmas aşındırıcı parçacık ile kaplanmış silindirik dönen elmas frezler de bu grup içinde sayılmalıdır (Jefferies 1998).

Yapıştırılmış aşındırıcılar, aşındırıcı parçacık ya da ortamın aletin tüm yüzeyinde düzgün dağılmış olduğu aşındırıcılardır. Ana yapısı lastik ya da silikon içerikli sentetik bir malzemedir fakat aynı zamanda sert ve esnemez olmalıdır. Düşük ya da yüksek hızda döner el aleti ile özellikle kompozit restorasyonların bitirilmesinde kullanılan mermi şeklinde veya sivri uçlu beyaz taş örnek olarak verilebilir (Jefferies 1998).

Diş hekimliğinde kullanılan şekliyle gevşek bağlı aşındırıcı polisaj patları, gliserin gibi suda çözünen bir materyal içinde dağılmış ince grenli alüminyum oksit ya da elmas parçalarından oluşur. 0.3-1 $\mu$  parçacık boyutlu alüminyum oksit patlar genellikle kompozit rezin yüzeylerin son bitirmesinde kullanılırlar. Alüminyum oksit patların porselenlerin (örn, renklendirilmemiş Dicor ya da Dicor MGC'de) yüzey bitirmesinde de kullanılabileceği bildirilmiştir (Craig ve ark. 2004, Jefferies 1998).

Elmas polisaj patları; 10 $\mu$ 'dan daha küçük parçacık boyutlu gevşek bağlı aşındırıcı elmas parçacık içerirler. En bilinen ve etkin olan elmas patlar, parçacık boyutu 3- 4 $\mu$  ve 1 $\mu$  olanlarıdır. Elmas polisaj patları, esas olarak uyumlama sonrası yapısı bozulmuş porselen materyallerinin son polisajı için kullanılırlar (Jefferies 1998, Küçükeşmen ve ark. 2010, Steiner ve ark. 2015).

**Çizelge 1-3: Bitirme Ve Polisaj Aletleri**

<b>Bitirme ve Polisaj Aletleri</b>		
<b>A-Kesici Aletler</b>		Tungsten Karbitler
<b>B-Aşındırıcı Bitirme ve Polisaj Aletleri</b>	Yapıştırılmış Aşındırıcılar	Elastik Bağlayıcılar Sağlam Bağlayıcılar (örn: Elmaslar, Beyaz Taşlar)
	Kaplanmış Aşındırıcılar	Alüminyum oksit Silikon Karbit Kuartz
	Gevşek Bağlı Aşındırıcılar	Alüminyum oksit Ultra İnce elmaslar

#### **1.7.4 Polisaj**

Polisaj; parlak ve düzgün bir yüzey elde etmek için, genellikle küçük partikül boyutlu (submikron boyutunda) aşındırıcılar yardımıyla gerçekleştirilen bir yüzey işlemidir (O'Brien 2002). Polisaj materyalleri; aşındırıcı lastik uçlar, ince partiküllü disk ve şeritler ve ince partiküllü polisaj patlarıdır. Polisaj patları; yumuşak keçe uçlar, muslin halkalar, profilaksi kapları ya da parlaticı lastiklerle uygulanırlar (Anusavice 2003).

İdeal polisaj yapılmış yüzey; atomik seviyede düzgün, kusursuz yüzey olarak kabul edilmektedir (Anusavice 2003). Çoğu materyalin kırılğan yapıda olması ve aşındırma sırasında yüzeyinde çatlaklar meydana gelmesi sebebiyle gerçekte bu durumu elde etmek imkânsızdır. Polisaj ile ancak büyük büyütmelelerde izlenebilecek şekilde yüzeyde çok ince çizikler oluşur (Anusavice 2003).

##### **1.7.4.1 Porselenin Polisajı**

Porselenin doku dostu olma özelliğini koruyabilmesi için yüzeyi düzgün ve pürüzsüz olmalıdır. Yüzeyi pürüzlü porselen, dokular için zararlı olduğu için koşullar ne olursa olsun ağızda bulundurulmamalıdır (Akın 1999).

Porselen polisajı için üreticiler tarafından hazırlanan setler, ağız içi ve ağız dışında kullanılmak üzere temel olarak iki farklı tiptedir. Dialite porselen polisaj kiti (Komet/ Brasseler), Revitalizer (Cosmedent) ve Ceramiste silikon uçlar (Shofu) yapıştırılmış aşındırıcı ve lastik polisaj aletleri olarak ağız dışında kullanılan setlerin en bilinenleridir (Jefferies 1998). Bu kitler elmas polisaj patları ile birlikte kullanıldığında glaze uygulanmış porselen yüzeyine rakip olabilecek düzgünlükte yüzey elde edilmesini sağlar.

Porselenin ağız dışı polisajı için alışılmış sıra öncelikle yüzeyin elmas ile kaba bitirilmesi örn. Esthetic Trimming Diamonds (Komet/ Brasseler), Two Stripper MFS (Micron Finishing System) (Premier), T&F Hybrid Points (Shofu), ikinci olarak bitirme diskleri ya da aşındırıcı lastikler ile gerekiyorsa kaba bitirme işlemine devam edilir. Daha sonra düzgünleştirilmiş yüzeyin polisaj öncesi parlatılması ve ilk polisajı için lastik polisaj aletleri kullanılır. En son sırada keçe lastik uçlar ya da çığneyici yüzeylerde yumuşak bir Robinson fırçası yardımıyla gevşek bağlı elmas porselen polisaj patı örn. Porcelize (Cosmedent), Truluster Polishing System (Komet/ Brasseler), Two Stripper MPS Diamond Polishing System (Premier), ve Diamond Polish (Ultradent) uygulanarak polisaj tamamlanır (Jefferies 1998).

Porselenin ağız içi polisajı da aynı sırayla yapılır. Elmas bitirme diskleri (örn. Enhance disk), lastik polisaj aletleri ve elmas polisaj patı birkaç küçük değişiklik ile ağız içinde de uygulanabilir. Isı açığa çıkmasını önlemek için elmaslar ile ağızda sulu çalışılmalıdır. Elmas polisaj patını taşımak için Enhance polisaj lastikleri (Dentsply/ Caulk) ya da yumuşak Robinson fırçaları kullanılabilir (Craig ve ark. 2004, Jefferies 1998).

Porselende parlak ve düzgün bir yüzey oluşturmanın en iyi yolu, porselen fırınında glaze uygulanmasıdır. Yüzeyinde küçük düzeltmeler yapıldığında, düzgün bir yüzey elde etmek için, kalınlık sırasına göre kalın grenli aşındırıcıdan ince grenli aşındırıcıya doğru silikon karbit ya da alüminyum oksit içeren bir dizi aşındırıcı lastik ile porselenin polisajı sonrasında keçe lastik ile ince grenli elmas pat kullanılması uygun olduğu bildirilmiştir (O'Brien 2002).

### 1.7.5 Glaze

Glaze, cilalı bir yüzey sağlamak için pişirilmiş porselen yüzeyine uygulanabilen renklendirilmemiş cam tozlarıdır. Dentin porseleninden daha düşük fırınlama sıcaklığında fırınlanan porselen restorasyonun yüzeyinde saydam, düz, parlak bir yüzey oluşturur (Zaimoğlu ve ark. 1993). 50µm ya da daha kalın bir tabaka halinde uygulandıklarında, günümüzde kullanılan glaze materyallerinin, kimyasal dayanıklılıkları yeterli bulunmuştur (Anusavice 2003). Otoglaze (Self-glaze); herhangi bir parlaticı materyal kullanılmaksızın ısı yardımıyla doğal cilalı bir yüzey elde edilmesidir (Anusavice 2003). Otoglaze yapılmış feldspatik bir porselen, özellikle yüzeyi pürüzlü, glaze yapılmamış porcelene göre daha dayanıklıdır. Glaze tabakasının çatlak ilerlemesini azaltmada da etkili olduğu bildirilmiştir. Bu tabaka aşındırılarak uzaklaştırıldığında porselenin transvers dayanıklılığı yarı yarıya azalmaktadır (Anusavice 2003). İyi polisaj yapılmış porselen yüzeyin dayanıklılığının glaze yapılmış yüzeyinki ile benzer olduğu bildirilmiştir (Anusavice 2003).

Bununla birlikte yüksek seviyede polisaj yapılmış metal seramik ve alüminöz porselenlerin glaze uygulanmış ya da benzer derecede fırınlanan porselenlerden daha dirençli olduğu tespit edilmiştir (Fairhurst ve ark. 1992). Artan direncin yüzey çatlaklarının elimine edilmesinden ve/veya porselen yüzeyinde rezidüel basma streslerinin oluşmasından kaynaklandığı düşünülmektedir (Kelly ve ark. 1996). Bu da aşınma ve plak birikiminin yanında porselen restorasyonlara polisaj uygulanmasını teşvik edici bir sebeptir.

Seramik restorasyonlara glaze işlemine alternatif olarak kullanılacak değişik polisaj teknikleri uygulamalarını destekleyen çeşitli araştırmalar mevcuttur (Ancowitz ve ark. 1998, Jefferies 1998, Li ve ark. 2014, Patterson ve ark. 1992, Pieger ve ark. 2014, Raimondo ve ark. 1990, Wright ve ark. 2004b).

Glaze yapılmış porselen yüzeyinin ideal olduğu düşünülse de, klinikte porselen yüzeyinde yapılan küçük değişiklikler “reglazing” işlemi yerine polisaj ile düzeltilebilir (Ancowitz ve ark. 1998, Goldstein ve ark. 1991, Wright ve ark. 2004b).

Anusavice, Aravind ve ark., Flury ve ark., Sarıkaya ve ark., Vieira ve ark. porselenin ağız içinde uyumlanmasından sonra glaze tabakası ortadan kaldırıldığında, yüzeyini düzgünleştirmek için en iyi yöntemler; Sof-lex bitirme diskleri, Shofu porselen lamina polisaj kiti ya da diğer aşındırıcı sistemlerin kullanılması olarak bildirilmiştir (Anusavice 2003, Della Bona ve Kelly 2008, Hammad ve Stein 1990, Ren ve ark. 2015, Steiner ve ark. 2015).

Uygun bir polisaj tekniği ile glaze ile elde edilene kıyasla daha düzgün yüzeyler sağlanabileceği konusunda araştırmacılar arasında fikir birliği mevcuttur. Ancak farklı polisaj sistemleri ile elde edilen yüzeylerin düzgünlüğünün kullanılan porselen türüne göre farklılık gösterdiği bildirilmiştir (Flury ve ark. 2010, Kelly ve ark. 1996, Monaco ve ark. 2014, Ward ve ark. 1995, Wright ve ark. 2004b).

### **1.7.6 Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri**

Yüzey pürüzlülüğü değerlendirme işlemlerinde, tarayıcı elektron mikroskobu (SEM), Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) ve yüzey profili analizi (Profilometre) gibi metotlar kullanılmaktadır (Kakaboura ve ark. 2007).

#### **1.7.6.1 Profilometreler**

Profilometreler, mekanik ve optik olmak üzere iki farklı tiptedir. İki metotta da benzer pürüzlülük parametreleri kullanılarak sayısal ölçümler yapılmaktadır.

#### **1.7.6.2 Mekanik Profilometreler**

Mekanik profilometreler, iki boyutlu ölçüm yaparlar. Belirli bir elmas uç yardımı ile yüzeye temas ederek taranması ile ölçüm yapılır. Sensor X eksenini boyunca hareket eder ve dikey eksenindeki yükseklik farklarını makinenin dönüştürüm sistemini referans alarak hesaplar. Çalışılan bölgedeki yüzeyin paralelliği önemlidir (Joniot ve

ark. 2006). Mekanik profilometreler, hem dijital hem de analog sistemlerle değerleri kaydetmektedir (Jefferies 1998).

$R_a$ ; belirli bir ölçüm mesafesinde tüm yüzey düzensizliklerinin mutlak toplamının aritmetik ortalamasını belirtir.

$R_{max}$  ; belirli mesafedeki en yüksek ve en derin noktalar arası mesafeyi belirtir.

$R_z$  ; belirli mesafedeki birbirini izleyen 5 maksimum yükseklik ve derinliğin ortalamasını belirtir.

Yüzey pürüzlülüğü ( $R_a$ ) genellikle aritmetik ortalama olarak ifade edilir (İnan ve ark. 2008).

### **1.7.6.3 Optik Profilometreler**

Optik profilometreler, üç boyutlu ölçüm sağlarlar. Yüzey ile mekanik bir temas yoktur ve optik ışınla tarama yapmaktadır (Joniot ve ark. 2006). Cihazın optik parçaları  $100 \text{ nm}^2$ 'lik bir alanda birkaç nanometrelik çözünürlük sağlamaktadır (Joniot ve ark. 2006). Optik profilometrelerde yüzey topografisi 3 boyutludur ve bu yüzden, yüzeyin doğal karakteri gösterilir (Kakaboura ve ark. 2007).

## **1.8 Seramik Yüzeylerinin Topografik İncelemesi**

### **1.8.1 SEM**

Taramalı Elektron Mikroskobu veya SEM (Scanning Electron Microscope), çok küçük bir alana odaklanan yüksek enerjili elektronlar yüzeyin taranması prensibiyle çalışır. Manfred von Ardenne öncülüğünde 1930'lı yıllarda geliştirilmiştir. En sık kullanıldığı biçimiyle, yüzeyden

yayılan ikincil (secondary) elektronlarla yapılan ölçüm, özellikle yüzeyin engebeli (topografik) yapısıyla ilişkili bir görüntü oluşturur (Stannard ve ark. 1990).

Görüntü oluşumu için öncelikle numune elektron demeti tarafından taranır. Daha sonra gönderilen elektronlarla örnek arasında etkileşim oluşur ve bunun sonucunda birkaç farklı türde sinyal oluşur. Algılayıcılar tarafından algılanan bu sinyaller düzenlenerek görüntüye dönüştürülür (Chapman 1986).

SEM' de görüntü, elektron veya optik mikroskoplarda olduğu gibi doğrudan numunenin yansıması olmayıp, televizyon yayınlarında olduğu gibi numune görüntüsünün içinde bulunduğu iki boyutlu ortamdan ekran ortamına nokta nokta taşınması ile elde edilir. Taranan noktalardan toplanan sinyaller kuvvetlendiricilerden geçirilir ve her nokta görüntü ekranında numune üzerindeki konumuna karşılık gelen noktada parlaklık şiddetine göre belirlenir. Numune üzerindeki herhangi bir noktanın S şiddetli sinyali X ve Y koordinatları ile ekran üzerine taşınması ve bu noktaların ekran üzerinde birleşmesiyle tarama elektron mikroskobu görüntüsü oluşur (Chapman 1986).

## **1.9 Tekrarlanan Fırınlamalar**

Materyal ve tekniklerdeki gelişmelere rağmen ağız içindeki kuvvetlere dayanıklı ve doğal diş rengine uygun porselenlerin elde edilmesi zorlanılan bir konudur. Klinik uygulamalarda ağız içinde restorasyonların okluzal uyumlamaları sonrasında yada doğal diş rengine en yakın restorasyonların yapılabilmesi amacıyla tekrarlanan fırınlamalar gerekebilmektedir. Tekrarlanan fırınlamalarla restorasyonların mekanik direnç, ısıl uyumluluğu, marjinal açıklığı, porselenin rengi, floresans özelliği, mikro yapısı ve parlaklığı üzerine etkisini araştıran çalışmalar yapılmıştır (Bollen ve ark. 1997, Buchanan ve ark. 1981, Dederich ve ark. 1984, Ecker ve ark. 1985, Ertan ve ark. 2011, Gehrt ve ark. 2013, Gonuldas ve ark. 2014, ISO6872 2008, Jorgenson ve Goodkind 1979, Kim ve ark. 2012, Ozturk ve ark. 2008, Sola-Ruiz ve ark. 2013, Tang ve ark. 2012, Vichi ve ark. 2013, Vichi ve ark. 2015, Yuan ve ark. 2013, Zhang ve ark. 2013).



Porselenlere erime ısını düşürmek için eriticiler eklenmiştir. Bunların yüksek bir akıcılığı vardır ve glazeli yüzeyin oluşmasında yardımcı olur. Tekrarlanan fırınlamalardan ve aşındırmalardan sonra glaze tabakasının yetersizliğinin nedeni, eriticilerin kaybı ve porselen içeriğindeki değişikliklerdir. Fırınlama sırasında, yüksek akıcılığa sahip matriks porselen yüzeyine doğru hareket eder ve natural glaze yüzeyinin oluşmasına yardımcı olur. Tekrarlanan fırınlamaları takiben natural glaze yüzeyi oluşturmak için gerekli matriks miktarı azalır (Barghi 1982).

Ayrıca, fırınlama sayısı arttıkça porselen yapısındaki gözeneklerin boyutları küçülür ve porselen camsı bir yapı kazanır. Genellikle gözeneklerin boyutlarının küçülmesi sertliği artırır, fakat esnekliği azaltır (Öztaş ve ark. 2001).

Tekrarlanan fırınlamalar, renk pigmentlerinin yanmasına, porselen kitlesinin yığılmasına ve devitrifikasyonuna da neden olur. Bu bilgilerin ışığı altında, porselen restorasyonlarda, tekrarlanan fırınlamalardan mümkün olduğunca kaçınılması önerilir (Barghi 1982, O'Brien ve ark. 1991, Öztaş ve ark. 2001).

### **1.10 Monolitik Restorasyon Anlayışı**

Diş hekimliği seramik restorasyonlarında altyapı maddesinin mekanik özellikleri başarıyı tek başına belirlememektedir. Tek tek altyapı ve üstyapı maddelerinin yanında altyapı seramiği ile üstyapı seramiğin birlikteliği de restorasyonun klinik başarısını, mekanik özelliklerini ve klinik davranışını etkilemektedir. Seramik yüzeyinden başlayan çatlakların meydana geldiği durumlarda üst yapı seramik tabakasının özellikleri önem kazanmakta ve restorasyonun bükülme dayanımı ve kırılma tokluğu değerlerini etkilemektedir (Conrad ve ark. 2007).

Üst yapı seramiğin özellikleri yine altyapı seramiği ile arasındaki bağlantıdan da etkilenmektedir. Tabakalama ve ardından sinterleme yöntemi ile üretimde yapıda bazı boşluklar var olabileceğinden bu yöntemlerle üretilen üst yapı seramiklerde her zaman tabaka ayrılması riski mevcuttur. İki tabakalı seramiklerde kaplayıcı

seramiğin tabaka şeklinde ayrılması, kırılma ve küçük parçacıkların atması gibi başarısızlıklar görülebilir (Özkurt 2008).

IPS e.max Press ve IPS e.max CAD sistemleri monolitik ve tabakalı restorasyon anlayışlarına farklı bir boyut katmıştır. Bu sistemlerde son restorasyon presleme ya da milledme yöntemi kullanılarak sadece kor kısmının üretilmesi ve bunun üzerinin tabakalama yöntemi ile kaplanması şeklinde üretilbileceği gibi blokların tam konturde preslenmesi ya da millenmesi ile de elde edilebilir (Drummond ve ark. 2000, Ritter 2010). Geleneksel uygulamada hastanın estetik gereksinimleri öncelikle dikkate alınmakta ve restorasyonun yapı dayanıklılığına daha az önem verilmektedir (Culp ve McLaren 2010). Yeni nesil tek tabakalı uygulamada hastanın estetik gereksinimlerinin yanında yapının mekanik özellikleri de feda edilmemekte, hatta mekanik özellikler ön plana alınıp geliştirilmektedir (Ritter 2010).

Monolitik restorasyonlar geleneksel feldspatik seramiklerden yaklaşık beş kat daha dayanıklıdır. Bu maddelerin çok düşük kırılma oranları gösterdiği bildirilmiştir. Restorasyonun köşe-kenar dayanımı '*edge strength*' terimi ile 0,1 mm'nin birkaç katı kalınlıktaki restorasyon bölümlerinin dayanımı anlatılır. Monolitik restorasyonlar ince kenarlarda daha yüksek köşe-kenar dayanımı gösterir, daha ince bitirilebilir, çok ince boyutlarda bile ısı ile preslenerek şekillendirilebilir. Bu seramikler monolitik yöntemle üretildiklerinde yapı bütünlüğü çok yüksek seviyededir ve altyapı ile üstyapı ayrılması şeklindeki başarısızlıkların çok düşük oranda olduğu bildirilmiştir (Ritter 2010). Monolitik tam kron lityum disilikat seramik kuronlarda kırılma testleri sonucunda kırılmanın yüzeyden kıymık şeklinde ayrılmalar olarak değil, maddenin kendi içinde koheziv ayrılmalar görüldüğü bildirilmiştir (Ritter 2010).

Monolitik cam seramik yapılar kor alt yapı üzerine seramik olmaksızın üstün estetik sunmaktadır. Monolitik yöntemde yüzey renklendirici maddeler kullanılarak sonuç renk elde edilmektedir. Bu yöntemin dışında tam tabakalama ve kısmi tabakalama yöntemi de aynı altyapı üzerine uygulanabilmektedir. Bu şekilde farklı üretim yöntemleri maddenin kullanımda çok işlevlilik '*multifonksiyonellik*' sağlamaktadır. Bu özellik aynı zamanda diş yapısını koruyucu yaklaşıma daha

uygundur. Bu uygulama yöntemleri sayesinde geleneksel seramik materyalde yaşanan mekanik ve estetik özellikleri arasında hassas bir dengenin kurulmasının ötesinde bu iki özelliğin birbirini desteklemesi söz konusu olmaktadır. Böylece hastanın estetik gereksinimleri karşılanırken yapısal ihtiyaçlar da yerine getirilmektedir.

### **1.11 Amaç**

Dental seramiklerle estetik görünümün sağlanması istenilmekle birlikte restorasyonun kuvvetlere karşı mekanik özelliklerinin ve biyolojik uyum açısından retansiyon oluşmayacak şekilde yüzey özelliklerinin de ideale yakın olması istenmektedir.

Mikroorganizmaların retansiyonunu en aza indirebilmek için olabildiğince pürüzsüz yüzeyler elde edilmelidir. Ayrıca kırık, çatlak vb. komplikasyon oluşmadan uzun yıllar boyunca hastanın kullanılması istendiği için fonksiyon altında kuvvetleri karşılayabilecek dirence sahip olmalıdır. Farklı sebeplerden dolayı uygulanan yüzey işlemlerinin restorasyonun hem direnci hem de yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisinin olduğu bilinmektedir (Atay ve Saraçlı 2008, ISO6872 2008).

Restorasyonun klinik uyumlama aşamasında zaman zaman prematür kontaklar nedeni ile restorasyonda aşındırma yapılması gerekmekte, renk uyumunun okluzal ve proksimal kontak ilişkilerinin optimum seviyede olmadığı zamanlarda ise ek fırınlamalar uygulanabilmektedir (Culp ve McLaren 2010, Ritter 2010). Ayrıca minör aşındırma sonrası ek fırınlamalara gerek duyulmadığı zamanlarda mekanik parlatma yöntemleri ile yüzey pürüzsüzlüğü sağlanılmaya çalışılmaktadır.

Çalışmamızın amacı; ısı ile presleme ve CAD/CAM tekniği ile elde edilen kimyasal içeriği lityum disilikat olan cam seramiklerin bükülme direnci ve yüzey pürüzlülüğü üzerine tekrarlanan fırınlamalar ile mekanik ve glaze yüzey bitirme işlemlerinin etkisini araştırmaktır.

## **1.12 Hipotez**

Tekrarlanan fırınlamalar ve farklı yüzey bitirme işlemlerinin (glaze ve mekanik parlatma) pres ve CAD/CAM yoluyla elde edilen lityum disilikat içerikli cam seramiklerin bükülme direnci ve yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisinin olmayacağıdır.

## 2 GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda; 80 tanesi CAD/CAM bloklarından ve 80 tanesi ısı ile presleme yöntemiyle elde edilmiş ingotlardan, 15 mm çapında ve 1,2 mm kalınlığında lityum disilikat içerikli diskler hazırlanmıştır. Örnekler kontrol, 1., 3. ve 5. tekrarlanan fırınlamalar ardından glaze veya Sof-lex yüzey bitirme işlemi uygulamasına göre her örnek grubunda 10 adet örnek olmak üzere toplam 160 adet örnek 16 farklı gruba ayrılmıştır. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü profilometre cihazı ile, biaksiyel bükülme direnci ise Universal Test Cihazı ile değerlendirilmiştir. Her gruptan 1 adet örnek olmak üzere örneklerin yüzey yapısı Taramalı Elektron Mikroskobu ile incelenmiştir.

Çalışma Gaziosmanpaşa Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Araştırma Laboratuvarı, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, Aksaray Üniversitesi Bilimsel Araştırma Merkezi SEM Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada lityum disilikat içerikli ısı ile preslenen ve CAD/CAM ile şekillendirilen seramiklerin marka adları kimyasal yapısı, tasarım şekli ve üretici firma adları Çizelge 2.1’de belirtilmiştir.

**Çizelge 2-1: Çalışmada Kullanılan Dental Seramikler**

Dental Seramik	Kimyasal Yapısı	Tasarım Şekli	Üretici Firma
<b>IPS E.max CAD HT</b>	Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik	CAD/CAM Tam Seramik	Ivoclar Vivadent AG; Schaan, Leichtenstein
<b>IPS e.max Press HT</b>	Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik	Press Tam Seramik	Ivoclar Vivadent AG; Schaan, Leichtenstein

## 2.1 Press Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda kullanılacak olan seramik örneklerin preslenebilmesi için inorganik modelaj mumundan, uluslararası standartlara (ISO 6872) göre üretilmiş, disk şeklinde; 20 adet kontrol grubuna ve 20'şer adet 1., 3. ve 5. fırınlama gruplarına ait olmak üzere 80 adet, 1,3 mm kalınlığında, 15 mm çapında, tıjlı, standart mum numuneler kullanılmıştır (Şekil 2.1). Mum örneklerin standardize edilebilmesi için vida mekanizmalı kalıp oluşturuldu. Bu mekanizma ile örneklerin çapları ve kalınlıkları standardize edildi.



Şekil 2-1: Pres Örneklerine Ait Mumların Hazırlanma Aşamaları



Şekil 2-2: Pres Revetmanın Hazırlanması

Standart fabrikasyon disk şeklindeki numuneler büyük boy manşetin her birinde üçer adet ve tij uzunluğu 3 mm olacak (Şekil 2.3) şekilde tıjlandı. Hazır

büyük boy silikon manşet mum numunelerin bağlandığı döküm dairesine yerleştirildi.



**Şekil 2-3: Mum Örneklerin Maşete Alınması ve Revetmana Alınması**

Revetman (IPS PressVest Speed Investment, Ivoclar Vivadent, Schaan, Leichtenstein) (LOT 41362) üretici firma talimatları doğrultusunda: 100gr. revetman tozu/27 ml revetman sıvısı oranında yani 200 gr revetman tozu ile 54 ml sıvı (Şekil 2.2 ve Şekil 2.4) vakum altında 1 dakika karıştırma makinesinde (Easy-Mix,Bego,Bremen,Almanya) karıştırıldı. Hazırlanan revetman manşete döküldükten sonra manşetin kapağı (gaugeu) yerleştirildi.



**Şekil 2-4: Revetmana Alınma ve Sonrasında Donma Aşaması**

Sertleşmesi için 30-45 dakika beklendikten sonra manşet lastiği, manşet kapağı ve silikon manşet çıkarıldı (Şekil 2.5).

IPS e.max Press A2 HT (LOT T02670) için mum eritme fırını (Arca 20, Schütz Dental Group, Rosbach, Almanya) soğukken alüminyum oksit itici piston, manşet ise 850°'ye gelince (piston ısıtılmadan) mum eritme için fırına yerleştirildi.

60 dakika sonra fırından çıkarıldı. Fırından çıkarılan manşetin içine önce büyük boy seramik tablet, sonra üzerine önceden ısıtılmış alüminyum oksit itici piston yerleştirilerek EP5000 (Ivoclar Vivadent) pres fırınına alındı (Şekil 2.6).



**Şekil 2-5: Silikon Manşetten Çıkarılmış Revetman ve IPS e.max Press HT İngot**

Presleme işlemi 920°C yaklaşık 25 dakikada tamamlandı (Çizelge 2.2). Pres sonrası fırın kapağı otomatik olarak açıldı, ısı başlangıç ısısına (700°C ) düşünceye kadar beklenip, manşet fırından çıkarıldı ve oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı (Şekil 2.6 ve Şekil 2.7).

**Çizelge 2-2: IPS e.max Press HT Tam Seramiğin EP5000 Fırını İçin Pres Programı**

Başlangıç ısısı	Son ısı	Isı artış oranı	Son ısı bekleme süresi
700 °C	920°C	60°C/dk	25 dakika



**Şekil 2-6: Revetmanın Fırın ve Pres İşlemleri**



Revetman manşet yaklaşık 60 dakika sonra açıldı (Şekil 2.7).



**Şekil 2-7: Revetmandan Pres Örneklerin Çıkartılması**

Üzerindeki revetmanı uzaklaştırılan numuneler, %1'den daha az oranda hidroflorik asit ve fosforik asit içeren Invex Liquid (Ivoclar) içerisinde 10 dakika bekletildi. Daha sonra su ile yıkandı ve kurutuldu. Tijlerin kesilmesi ise elmas diskler ile yapıldı. Sonuçta 80 adet E max Press disk numune elde edildi.

## **2.2 CAD Örneklerin Hazırlanması**

IPS e.max CAD A2 HT bloklar, Microcut kesme cihazında (Microcut 200, Metkon, Türkiye) 15000 devir hızda, 100 mikron/sn adımla kesilmiştir. Kesme işleminde elmas separe kullanılmıştır.

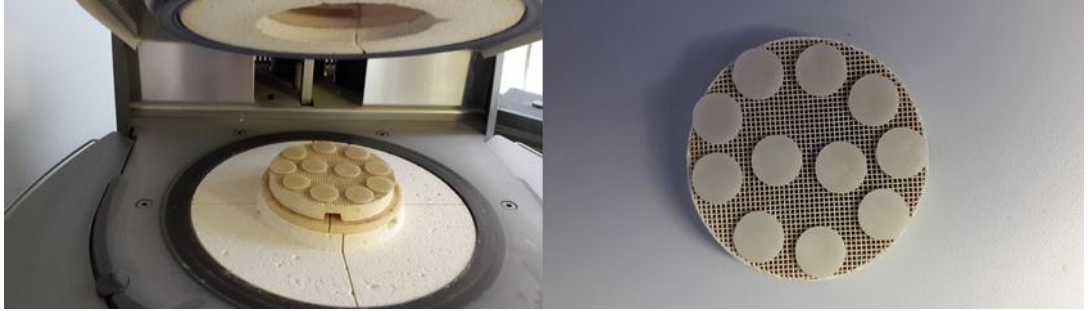
Çalışmada kullanılacak 80 adet IPS E.max CAD A2 HT, her biri 1,3 mm olacak şekilde 15mm boyutundaki IPS E.max CAD C40 A2 HT bloklarından elde edildi (Belli ve ark. 2014).

160 örnek, Kontrol fırınlaması, 1., 3. ve 5. ek fırınlama olacak şekilde 4 farklı fırınlama, glaze ve Sof-lex yüzey bitirme işlemi olmak üzere iki farklı yüzey bitirme işlemi uygulanan, her alt grupta 10 örnek olmak üzere 80 adet Press örnek ve 80 adet CAD örneklerin hazırlanması ile 16 farklı grup oluşturulmuştur (Çizelge 2.5). Örneğin yüzeylerin düzeltilip bitirilmesi su zımparası ve mandren ile dakikada 100 devir dönen aşındırma yüzeyine sırasıyla 220,320, 500, 600 ve 800 numara silikon

karbit aşındırma kağıtları (English Abrasives, Londra, İngiltere) ile sağlanmıştır (Albakry ve ark. 2004, Chen ve ark. 2008, Chung ve ark. 2009, Hooshmand ve ark. 2008). Aşındırma işlemi sırasında elde edilen örneklerin kalınlıkları digital mikrometre kullanılarak kontrol edilmiştir numuneler elektronik kumpasla (Absolute Digimatic Caliper, Mitutoyo, Kawasaki, Japan) ölçüm yapılarak 1,2 mm kalınlıkta olması sağlanmıştır.

### 2.3 Örnekler Glaze ve Tekrarlanan Fırınlamaların Uygulanması

Tüm numuneler üretici firma talimatlarına göre ek fırınlamalar uygulanmıştır. IPS e.max CAD HT ve IPS e.max Press HT için glaze ve ek fırınlamalar (Şekil 2.8) ve şartları aşağıdaki tabloda verilmiştir (Çizelge 2.3 ve Çizelge 2.4).



Şekil 2-8: IPS e.max CAD HT ve IPS e.max Press HT Örneklerinin Glaze ve Tekrarlanan Fırınlamalar

Çizelge 2-3: IPS e.max CAD HT Numunelerinin Fırınlama Şartları

<b>Fırın: EP5000 (Ivoclar)</b>						
<b>Fırınlama</b>	<b>İlk ısı</b>	<b>Isı artış oranı</b>	<b>Isı artış süresi</b>	<b>Son ısı</b>	<b>Vakum</b>	<b>Fırınlama süresi</b>
<b>Glaze</b>	403 °C	60 °C	06:00	770 °C	+	01:30
<b>1.</b>	403 °C	42 °C	06:00	770 °C	+	01:30
<b>2.</b>	403 °C	12 °C	00:18	700 °C	+	01:00
<b>3.</b>	403 °C	12 °C	00:18	700 °C	+	01:00
<b>4.</b>	403 °C	12 °C	00:18	700 °C	+	01:00
<b>5.</b>	403 °C	12 °C	00:18	700 °C	+	01:00

Çizelge 2-4: IPS e.max Press HT Numunelerinin Fırınlama Şartları

<b>Fırın: EP5000 (Ivoclar)</b>						
<b>Fırınlama</b>	<b>İlk ısı</b>	<b>Isı artış oranı</b>	<b>Isı artış süresi</b>	<b>Son ısı</b>	<b>Vakum</b>	<b>Fırınlama süresi</b>
<b>Glaze</b>	757 °C	108 °C	06:00	1418 °C	+	01:30
<b>1.</b>	757 °C	90 °C	06:00	1292 °C	+	01:00
<b>2.</b>	403 °C	54 °C	00:18	700 °C	+	01:00
<b>3.</b>	403 °C	54 °C	00:18	700 °C	+	01:00
<b>4.</b>	403 °C	54 °C	00:18	700 °C	+	01:00
<b>5.</b>	403 °C	54 °C	00:18	700 °C	+	01:00

## 2.4 Örnekler Mekanik Polij Uygulaması

80 adet örnek bulunan polij grubu örneklerine glaze işlemlerinin ardından belirli etaplarda Sof-Lex ile mekanik parlatma işlemi uygulandı.

Öncelikle bu gruptaki örnekler diğer gruplardaki örneklere benzer şekilde ve firmanın önerdiği ısı/zaman programlarında glaze işleme tabi tutuldu. Glaze yapılan örneklerde ağızdaki düzeltmeleri canlandırmak amacıyla orta grenli elmas frez kullanıldı. Bu amaçla, örneklerin yüzeyleri, 10 saniye boyunca elmas frezle (HR, Tayvan) (LOT 404102) ve tek yöne doğru pürüzlendirildi. Pürüzlünen yüzeyler distile su ile yıkanıp kurutulduktan sonra mekanik parlatma işlemine geçildi (Wright ve ark. 2004a). Bunun için Sof-Lex bitirme ve parlatma seti (3M ESPE; St. Paul, Amerika Birleşik Devletleri) kullanıldı (Şekil 2.9). Bu setin içinde, alüminyum oksit içerikli, kaba, orta, ince, süper ince grenli parlatma diskleri ve bir mandrel bulunmaktadır.



**Şekil 2-9: 3M ESPE Sof-Lex Bitirme ve Parlatma Seti**

Diskler gren büyüklüğüne göre farklı renktedirler. Mandrel yardımıyla anguldurvaya sırasıyla kaba, orta, ince ve süper ince parlatma diskleri yerleştirilecek ve firma önerilerine uygun olacak şekilde, örnek yüzeyleri mekanik olarak parlatıldı. Bunun için, farklı grendeki diskler, sırasıyla 20 saniye boyunca, tek yönde uygulanarak yüzeyler parlatıldı. Cilalama sırasında hafif bir basınç yapıldı ve örnek yüzeyi ile disklerin kuru kalmasına dikkat edildi.

Uygulama basıncı, ara bitirme amacıyla 10.000 devir/dak., parlatma amacıyla 30.000 devir/dak. olarak ayarlandı (Guess ve ark. 2011). Tekrarlanan fırınlamalar ve mekanik parlatma işlemi biten örnekler distile su ile yıkanıp kurutulduktan sonra yüzey pürüzlülüğü testi ve biaksiyel bükülme testi uygulandı.

## 2.5 Örneklerin Gruplandırılması

Toplam 160 adet örnekten oluşan 16 grubun (n=10) kullanılan malzeme ve yüzey bitirme işlemlerine göre dağılımı Çizelge 2.5 ve Şekil 2.10'de görülmektedir. Çalışmamızda örnek sayıları belirlenirken literatürdeki benzer çalışmalar referans alınmıştır (Bachhav ve Aras 2011, Ertan ve ark. 2011, Hassisija ve ark. 2014, Kim ve ark. 2012, Ozturk ve ark. 2008).

Çizelge 2-5: Yapılacak İşlemler ve Örnek Grupları

YÖNTEM	Materyal	Yüzey Pürüzlülüğü ve Bükülme Direnci Ölçümü Etapları
<b>GLAZE</b>	IPS e.max Press HT	Kontrol (CGK) 1.firnlama+glaze (CG1) 3.firnlama+glaze (CG3) 5.firnlama+glaze (CG5)
	IPS e.max CAD HT	Kontrol (PGK) 1.firnlama+glaze (PG1) 3.firnlama+glaze (PG3) 5.firnlama+glaze (PG5)
<b>SOF-LEX</b>	IPS e.max Press HT	Kontrol+polisaj (CSK) 1.firnlama+glaze+polisaj (CS1) 3.firnlama+glaze+polisaj (CS3) 5.firnlama+glaze+polisaj (CS5)
	IPS e.max CAD HT	Kontrol+polisaj (PSK) 1.firnlama+glaze+polisaj (PS1) 3.firnlama+glaze+polisaj (PS3) 5.firnlama+glaze+polisaj (PS5)

*PGK= IPS e.max Press HT, Glaze, Kontrol*  
*PG1=IPS e.max Press HT, Glaze, 1. firnlama*  
*PG3=IPS e.max Press HT, Glaze, 3. firnlama*  
*PG5=IPS e.max Press HT, Glaze, 5. firnlama*  
*PSK= IPS e.max Press HT, Sof-lex, Kontrol*  
*PS1=IPS e.max Press HT, Sof-lex, 1. firnlama*  
*PS3=IPS e.max Press HT, Sof-lex, 3. firnlama*  
*PS5=IPS e.max Press HT, Sof-lex, 5. firnlama*  
*CGK=IPS e.max CAD HT, Glaze, Kontrol*  
*CG1=IPS e.max CAD HT, Glaze, 1. firnlama*  
*CG3=IPS e.max CAD HT, Glaze, 3. firnlama*  
*CG5 =IPS e.max CAD HT, Glaze, 5. firnlama*  
*CSK=IPS e.max CAD HT, Sof-lex, Kontrol*  
*CS1=IPS e.max CAD HT, Sof-lex, 1. firnlama*  
*CS3=IPS e.max CAD HT, Sof-lex, 3. firnlama*  
*CS5=IPS e.max CAD HT, Sof-lex, 5. Firnlama*



Şekil 2-10 : Gruplar

## 2.6 Profilometre ve SEM Değerlendirmeleri

Çalışmamızda yüzey pürüzlülüğü ölçümü için Konya Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protez Araştırma Laboratuvarındaki Mutitoyo SJ-201 (Japonya) profilometre cihazı kullanıldı (Şekil 2.11).



Şekil 2-11: Profilometre Cihazı

Çalışmamızda, ölçüm aralığı 5,6 mm; cutoff değeri 0,25 mm ve n=10 olarak ayarlandı. Ölçme probu olarak, sette bulunan 350 µm ölçüm menziline sahip NHT-6 tarayıcı iğne kullanıldı. Tarayıcı uç, EN ISO 3274 standartına uygun, 2 µm/90° stylus yapıdadır. Ölçme kuvveti ise yaklaşık 0,7 mN'dir. Her örneğin ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri kaydedildi. Ölçümlerin daha sağlıklı olabilmesi için her 10 ölçümde bir kalibrasyon işlemi yapıldı. Ölçümler, örnekler 3 defa uygulanarak gerçekleştirildi.

Daha sonrasında her gruptan birer örnek olacak şekilde SEM görüntülemesi yapıldı.

## **2.7 Tarama Elektron Mikroskop (SEM)**

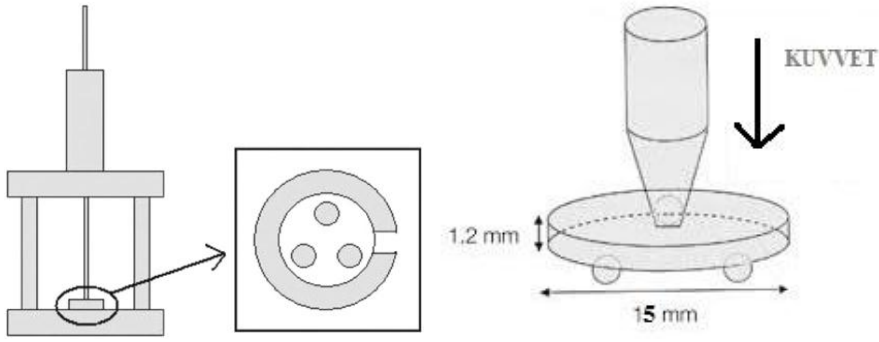
16 gruptan rastgele seçilen birer örneğin SEM cihazı (Quanta FEG 250, Fei, USA) ile düşük vakum altında 20Kv, 1000X büyütmede profilometrik ölçümleri desteklemek amacıyla yüzey görüntüleri alındı.

## **2.8 Biaksiyal Bükme Testi**

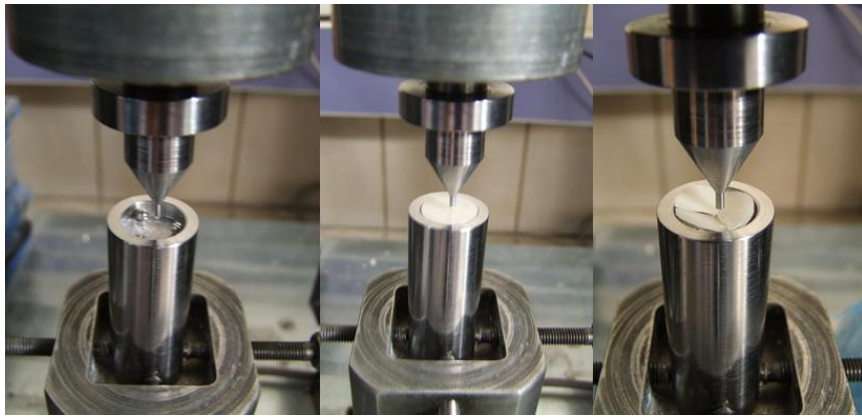
Biaksiyal bükme testlerinden "üç top üzerinde piston" (piston on three balls) yöntemi kullanıldı. Testi numunelere uygulayabilmek için cihazın üst itici piston ve alt destekleyici kollarına bu test için yapılan (ISO 6872) parçalar monte edildi (Şekil 2.12 ve Şekil 2.14). Buna göre alt tabana; disk numunenin yerleşeceği, iç çapı 10 mm. olan, tabanında birbirine 120 derecelik açıda, 3 adet 3,4 mm çapında çelik bilyeler (top) bulunan parça yerleştirildi. Üst kola ise, uç kısmı 1,6mm çapında, disk numuneye orta alanından temas edecek şekilde ayarlanmış baskı ucu yerleştirildi. (Şekil 2.13).



Şekil 2-12: Universal Test Makinesi



Şekil 2-13 Universal Test Makinesindeki Biaksiyal Bükülme Testinin Şematik Görüntüsü



Şekil 2-14: Biaksiyal Bükülme Testi



Tüm seramik numuneler cihazın alt kolundaki 3 çelik bilye (top) üzerine yerleştirildi. İtici pistonun ucu numunenin tam ortasına gelecek şekilde, dakikada 1 mm/dak hızla numune kırılıncaya kadar kuvvet uygulandı. Numunenin kırıldığı andaki kuvvet, Universal Test cihazının bağlı olduğu bilgisayar tarafından Newton birimi ile kayıt edildi ve daha sonrasında Megapascal (Mpa) birimine çevrildi.

Newton (N) cinsinden elde edilen biaksiyal bükülme direnci değerinin Megapascal (Mpa) birimine çevrilmesi için kullanılan formül (Pittayachawan ve ark. 2009, Yener ve ark. 2011);

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

S: Megapascal cinsinden maksimum bükülme kuvveti.

P: Newton cinsinden kırılmaya sebep olan toplam yük miktarı.

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

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

v: Poisson'un oranı (bilinmiyorsa 0,25).

r<sub>1</sub>: milimetre cinsinden, çelik toplar üzerinden geçen hayali destek çemberinin çapı.

r<sub>2</sub>: milimetre cinsinden, baskı ucunun çapı.

r<sub>3</sub>: milimetre cinsinden, numunenin çapı.

d: milimetre cinsinden, numunenin kırılma merkezindeki kalınlığı.

## 2.9 İstatistiksel Değerlendirmeler

Bu çalışmada örneklerin tekrarlanan fırınlamalar ve yüzey bitirmeleri işlemleri ardından profilometrik ölçümleri ve kırılma anındaki yük verileri elde edildi. Bağımsız T testi ile gruplar arasında karşılaştırma yapılarak farkın rastlantısal mı yoksa istatistiksel olarak anlamlı mı olduğuna karar verildi. Tekrarlı ölçümlerde üç yönlü varyans analizi ile tekrarlı ölçümler arasındaki farkın rastlantısal mı yoksa istatistiksel olarak anlamlı mı olduğuna karar verildi. Yüzey pürüzlülüğü ile direnç arasındaki değişim değerlendirilmesi için Pearson korelasyon analizinden yararlanıldı. İstatistik işlemleri SPSS 19 (IBM SPSS Statistics 19, SPSS inc., an IBM Co., Somers, NY) programı ile yapıldı. İstatistiksel önemlilik düzeyi p<0,05 olarak kabul edildi.

### 3 BULGULAR

Aynı yapıda (lityum disilikat), farklı elde etme yöntemlerine sahip tam seramik materyalinin tekrarlanan fırınlamalarda birbirine göre dayanıklılık ilişkileri ve değişimleri Çizelge 3.1’de, yüzey pürüzlülüğüne ait değerler ise Çizelge 3.6’te görülmektedir.

Sürekli değişkenlerin normalliği Shapiro-Wilk’s testi, histogram ve q-q plot grafikleri ile incelendi. Değişkenlerin normal dağılım gösterdiği bulundu. Parametrik test uygulayabilmek için varsayımlardan biri olan varyansların homojenliği de Levene testi ile incelendi ve varyansların homojen olduğu görüldü. Sürekli değişkenler yönünden iki grup arasında farklılık arandığında, Bağımsız Örneklem T testi kullanıldı. Bağımlı değişkenler açısından materyal ve yöntem grupları arasındaki farklılık tekrarlı ölçümlerde üç yönlü varyans analizi kullanılarak yapıldı.

Çizelge 3.1’de biaksiyal bükülme direnci için tanımlayıcı istatistik verilmiştir.

**Çizelge 3-1:Bükülme Direnci İçin Tanımlayıcı İstatistik**

Örnekler	Örnek sayısı	Ortalama	Standart sapma	Minimum	Maksimum
PGK	10	377,87	53,00	255,65	435,30
PG1	10	372,28	34,89	331,04	422,42
PG3	10	342,83	20,63	331,97	395,41
PG5	10	331,53	45,16	233,25	397,16
PSK	10	337,95	36,45	258,12	390,63
PS1	10	320,10	23,40	276,10	356,89
PS3	10	309,70	19,11	270,58	333,41
PS5	10	274,43	28,63	214,09	306,50
CGK	10	369,52	90,45	199,22	452,60
CG1	10	377,65	49,11	294,40	441,16
CG3	10	390,86	24,01	356,20	427,42
CG5	10	354,21	45,48	292,73	429,09
CSK	10	343,17	53,19	262,14	453,12
CS1	10	369,12	67,75	242,60	450,38
CS3	10	355,95	25,24	318,82	408,19
CS5	10	352,48	53,15	264,58	441,84

PGK= IPS e.max Press HT, Glaze, Kontrol  
 PG1=IPS e.max Press HT, Glaze, 1. firnlama  
 PG3=IPS e.max Press HT, Glaze, 3. firnlama  
 PG5=IPS e.max Press HT, Glaze, 5. firnlama  
 PSK= IPS e.max Press HT, Sof-lex, Kontrol  
 PS1=IPS e.max Press HT, Sof-lex, 1. firnlama  
 PS3=IPS e.max Press HT, Sof-lex, 3. firnlama  
 PS5=IPS e.max Press HT, Sof-lex, 5. firnlama  
 CGK=IPS e.max CAD HT, Glaze, Kontrol  
 CG1=IPS e.max CAD HT, Glaze, 1. firnlama  
 CG3=IPS e.max CAD HT, Glaze, 3. firnlama  
 CG5 =IPS e.max CAD HT, Glaze, 5. firnlama  
 CSK=IPS e.max CAD HT, Sof-lex, Kontrol  
 CS1=IPS e.max CAD HT, Sof-lex, 1. firnlama  
 CS3=IPS e.max CAD HT, Sof-lex, 3. firnlama  
 CS5=IPS e.max CAD HT, Sof-lex, 5. firnlama

Tekrarlı ölçümlerde varyans analizi kullanılarak istatistiksel olarak grupları, fırınlamalardaki değişimlerine göre bükülme dirençlerini değerlendirecek olursak (Çizelge 3.2) PGK ( $377,87 \pm 53,00$  Mpa) ile PG5 ( $331,53 \pm 45,16$  Mpa) arasında ( $p=0,017$ ) ve PG1 ( $372,28 \pm 34,89$  Mpa) ile PG5 ( $331,53 \pm 45,16$  Mpa) arasında ( $p=0,042$ ) fark olduğu ve PG5'in daha düşük bükülme direncine sahip olduğu gözlenmiştir. Ayrıca PSK ( $337,95 \pm 36,45$  Mpa) ile PS5 ( $274,43 \pm 28,63$  Mpa) arasında fark olduğu ve kontrol grubunun daha yüksek bükülme direncine sahip olduğu gözlenmiştir ( $p=0,009$ ). Benzer olarak PS1 ( $320,10 \pm 23,40$  Mpa) ile PS5 ( $274,43 \pm 28,63$  Mpa) arasında fark olduğu ve PS1'in daha yüksek bükülme direncine sahip olduğu gözlenmiştir ( $p=0,042$ ) (Çizelge 3.2 ve Çizelge 3.3).

Tekrarlı ölçümlerde varyans analizi kullanılarak değerlendirme yapıldığında IPS e.max CAD grubunda hem glaze hem de Sof-lex yüzey bitirme işlemlerine ait kontrol ve tekrarlanan fırınlama grupları arasında bükülme direncinde fark olmadığı gözlenmiştir (Çizelge 3.2 ve Çizelge 3.3).

Çizelge 3-2:Bükülme Dayanıklılıklarının Grup İçi Karşılaştırmaları

Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi	IPS e.max Press HT	IPS e.max CAD
	P	P
Kontrol/1.fırın (Glaze)	1,000 (PGK/PG1)	1,000 (CGK/CG1)
Kontrol /3.fırın (Glaze)	0,410 (PGK/PG3)	1,000 (CGK/CG3)
Kontrol /5.fırın (Glaze)	<b>0,017*</b> (PGK/PG5)	1,000 (CGK/CG5)
1.fırın/3.fırın (Glaze)	0,292 (PG1/PG3)	1,000 (CG1/CG3)
1.fırın/5.fırın (Glaze)	<b>0,042*</b> (PG1/PG5)	1,000 (CG1/CG5)
3.fırın/5.fırın (Glaze)	1,000 (PG3/PG5)	0,508 (CG3/CG5)
Kontrol/1.fırın (Sof-lex)	0,312 (PSK/PS1)	1,000 (CSK/CS1)
Kontrol /3.fırın (Sof-lex)	0,068 (PSK/PS3)	1,000 (CSK/CS3)
Kontrol /5.fırın (Sof-lex)	<b>0,009*</b> (PSK/PS5)	1,000 (CSK/CS5)
1.fırın/3.fırın (Sof-lex)	0,188 (PS1/PS3)	1,000 (CS1/CS3)
1.fırın/5.fırın (Sof-lex)	<b>0,042*</b> (PS1/PS5)	1,000 (CS1/CS5)
3.fırın/5.fırın (Sof-lex)	0,070 (PS3/PS5)	1,000 (CS3/CS5)

\* işareti gruplar arasında fark olduğunu göstermektedir.

**Çizelge 3-3 Bükülme Dayanıklılığı için Grup İçi Karşılaştırmaları**

	KONTROL	1.FIRINLAMA	3.FIRINLAMA	5.FIRINLAMA
KONTROL				* x
1.FIRINLAMA				* x
3.FIRINLAMA				
5.FIRINLAMA	* x	* x		

İşaretili alanlar gruplar arasında fark olduğunu göstermektedir ( $p<0,05$ ).

**IPS e.max Press/Glaze \***

Kontrol grubu ile 5. Fırınlama arasında fark vardır.

1.fırınlama grubu ile 5. Fırınlama grubu arasında fark vardır.

**IPS e.max Press/Sof-lex x**

Kontrol grubu ile 5. Fırınlama arasında fark vardır.

1.fırınlama grubu ile 5. Fırınlama grubu arasında fark vardır.

Bağımsız örneklem T testi kullanılarak farklı materyale göre bükülme dayanıklılığı karşılaştırıldığında, PG3 (342,83±20,63 Mpa) ve CG3 (390,86±24,01 Mpa) grupları arasında fark olduğu ve CG3'ün daha yüksek bükülme direncine sahip olduğu gözlenmiştir. ( $p<0,001$ ), PS1 (320,10±23,40 Mpa) ile CS1 (369,12±67,75 Mpa) arasında ( $p=0,044$ ), PS3 (309,70±19,11 Mpa) ile CS3 (355,95±25,24 Mpa) arasında ( $p<0,001$ ), PS5 (274,43±28,63 Mpa) ile CS5 (352,48±53,15 Mpa) arasında ( $p=0,001$ ) fark olduğu ve IPS e.max CAD' in daha yüksek bükülme direncine sahip olduğu gözlenmiştir. Glaze yüzey bitirme ve Sof-lex yüzey bitirme işlemlerine ait diğer gruplar arasında ise fark olmadığı gözlenmiştir ( $p>0,05$ ) (Çizelge 3.4).

**Çizelge 3-4:Bükme Dayanıklılıklarının Materyallere Göre Gruplar Arası Karşılaştırmaları**

Bağımsız T Testi	Kontrol	1.fırınlama	3.fırınlama	5.fırınlama
	P	P	P	P
IPS e.max Press /IPS e.max CAD (Glaze)	0,804 (F= 3,398)	0,781 (F= 0,768)	<0,001* (F= 0,032)	0,207 (F= 0,003)
IPS e.max Press /IPS e.max CAD (Sof-lex)	0,766 (F= 3,216)	0,044* (F= 0,704)	<0,001* (F= 0,332)	0,001* (F= 1,404)

\* işareti gruplar arasında fark olduğunu göstermektedir.

Bağımsız örneklem T testi kullanılarak farklı yüzey bitirme işlemlerine göre karşılaştırmalar yapıldığında ise, IPS e.max Press' e ait glaze ve Sof-lex yüzey bitirme işlemleri gruplarının arasındaki karşılaştırmalarda, PGK (377,87±53,00 Mpa) ile PSK (337,95±36,45 Mpa) arasında (p=0,040), PG1 (372,28±34,89 Mpa) ile PS1 (320,10±23,40 Mpa) arasında (p=0,001), PG3 (342,83±20,63 Mpa) ile PS3 (309,70±19,11 Mpa) arasında (p=0,002), PG5 (331,53±45,16 Mpa) ile PS5 (274,43±28,63 Mpa) arasında (p<0,001) fark olduğu ve glaze yüzey bitirme işlemine ait IPS e.max Press gruplarının daha yüksek bükülme direncine sahip olduğu gözlenmiştir (Çizelge 3.5).

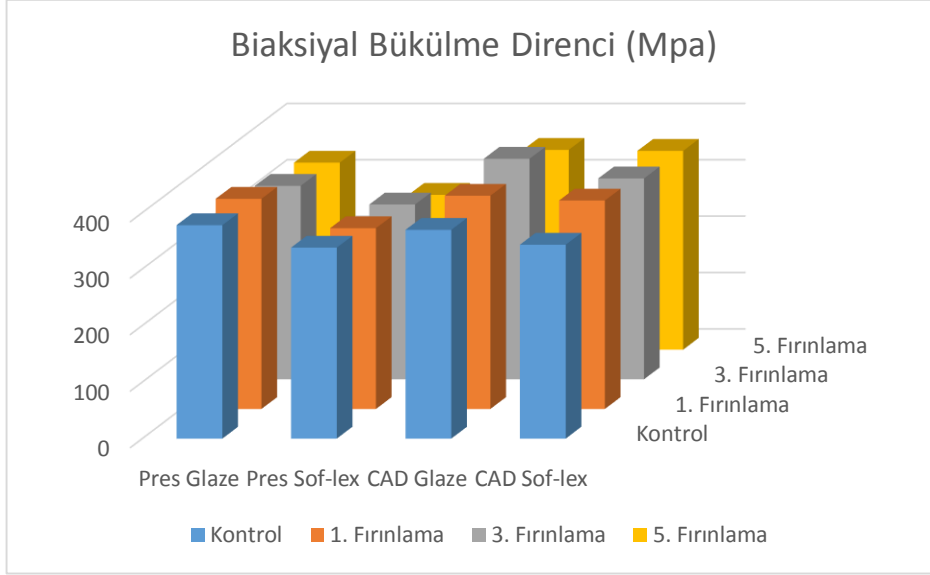
IPS e.max CAD materyalinin glaze ve Sof-lex yüzey bitirme işlemlerinde ise CG3 (390,86±24,01 Mpa) ile CS3 (355,95±25,24 Mpa) arasında (p=0,005) fark olduğu ve glaze yüzey bitirme işleminin daha yüksek bükülme direncine sahip olduğu gözlenmiştir (Çizelge 3.5).

**Çizelge 3-5 Bükülme Dayanıklıklarının Farklı Yüzey Bitirme İşlemlerine Göre Gruplar Arası Karşılaştırmaları**

Bağımsız T Testi	Kontrol	1.fırınlama	3.fırınlama	5.fırınlama
	P	P	P	P
<i>Glaze / Sof-lex</i> (IPS e.max Press)	<b>0,040*</b> (F=1,479)	<b>0,001*</b> (F=2,905)	<b>0,002*</b> (F=0,423)	<b>&lt;0,001*</b> (F=0,146)
<i>Glaze / Sof-lex</i> (IPS e.max CAD)	0,438 (F=3,735)	0,751 (F=1,399)	<b>0,005*</b> (F=0,002)	0,939 (F=0,056)

\* işareti gruplar arasında fark olduğunu göstermektedir.

Gruplara ait biaksiyal bükülme direnci değerlerinin grafiksel gösterimi Şekil 3.1.'de verilmiştir.



Şekil 3-1 Biaksiyal Bükülme Direnci Değerlerinin Fırlamalara Göre Grafik Gösterimi



Çizelge 3.6’da yüzey pürüzlülüğü için tanımlayıcı istatistik verilmiştir.

Çizelge 3-6 Yüzey Pürüzlülüğü İçin Tanımlayıcı İstatistik

Örnekler	Örnek sayısı	Ortalama	Standart sapma	Minimum	Maksimum
PGK	10	0,23	0,04	0,19	0,28
PG1	10	0,14	0,03	0,09	0,20
PG3	10	0,11	0,04	0,05	0,16
PG5	10	0,07	0,01	0,05	0,08
PSK	10	0,17	0,04	0,11	0,24
PS1	10	0,09	0,03	0,06	0,15
PS3	10	0,09	0,03	0,05	0,15
PS5	10	0,06	0,01	0,05	0,11
CGK	10	0,18	0,07	0,05	0,28
CG1	10	0,16	0,02	0,14	0,23
CG3	10	0,13	0,03	0,08	0,17
CG5	10	0,09	0,02	0,05	0,13
CSK	10	0,13	0,02	0,09	0,16
CS1	10	0,09	0,04	0,02	0,15
CS3	10	0,04	0,01	0,01	0,06
CS5	10	0,03	0,01	0,02	0,06

PGK= IPS e.max Press HT, Glaze, Kontrol

PG1=IPS e.max Press HT, Glaze, 1. firinlama

PG3=IPS e.max Press HT, Glaze, 3. firinlama

PG5=IPS e.max Press HT, Glaze, 5. firinlama

PSK= IPS e.max Press HT, Sof-lex, Kontrol

PS1=IPS e.max Press HT, Sof-lex, 1. firinlama

PS3=IPS e.max Press HT, Sof-lex, 3. firinlama

PS5=IPS e.max Press HT, Sof-lex, 5. firinlama

CGK=IPS e.max CAD HT, Glaze, Kontrol

CG1=IPS e.max CAD HT, Glaze, 1. firinlama

CG3=IPS e.max CAD HT, Glaze, 3. firinlama

CG5 =IPS e.max CAD HT, Glaze, 5. firinlama

CSK=IPS e.max CAD HT, Sof-lex, Kontrol

CS1=IPS e.max CAD HT, Sof-lex, 1. firinlama

CS3=IPS e.max CAD HT, Sof-lex, 3. firinlama

CS5=IPS e.max CAD HT, Sof-lex, 5. firinlama

Tekrarlı ölçümlerde varyans analizi kullanılarak IPS e.max Press' e ait örnek grubunu incelediğimizde PGK ( $0,23\pm 0,04 \mu\text{m}$ ) ile PG1 ( $0,14\pm 0,03 \mu\text{m}$ ) arasında ( $p=0,005$ ), PGK ( $0,23\pm 0,04 \mu\text{m}$ ) ile PG3 ( $0,11\pm 0,04 \mu\text{m}$ ) arasında ( $p<0,001$ ), PGK ( $0,23\pm 0,04 \mu\text{m}$ ) ile PG5 ( $0,07\pm 0,01 \mu\text{m}$ ) arasında ( $p<0,001$ ) fark olduğu ve PGK grubunun daha pürüzlü yüzeye sahip olduğu gözlenmiştir. PG1 ( $0,14\pm 0,03 \mu\text{m}$ ) ile PG3 ( $0,11\pm 0,04 \mu\text{m}$ ) arasında ve PG3 ( $0,11\pm 0,04 \mu\text{m}$ ) ile PG5 ( $0,07\pm 0,01 \mu\text{m}$ ) arasında fark gözlenmezken ( $p>0,05$ ), PG1 ( $0,14\pm 0,03 \mu\text{m}$ ) ile PG5 ( $0,07\pm 0,01 \mu\text{m}$ ) arasında fark olduğu ve PG5 grubunun daha pürüzsüz yüzeye sahip olduğu gözlenmiştir ( $p=0,002$ ). IPS e.max Press' e ait Sof-lex yüzey bitirme işlemi uygulanmış gruplara baktığımızda ise PSK ( $0,17\pm 0,04 \mu\text{m}$ ) ile PS1 ( $0,09\pm 0,03 \mu\text{m}$ ) arasında ( $p=0,002$ ), PSK ( $0,17\pm 0,04 \mu\text{m}$ ) ile PS3 ( $0,09\pm 0,03 \mu\text{m}$ ) arasında ( $p=0,004$ ) ve PSK ( $0,17\pm 0,04 \mu\text{m}$ ) ile PS5 ( $0,06\pm 0,01 \mu\text{m}$ ) arasında ( $p<0,001$ ) fark olduğu, PSK grubunun daha pürüzlü yüzeye sahip olduğu gözlenmiştir. PS1 ( $0,09\pm 0,03 \mu\text{m}$ ) ile PS3 ( $0,9\pm 0,03 \mu\text{m}$ ) arasında, PS1 ( $0,09\pm 0,03 \mu\text{m}$ ) ve PS5 ( $0,06\pm 0,01 \mu\text{m}$ ) arasında ve PS3 ( $0,09\pm 0,03 \mu\text{m}$ ) ile PS5 ( $0,06\pm 0,01 \mu\text{m}$ ) arasında fark olmadığı gözlenmiştir ( $p>0,05$ ) (Çizelge 3.7 ve Çizelge 3.8).

IPS e.max CAD'e ait örnek grubunu incelediğimizde CGK ( $0,18\pm 0,07 \mu\text{m}$ ) ile CG1 ( $0,16\pm 0,03 \mu\text{m}$ ) arasında ve CGK ( $0,18\pm 0,07 \mu\text{m}$ ) ile CG3 ( $0,13\pm 0,03 \mu\text{m}$ ) arasında fark görülmezken ( $p>0,05$ ), CGK ( $0,18\pm 0,07 \mu\text{m}$ ) ile CG5 ( $0,09\pm 0,02 \mu\text{m}$ ) arasında fark olduğu ve CG5 grubunun daha pürüzsüz yüzeye sahip olduğu gözlenmiştir ( $p=0,030$ ). Ayrıca CG1 ( $0,16\pm 0,02 \mu\text{m}$ ) ile CG3 ( $0,13\pm 0,03 \mu\text{m}$ ) arasında karşılaştırıldığında fark gözlenmezken ve CG1 ( $0,16\pm 0,02 \mu\text{m}$ ) ile CG5 ( $0,09\pm 0,02 \mu\text{m}$ ) karşılaştırıldığında ( $p<0,001$ ) CG1 grubunun daha pürüzlü yüzeye sahip olduğu gözlenmiştir. CG3 ( $0,13\pm 0,03 \mu\text{m}$ ) ile CG5 ( $0,09\pm 0,02 \mu\text{m}$ ) karşılaştırıldığında ise CG5 grubunun daha pürüzsüz yüzeye sahip olduğu gözlenmiştir ( $p=0,022$ ).

IPS e.max CAD' e ait Sof-lex yüzey bitirme gruplarını incelediğimizde ise, CSK ( $0,13\pm 0,02 \mu\text{m}$ ) ile CS1 ( $0,09\pm 0,04 \mu\text{m}$ ) arasında fark gözlenmezken ( $p>0,05$ ), CSK ( $0,13\pm 0,02 \mu\text{m}$ ) ile CS3 arasında ( $0,04\pm 0,01 \mu\text{m}$ ) ( $p<0,001$ ) ve CSK ( $0,13\pm 0,02 \mu\text{m}$ ) ile CS5 ( $0,03\pm 0,01 \mu\text{m}$ ) arasında ( $p<0,001$ ) fark olduğu ve CSK grubunun daha pürüzlü yüzeye sahip olduğu gözlenmiştir. Bununla birlikte CS1

(0,09±0,04 µm) ile CS3 (0,04±0,01 µm) arasında (p=0,037) ve CS1 (0,09±0,04 µm) ile CS5 (0,03±0,01 µm) arasında (p=0,005) fark olduğu ve CS1 grubunun daha pürüzlü yüzeye sahip olduğu gözlenmiştir. CS3 (0,04±0,01 µm) ile CS5 (0,03±0,01 µm) arasında ise fark olmadığı gözlenmiştir (p>0,05) (Çizelge 3.7 ve Çizelge 3.8).

Çizelge 3-7 Yüzey Pürüzlülüğünün Grup İçi Karşılaştırmaları

Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi	IPS e.max Press	IPS e.max CAD
	P	P
Kontrol/1.fırın (Glaze)	<b>0,005*</b> (PGK/PG1)	1,000 (CGK/CG1)
Kontrol /3.fırın (Glaze)	<b>&lt;0,001*</b> (PGK/PG3)	0,594 (CGK/CG3)
Kontrol /5.fırın (Glaze)	<b>&lt;0,001*</b> (PGK/PG5)	<b>0,029*</b> (CGK/CG5)
1.fırın/3.fırın (Glaze)	0,392 (PG1/PG3)	0,060 (CG1/CG3)
1.fırın/5.fırın (Glaze)	<b>0,002*</b> (PG1/PG5)	<b>&lt;0,001*</b> (CG1/CG5)
3.fırın/5.fırın (Glaze)	0,122 (PG3/PG5)	<b>0,022*</b> (CG3/CG5)
Kontrol/1.fırın (Sof-lex)	<b>0,002*</b> (PSK/PS1)	0,191 (CSK/CS1)
Kontrol /3.fırın (Sof-lex)	<b>0,004*</b> (PSK/PS3)	<b>&lt;0,001*</b> (CSK/CS3)
Kontrol /5.fırın (Sof-lex)	<b>&lt;0,001*</b> (PSK/PS5)	<b>&lt;0,001*</b> (CSK/CS5)
1.fırın/3.fırın (Sof-lex)	1,000 (PS1/PS3)	<b>0,028*</b> (CS1/CS3)
1.fırın/5.fırın (Sof-lex)	0,140 (PS1/PS5)	<b>0,003*</b> (CS1/CS5)
3.fırın/5.fırın (Sof-lex)	0,150 (PS3/PS5)	1,000 (CS3/CS5)

\* işareti gruplar arasında fark olduğunu göstermektedir.

**Çizelge 3-8 Yüzey Pürüzlülüğünün Grup İçi Karşılaştırmaları**

	KONTROL	1.FIRINLAMA	3.FIRINLAMA	5.FIRINLAMA
KONTROL		* ×	*× Δ	* ×Δ■
1.FIRINLAMA	*×		Δ	*Δ■
3.FIRINLAMA	*× Δ	Δ		■
5.FIRINLAMA	*× Δ■	* Δ ■	■	

İşaretili alanlar gruplar arasında fark olduğunu göstermektedir (p<0,05).

**IPS e.max Press/Glaze \***

Kontrol grubu ile 1. Fırınlama arasında fark vardır.

Kontrol grubu ile 3. Fırınlama arasında fark vardır.

Kontrol grubu ile 5. Fırınlama arasında fark vardır.

1. fırınlama grubu ile 5. Fırınlama grubu arasında fark vardır.

**IPS e.max Press/Sof-lex ×**

Kontrol grubu ile 1. fırınlama grubu arasında fark vardır.

Kontrol grubu ile 3. Fırınlama arasında fark vardır.

Kontrol grubu ile 5. Fırınlama arasında fark vardır.

**IPS e.max CAD/Glaze ■**

Kontrol grubu ile 5. Fırınlama arasında fark vardır.

1. fırınlama grubu ile 5. Fırınlama grubu arasında fark vardır.

3. fırınlama grubu ile 5. Fırınlama grubu arasında fark vardır.

**IPS e.max CAD/Sof-Lex Δ**

Kontrol grubu ile 3. Fırınlama arasında fark vardır.

Kontrol grubu ile 5. Fırınlama arasında fark vardır.

1. fırınlama grubu ile 3. Fırınlama grubu arasında fark vardır.

1. fırınlama grubu ile 5. Fırınlama grubu arasında fark vardır.

Bağımsız örneklem T testi kullanılarak farklı materyallere göre karşılaştırmalar yapıldığında, PGK (0,23±0,04 μm) ve CGK (0,18±0,07 μm) arasında fark olduğu ve CGK' nin daha pürüzsüz yüzeye sahip olduğu gözlenmiştir (p=0,028). Glaze yüzey bitimine ait 1., 3. ve 5. fırınlama grubu arasında fark olmadığı gözlenmiştir (p>0,05). Sof-lex yüzey bitirme işlemine ait gruplarda ise PSK (0,17±0,04 μm) ile CSK (0,13±0,02 μm) arasında (p=0,018), PSK (0,09±0,03 μm) ile CS3 (0,04±0,01 μm) arasında (p<0,001) ve PS5 (0,06±0,01 μm) ile CS5 (0,03±0,01 μm) arasında (p<0,001) fark olduğu ve IPS e.max CAD'in daha pürüzsüz yüzeye sahip olduğu gözlenmiştir. 1. fırınlama grupları arasında ise fark olmadığı gözlenmiştir (p>0,05) (Çizelge 3.9).

**Çizelge 3-9 Yüzey Pürüzlülüğünün Materyallere Göre Gruplar Arası Karşılaştırmaları**

Bağımsız T Testi	Kontrol	1.fırınlama	3.fırınlama	5.fırınlama
	P	P	P	P
IPS e.max Press /IPS e.max CAD ( <i>Glaze</i> )	<b>0,028*</b> ( <b>F=1,077</b> )	0,154 (F=0,030)	0,087 (F=2,096)	0,063 (F=4,872)
IPS e.max Press /IPS e.max CAD ( <i>Sof-lex</i> )	<b>0,018*</b> ( <b>F= 4,778</b> )	0,963 (F= 0,245)	<b>&lt;0,001*</b> ( <b>F= 3,519</b> )	<b>&lt;0,001*</b> ( <b>F= 2,661</b> )

\* işareti gruplar arasında fark olduğunu göstermektedir.

Bağımsız örneklem T testi kullanılarak farklı yüzey bitirme işlemine göre karşılaştırmalar değerlendirildiğinde, PGK ( $0,23\pm 0,04 \mu\text{m}$ ) ile PSK ( $0,17\pm 0,04 \mu\text{m}$ ) arasında ( $p=0,003$ ), PG1 ( $0,14\pm 0,03 \mu\text{m}$ ) ile PS1 ( $0,09\pm 0,03 \mu\text{m}$ ) arasında ( $p=0,002$ ) Sof-lex yüzey bitirme işlemine ait grubun daha pürüzsüz olduğu gözlenmiştir. 3. ve 5. fırlama aşamalarına ait gruplar arasında ise fark olmadığı gözlenmiştir ( $p>0,05$ ) (Çizelge 3.10).

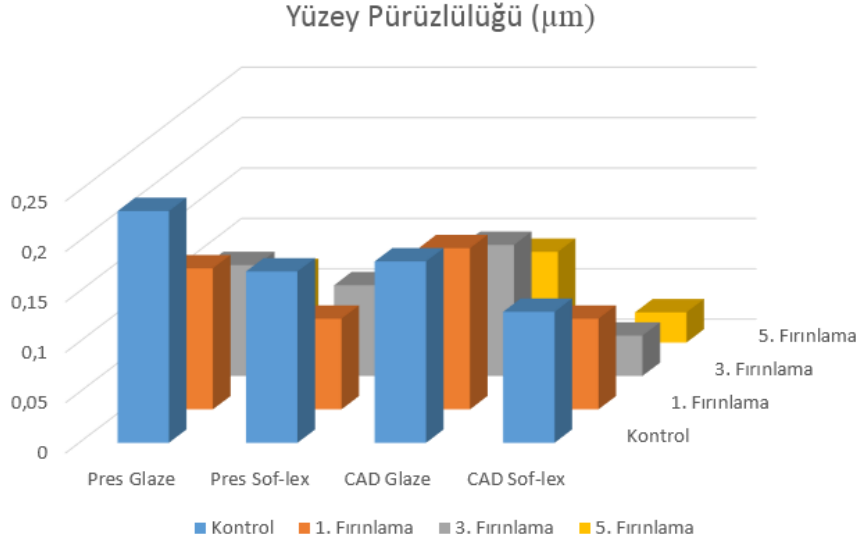
CAD yöntemi ile elde edilen örneklerde CGK ( $0,18\pm 0,07\mu\text{m}$ ) ile CSK ( $0,13\pm 0,02\mu\text{m}$ ) arasında ( $p=0,045$ ), CG1 ( $0,16\pm 0,02\mu\text{m}$ ) ile CS1 ( $0,09\pm 0,04\mu\text{m}$ ) arasında ( $p<0,001$ ), CG3 ( $0,13\pm 0,03\mu\text{m}$ ) ile CS3 ( $0,04\pm 0,01\mu\text{m}$ ) arasında ( $p<0,001$ ) ve CG5 ( $0,09\pm 0,02\mu\text{m}$ ) ile CS5 ( $0,03\pm 0,01\mu\text{m}$ ) arasında ( $p<0,001$ ) fark olduğu ve Sof-lex yüzey bitirme işleminin daha pürüzsüz yüzeye sahip olduğu gözlenmiştir (Çizelge 3.10).

**Çizelge 3-10 Yüzey Pürüzlülüğünün Farklı Yüzey Bitirme İşlemlerine Göre Gruplar Arası Karşılaştırmaları**

Bağımsız T Testi	Kontrol	1.fırınlama	3.fırınlama	5.fırınlama
	P	P	P	P
<i>Glaze / Sof-lex</i> (IPS e.max Press)	<b>0,003*</b> ( <b>F=0,131</b> )	<b>0,002*</b> ( <b>F=0,007</b> )	0,254 (F=0,550)	0,323 (F=0,495)
<i>Glaze / Sof-lex</i> (IPS e.max CAD)	<b>0,045*</b> ( <b>F=4,418</b> )	<b>&lt; 0,001*</b> ( <b>F=0,173</b> )	<b>&lt; 0,001*</b> ( <b>F=0,506</b> )	<b>&lt; 0,001*</b> ( <b>F=5,451</b> )

\* işareti gruplar arasında fark olduğunu göstermektedir.

Gruplara ait yüzey pürüzlülüğü değerlerinin grafiksel gösterimi Şekil 3.2.'de verilmiştir.



**Şekil 3-2 Yüzey Pürüzlülüğü Değerlerinin Fırlamalara Göre Grafik Gösterimi**

Bükülme direnci ile yüzey pürüzlülüğü arasındaki ilişkiyi Pearson korelasyon analizi ile incelediğimizde iki parametre arasında anlamlı ilişki olmadığı gözlenmiştir (Çizelge 3.11).

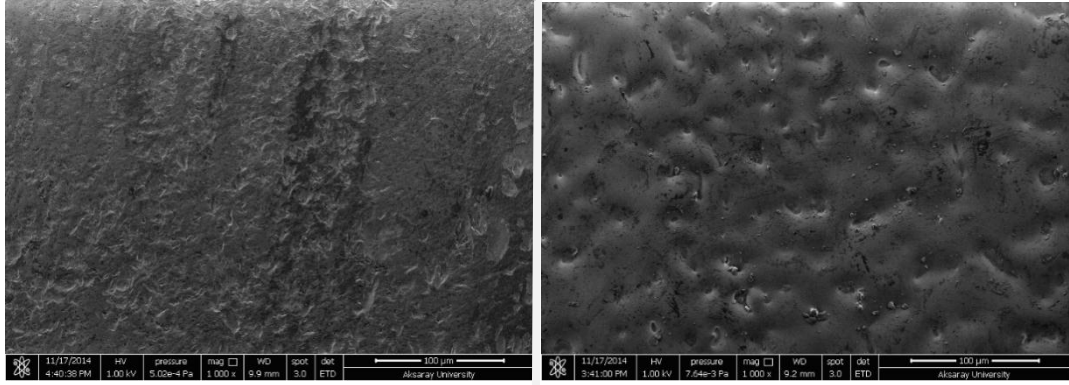
Çizelge 3-11 Bükülme direnci ile Yüzey pürüzlülüğü arasındaki ilişki

		KONTROL	1.FIRINLAMA	3.FIRINLAMA	5.FIRINLAMA
IPS e.max Press HT (Glaze)	r	0,366	-0,610	0,588	0,102
	P	<b>0,298</b>	<b>0,061</b>	<b>0,074</b>	<b>0,799</b>
IPS e.max Press HT (Sof-lex)	r	0,263	0,209	0,096	0,121
	P	<b>0,463</b>	<b>0,563</b>	<b>0,792</b>	<b>0,739</b>
IPS e.max CAD HT (Glaze)	r	-0,063	-0,098	0,319	0,193
	P	<b>0,863</b>	<b>0,787</b>	<b>0,368</b>	<b>0,594</b>
IPS e.max CAD HT (Sof-lex)	r	-0,114	0,419	0,527	-0,145
	P	<b>0,754</b>	<b>0,228</b>	<b>0,117</b>	<b>0,690</b>

\* işareti gruplar arasında fark olduğunu göstermektedir.



SEM (Quanta FEG 250, Fei, USA) değerlendirmesi için herbir gruptan alınan görüntüler incelendiğinde, glaze ve polisaj uygulanan örnek yüzeylerin birbirinden belirgin derecede farklı yüzey görüntüsüne sahip oldukları görülmüştür. Sof-lex uygulaması ile ve fırınlama sayısı artmasıyla, yüzey yapısı incelenmesi sonucunda daha düzgün ve pürüzsüz alanlar izlenmektedir.

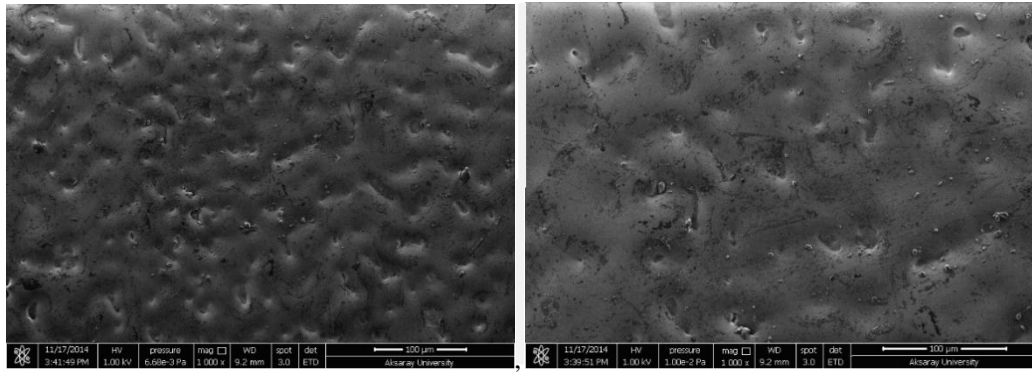


a

b

**Şekil 3-3 IPS e.max Press Örneklerinin Kontrol Fırınlama Sonrası Glaze (a) ve Sof-Lex (b) Yüzey Bitirme İşlemine Ait SEM Görüntüleri**

IPS e.max Press'e ait glaze yüzey bitimi kontrol grubunun yüzeyinin Sof-lex yüzey bitimine göre daha pürüzlü olduğu görülmektedir.

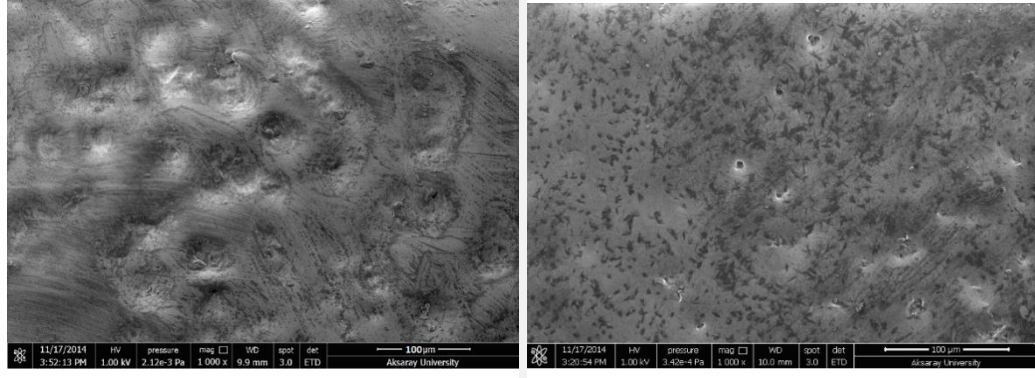


a

b

**Şekil 3-4 IPS e.max CAD Örneklerinin Kontrol Fırınlama Sonrası Glaze (a) ve Sof-Lex (b) Yüzey Bitirme İşlemine Ait SEM Görüntüleri**

Kontrol fırınlamasına ait IPS e.max CAD glaze yüzey bitiminin Sof-lex yüzey bitimine göre daha pürüzlü olduğu gözlenmiştir.

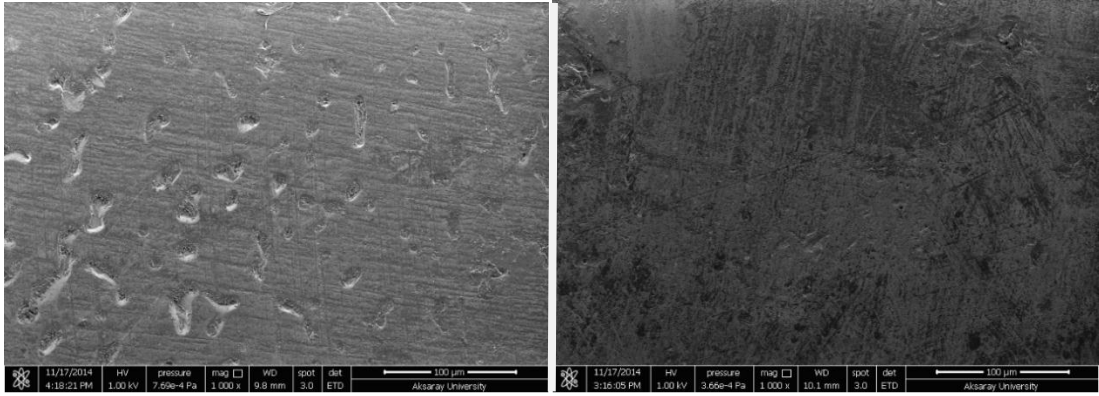


a

b

**Şekil 3-5 IPS e.max Press Örneklerinin 1. Fırlama Sonrası Glaze (a) ve Sof-Lex (b) Yüzey Bitirme İşlemine Ait SEM Görüntüleri**

IPS e.max Press'e ait 1. fırlama aşamasındaki Sof-Lex yüzey bitimi grubu glaze yüzey bitimi grubuna göre daha düzgün yüzey özelliği göstermiştir.

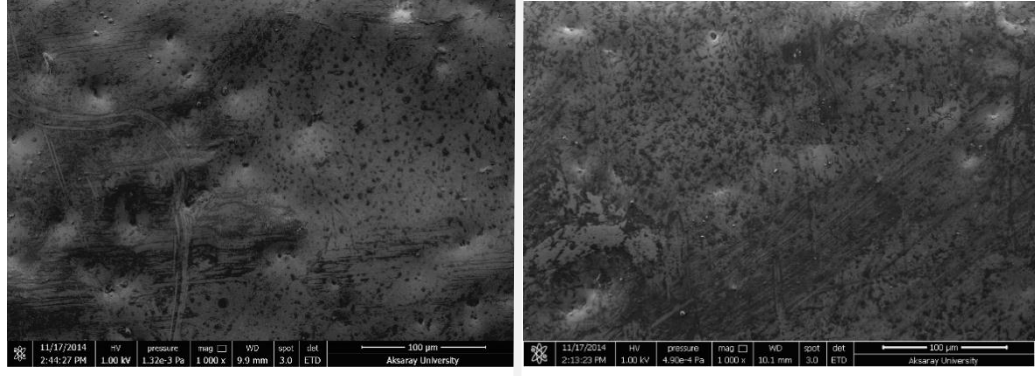


a

b

**Şekil 3-6 IPS e.max CAD Örneklerinin 1. Fırlama Sonrası Glaze (a) ve Sof-Lex (b) Yüzey Bitirme İşlemine Ait SEM Görüntüleri**

IPS e.max CAD'e ait glaze yüzey bitimi 1. fırlama grubunun yüzeyinin Sof-lex yüzey bitimine göre daha pürüzlü olduğu görülmektedir.

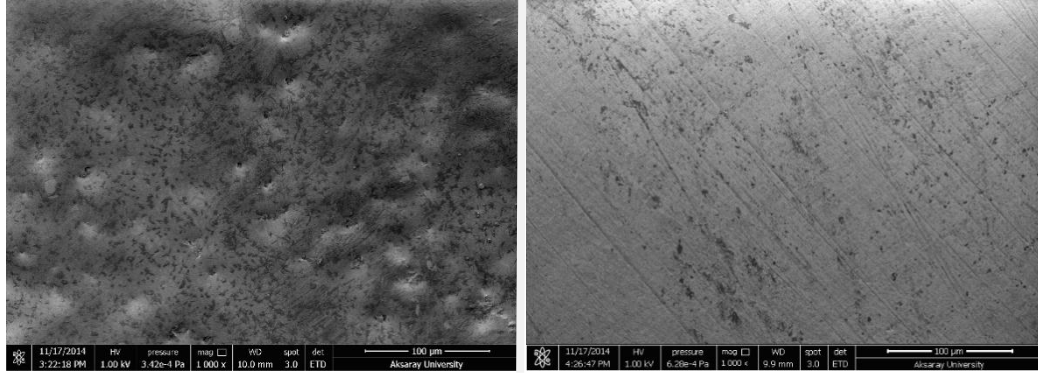


a

b

**Şekil 3-7 IPS e.max Press Örneklerinin 3. Fırınlama Sonrası Glaze (a) ve Sof-Lex (b) Yüzey Bitirme İşlemine Ait SEM Görüntüleri**

IPS e.max Press'e ait glaze yüzey bitimi 3. fırınlama grubunun yüzeyinin Sof-lex yüzey bitimi ile benzer yüzey özelliğine sahip olduğu gözlenmektedir.

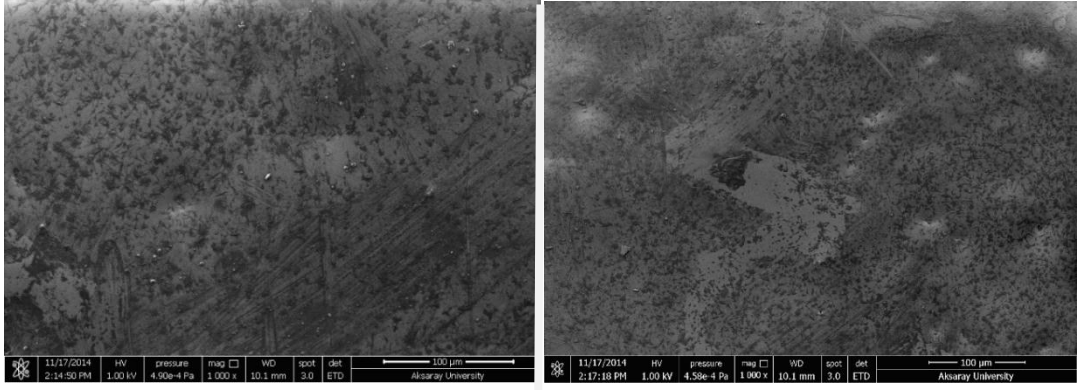


a

b

**Şekil 3-8 IPS e.max CAD Örneklerinin 3. Fırınlama Sonrası Glaze (a) ve Sof-Lex (b) Yüzey Bitirme İşlemine Ait SEM Görüntüleri**

Kontrol fırınlamasına ait IPS e.max CAD'in glaze yüzey bitimi grubu Sof-lex yüzey bitimine göre daha pürüzlü olduğu görülmektedir.

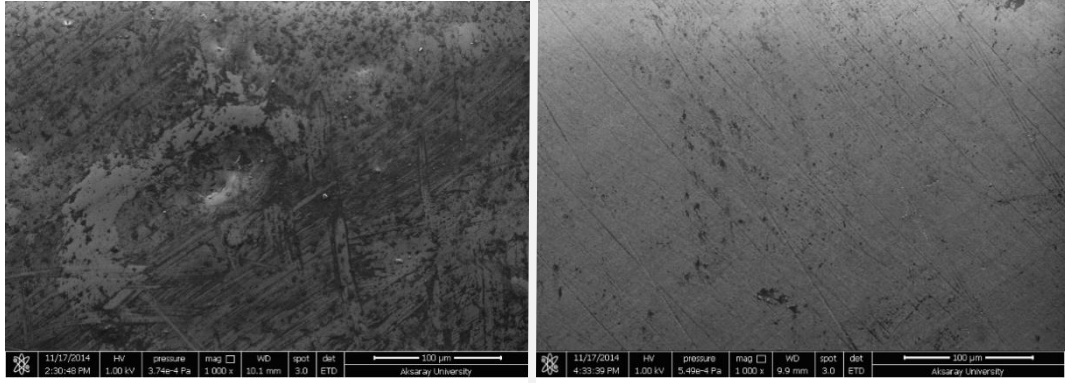


a

b

**Şekil 3-9 IPS e.max Press Örneklerinin 5. Fırınlama Sonrası Glaze (a) ve Sof-Lex (b) Yüzey Bitirme İşlemine Ait SEM Görüntüleri**

IPS e.max Press'e ait glaze yüzey bitimi 3. fırınlama grubunun yüzeyinin Sof-lex yüzey bitimi ile benzer yüzey özelliğine sahip olduğu gözlenmektedir.



a

b

**Şekil 3-10 IPS e.max CAD Örneklerinin 5. Fırınlama Sonrası Glaze (a) ve Sof-Lex (b) Yüzey Bitirme İşlemine Ait SEM Görüntüleri**

5. fırınlama grubuna ait IPS e.max CAD'in glaze yüzey bitimi grubu Sof-lex yüzey bitimine göre daha pürüzlü olduğu tespit edilmiştir.

#### 4 TARTIŞMA VE SONUÇ

Sabit protetik restorasyonlarda yeni dental porselen alternatifini arayışları sonucu çeşitli metal desteksiz porselen sistemleri geliştirilmiştir. Günümüzde sabit protetik restorasyonlarda metal desteksiz restorasyonlar arasında yüksek seviye biyolojik uyumluluk, anterior ve premolar bölgede kullanılabilir kırılma direnci, mükemmel estetik ve optimal marjinal uyum nedeni ile lityum disilikat seramikler en çok tercih edilen sistemlerden biridir (Kern ve ark. 2012).

Tam seramiklerle ilgili yapılan araştırmalarda, birçok araştırmacı materyallerin dayanıklılığını etkileyen faktörler üzerinde durmuştur. Çalışmalarda dental porselenin fırınlama tekniğinin, ısısının ve fırınlama sayısının, dayanıklılığa olan etkisi araştırılmıştır (Albakry ve ark. 2004, Belli ve ark. 1997, Bona ve ark. 2003, Cattell ve ark. 1997, Chen ve ark. 2008, Chong ve ark. 2002, Douglas ve Przybylska 1999, Drummond ve ark. 2000, Guazzato ve ark. 2004, Guazzato ve ark. 2005, Heffernan ve ark. 2002a, Heffernan ve ark. 2002b, Hooshmand ve ark. 2008, Nassar ve ark. 1995, Oh ve ark. 2000, Phillips 1991, Ren ve ark. 2015).

Tam seramik restorasyonların hazırlanması (laboratuvar) ve hastaya uygulanması sırasında renk, kontur ve okluzal uyumsuzluk gibi nedenlerden tekrarlanan fırınlamalar ile farklı yüzey bitim işlemleri uygulanması gerekebilmektedir. Çalışmamızda bu nedenle, üretim şekilleri farklılık gösteren lityum disilikat içerikli seramik materyallerinin bükülme dayanıklılığı ve yüzey pürüzlülüğü üzerinde tekrarlanan fırınlamalar ve farklı yüzey bitim işlemlerinin etkisinin araştırılması amaçlanmıştır. Araştırmamızın sonucunda, çalışmanın hipotezlerinden IPS e.max CAD ve IPS e.max Press'in bükülme dirençleri ve yüzey pürüzsüzlük değerleri üzerinde tekrarlanan fırınlamalarda fark olmayacağı görüşünün tamamen doğru olmadığı bulunmuştur. Tekrarlanan fırınlamalarda glaze ve Sof-Lex yüzey bitirme işlemi uygulanmış IPS e.max CAD örneklerde biaksiyal bükülme direnci açısından fark görülmezken, IPS e.max Press grubunda 5. ek fırınlamada,

kontrol ve 1. ek fırınlama ile kıyaslandığında biaksiyel bükülme direncinin istatistiksel olarak anlamlı düzeyde azaldığı bulunmuştur.

Tekrarlanan fırınlamalar ve yüksek ısılar, porselen yapıda renk pigmentlerinin yanmasına, porselen kitlesinin pyroplastik değişimine (yığılmasına) ve devitrifikasyonuna neden olabilir. Bu nedenlerle porselen restorasyonlarda, tekrarlanan fırınlamalardan mümkün olduğunca kaçınılması önerilir (Barghi 1982, Naylor 1992, O'Brien ve ark. 1991, Tamura 1987). Literatürü incelediğimizde tekrarlanan fırınlamalar sonrasında seramiklerin kırılma direncini araştıran yayınların sınırlı sayıda olduğu görmekteyiz (Ertan ve ark. 2011, Vichi ve ark. 2015).

Vichi ve ark. (Vichi ve ark. 2015) bar formundaki zirkon örneklerle üç farklı aşama ile viner seramiği uygulamışlardır 1. grupta viner seramiğe bir fırınlama ve tek parça halinde, 2. grupta zirkon örnek üzerine viner seramiği 3 fırınlama aşamasında fırınlanarak, 3. grupta ise zirkon örnek üzerine viner seramiği 5 fırınlama aşaması uygulanarak elde edilmiştir. Zirkon barların kalınlıkları (1,2mm) ve viner seramiğinin kalınlığı (0,8 mm) standardize edildikten sonra 3 nokta bükülme testi uygulanmıştır 1. Gruba ait bükülme direnci değeri (54,61±8,98 Mpa), 2. (77,63±13,17 Mpa) ve 3. (73,62±12,38 Mpa) gruptan istatistiksel olarak daha düşük bükülme direnci gösterirken, 2. ve 3. gruplar arasında istatistiksel olarak fark görülmemiştir. Bizim çalışmamızda 5. Ek fırınlamada IPS e.max Press grubunda bu çalışmadan farklı olarak biaksiyel bükülme direnci düşerken, Vichi ve ark. yaptığı çalışmaya benzer olarak CAD grubunda dirençde düşüklük görülmemiştir. Sonuçlardaki farklılıklar kullanılan malzeme ve metod farklılığı ile açıklanabilir.

Subaşı ve ark (Subasi ve ark. 2014) yaptığı çalışmada, zirkonyum barlardan elde edilen örnekler yüzeyine herhangi bir işlem uygulanmayan grup (kontrol grubu), hava aşındırması uygulanan grup ve aşındırma uygulanan grup olmak üzere 3 farklı yüzey bitirme yöntemine göre gruplar oluşturulmuştur. Ardından 2 ve 10 defa ek fırınlama uygulanmıştır. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü ve bükülme direnci değerlendirilmiştir. İstatistiksel olarak hem yüzey bitirme yöntemlerinin hem de tekrarlanan fırınlamaların bükülme direnci üzerine etkisinin olmadığı belirtilmiştir.

Çalışmamızda IPS e.max Press gruplarında tekrarlanan fırınlamalarda 5.ek fırınlamada biaksiyel bükülme direncinin düşük olma sebebinin, IPS e.max Press'e ait örnekler oluşturulurken uzun ve dikkat edilmesi gereken laboratuvar aşamalarının oluşu ve IPS e.max CAD'e göre presleme sırasında örneklerdeki homojen olmayan yapının tekrarlanan fırınlamalarda bükülme direncini olumsuz etkileyebileceği görüşündeyiz.

Çalışmamızda kullandığımız IPS e.max CAD ve IPS e.max Press tam seramik materyallerine renklendirme, kristalizasyon (IPS e.max CAD) veya farklı laboratuvar aşamaları (cut-back ve tabakalama tekniği aşamasında) amacıyla ek fırınlamalar uygulanabilmekte ve bu uygulamalardan sonra hekime gönderilecek hale gelmektedir (Ozturk ve ark. 2008, Tinschert ve ark. 2000). Klinik aşamada ise okluzal uyumlama, morfoloji ve renk ile ilgili problemler nedeni ile restorasyonun birkaç kez daha fırınlanması gerektirebilmektedir. Bu nedenlerle bizde çalışmamızda lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerin 1., 3. ve 5. ek fırınlamalardaki biaksiyel bükülme dayanıklılıklarını değerlendirdik.

Tekrarlanan fırınlamalarla ilgili olarak metal seramik bağlantısı (Hammad ve Stein 1990, Ren ve ark. 2015, Stannard ve ark. 1990) ve alimuna porselenlerle vener porselenlerin bağlantısını (Ertan ve ark. 2011) araştıran çalışmalar da bulunmaktadır.

Seramik gibi kırılğan malzemelerin mekanik direncini değerlendirmek için 3 nokta eğme, 4 nokta eğme veya biaksiyel bükülme testlerinin uygulandığı literatürde görülmektedir (Anusavice 2003, Chong ve ark. 2002, Drummond ve ark. 2000, Guazzato ve ark. 2004, Guazzato ve ark. 2005, Itinoche ve ark. 2006, Wagner ve Chu 1996, Wen ve ark. 1999). 3 nokta eğme testi ile karşılaştırıldığında, 4 nokta ve biaksiyel eğme testi, test bölgesindeki düşük derecedeki makaslama kuvvetini belirler (Wen ve ark. 1999). Bu nedenle 4 nokta ve biaksiyel testlerdeki gerilim saf bükülmeye yakındır (Wen ve ark. 1999). Ayrıca biaksiyel bükülme testleri, örnek hazırlanmasında oluşan yüzey kusurlarına 3 ve 4 nokta eğme testlerine göre daha az duyarlıdır (Eliades ve ark. 1991, Wen ve ark. 1999) ve diğer bükme testlerine göre daha güvenilir sonuçlar verirler (Albakry ve ark. 2003, Fuzzi ve ark. 1996). Tam seramik sistemlerin bükülme dayanıklılığını ölçmek için daha çok "üç top üzerine

piston (piston on three balls)" metodu kullanılır (Albakry ve ark. 2003, Alkhiary ve ark. 2003, Cattell ve ark. 1997, Cattell ve ark. 2001, Ma ve ark. 1999, Ohyama ve ark. 1999, Sasahara ve ark. 2006). Bizim çalışmamızdaki dayanıklılık testi araştırması da "üç top üzerine piston (piston on threeballs)" metodu kullanılarak ISO 6872 standardına uygun şekilde yapılmıştır.

Çalışmamızda ek fırınlama yapılmaksızın oluşturulan grup kontrol grubu olarak değerlendirilmiştir. Çalışmamızda kullandığımız materyalden IPS e.max Press'e ait bükülme direnci kontrol grubu ortalamasının (377,87 Mpa) üretici firmanın verilerine (400 Mpa) uygun olduğu gözlenmiştir. Anusavice (Anusavice 2003) 239 Mpa bükülme dayanıklılığı değeri bulurken, Guazzato ve ark. (Guazzato ve ark. 2005) 303 Mpa, Tang ve ark. (Tang ve ark. 2014) 354,46 Mpa, Lohbauer ve ark. (Lohbauer ve ark. 2008) 374,4 Mpa, Berge ve ark. (Wolfart ve ark. 2009) 375,7 Mpa, Marx ve ark. (Marx ve ark. 2001) 388 Mpa, Sorensen ve ark. (Sorensen ve ark. 2000) 411,6 Mpa, Kappert ve ark. (Kappert ve Schäfer 2003) 426 Mpa, Ludwig ve ark. (Ludwig 2005) 426 Mpa, Albakry ve ark. (Albakry ve ark. 2004) 440 Mpa, Sorensen ve Edelhoff (Sorensen ve Edelhoff 2002) 455,5 Mpa, Marx ve ark. (Marx ve ark. 2001) 466 Mpa olarak bu değeri bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda kontrol gruplarına ait elde ettiğimiz değerler 2. premolar dişe kadar 3 üyeli köprü (300 Mpa), anterior ve posterior bölgede kron (300 Mpa) yapılabilmesi için uygun dirence sahiptir (ISO6872 2008) ve Lohbauer ve ark., Berge ve ark., Marx ve ark. elde ettiği verilere uygun olarak bulunmuştur.

Çalışmamızda kullandığımız diğer materyal olan IPS e.max CAD'e ait kontrol grubunun bükülme direnci ortalaması (369,52 Mpa) da üretici firmanın verilerine (360 Mpa) benzer bulunmuştur. Menees ve ark. yaptıkları çalışmada (Menees ve ark. 2014) 371,5 Mpa, Sedda ve ark. (Sedda ve ark. 2014) 376.8 Mpa, Kang ve ark. (Kang ve ark. 2013) 408,3 Mpa, Lin ve ark. (Lin ve ark. 2012) 365,06 Mpa, Buso ve ark. (Buso ve ark. 2011) 416,1 Mpa olarak bulmuşlardır. Bizim çalışmamız sonucunda kontrol grupları için elde ettiğimiz değerler 2. premolar dişe kadar 3 üyeli köprü (300 Mpa), anterior ve posterior bölgede kron (300 Mpa) yapılabilmesi için uygun dirence sahiptir (ISO6872 2008) ve Lin ve ark., Menees ve ark. ve Sedda ve ark. sonuçları ile benzerlik göstermektedir.



Çalışmamızda kontrol fırınlaması sonrasında 1., 3., ve 5. ek fırınlamalar uygulanan diğer gruplar tekrarlanan fırınlama gruplarını oluşturmuştur. Yüzeyler glaze ve mekanik polisaj (Sof-Lex) ile bitirilerek iki farklı yüzey bitirme grubu oluşturmuştur. IPS e.max Press grubunda yüzey bitirme işlemine göre yapılan değerlendirmeler sonucunda en düşük bükülme direnci 5. fırınlama aşamasındaki Sof-Lex grubunda ( $274,43 \pm 28,6$  Mpa), en yüksek bükülme direncine ait veriler ise glaze yüzey bitirme işlemi kontrol grubunda ( $377,87 \pm 53,00$  Mpa) görülmüştür. En düşük bükülme direncine sahip olan grubun bükülme direnci verisinin düşük çıkmasının sebebi Sof-Lex ile mekanik olarak aşındırma, stres ve fırınlama sayısı ile ilişkili olabilir. IPS e.max CAD grubunda en düşük değerler pres örnekleri sonuçlarına uyumlu olarak Sof-Lex grubuna ait 5. Fırınlama örneklerinde ( $352,48 \pm 53,15$  Mpa), en yüksek değerler ise glaze grubuna ait üçüncü fırınlama aşamasında ( $390,86 \pm 24,01$ ) görülmüştür ancak bu grupta glaze ve mekanik polisaj grupları arasında istatistiksel fark bulunamamıştır.

Sedda ve ark.'nın (Sedda ve ark. 2014) yaptığı bir çalışmada farklı Cerec CAD/CAM seramik bloklarının ortalama bükülme dirençleri, 3 nokta bükülme testi ile karşılaştırılmıştır. ISO 6872 standartlarına uygun 11 tip seramik blok test edilmiştir: IPS e.max CAD MO, IPS e.max CAD LT ve IPS e.max CAD HT; In-Ceram SPINELL, In-Ceram Alumina ve In-Ceram Zirconia; inCoris AL ve In-Ceram AL; In-Ceram YZ, IPS e.max Zir-CAD ve inCoris ZI. Gruplar kendi içerisinde değerlendirildiğinde lityum disilikat cam seramikleri (IPS e.max CAD MO, IPS e.max CAD LT ve IPS e.max CAD HT) arasında anlamlı fark bulunmuştur ve kırılma direnci değeri 272,6 ile 376,8 Mpa arasında olduğu tespit edilmiştir. Bizim çalışmamızda IPS e.max CAD HT bloklar kullanılmış olup, bükülme direnci yaklaşık 343-391 Mpa aralığında bulunmuş ve Sedda ve ark.'larının yaptığı çalışma ile benzer olduğu gözlemlenmiştir.

Menees ve ark.'nın 2014 yılında (Menees ve ark. 2014) yaptıkları bir çalışmada IPS e.max CAD seramiğinin simantasyon öncesinde farklı yüzey pürüzlendirme yöntemlerinin dirence olan etkisi 3 nokta bükme testi ile araştırılmıştır. Bu çalışmada seramik yüzeyinin abrazyonu alumina tozunun farklı basınç şiddetleri ile hidroflorik asitin farklı konsantrasyonlarında ve uygulama

sürelerinde yapılmıştır. Bu çalışmada herhangi bir pürüzlendirme işlemi yapılmamış kontrol grubunun bükülme direnci verileri 371 Mpa olarak bulunmuştur. Bizim çalışmamıza ait bükülme direnci verileri ile bu çalışmadan elde edilen verilerin birbirleriyle uyumlu olduğu gözlenmiştir.

Çalışmamızda biaksiyel bükülme direnci açısından aynı yüzey bitirme işlemi (glaze/mekanik polisaj) uygulanmış IPS e.max Press (Glaze,  $377,9 \pm 5$  MPa; Sof-Lex,  $337,9 \pm 4$  MPa) ve IPS e.max CAD (Glaze,  $369,5 \pm 9$  MPa; Sof-Lex,  $343,2 \pm 5$  MPa) örneklerin kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır.

Lin ve ark. (Lin ve ark. 2012) farklı kor ve vener porselenlerinin ve farklı üretim tekniklerinin biaksiyel bükülme direnci üzerine etkisiyle ilgili çalışma yapmışlardır. Çalışmada materyallerin hem monolitik hem de tabakalanmış formları kullanılmıştır. Kor materyalleri için kullanılan materyaller IPS Empress Esthetic, IPS Empress CAD, IPS e.max Press, IPS e.max CAD, IPS e.max ZirCAD' den oluşmuştur. Veneer porselen çeşitleri ise IPS Empress Esthetic Veneer, IPS e.max Ceram, IPS e.max ZirPress' den oluşmuştur. Kimyasal içerikleri farklı olan her grupta örnek çapı 14mm ve n=10 olacak şekilde örnek kalınlığı 1,5mm ve 0,8mm olan monolitik örnekler hazırlanmıştır. Ayrıca kor kalınlığı 0,8mm ve kor materyaline uygun vener porselenin kalınlığı 0,7mm olmak üzere toplam kalınlığı 1,5mm olan tabakalanmış örnek gruplar da oluşturulmuştur. Elde edilen veriler doğrultusunda tabakalanmış olan 1,5mm kalınlığındaki örneklerin kırılma direnci değeri diğer örnek gruplardan anlamlı seviyede düşük çıkmıştır. Farklı kalınlıklarda ve monolitik formda olan IPS e.max CAD ve IPS Empress CAD örneklerindeki kırılma direnci değerleri vener porseleni kullanılarak elde edilen gruplara göre anlamlı seviyede daha yüksek değerler göstermiştir. IPS e.max CAD'e ait gruplar IPS e.max Press grupları ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı olmayan, birbirine yakın kırılma direnç değerleri göstermiştir. Araştırmada monolitik formda olan hem IPS e.max Press (1,5mm kalınlığındaki disklere ait bükülme direnci 330,44 Mpa; 0,8mm kalınlığındaki disklere ait bükülme direnci 355,17 MPa) hem de IPS e.max CAD (1,5mm kalınlığındaki disklere ait bükülme direnci 365,06 Mpa; 0,8mm kalınlığındaki disklere ait bükülme direnci 367,90 MPa) ile ilgili bükülme

dayanıklılığı ile bükülme dayanıklılığı verileri birbirine yakın olduğu gözlemlenmiştir. Lin ve ark. yaptığı çalışmaya benzer olarak bizim çalışmamızda da IPS e.max Press ve IPS e.max CAD grupları tekrarlayan fırınlamalar olmaksızın kontrol grupları karşılaştırıldıklarında aralarında fark bulunamamıştır.

Albakry ve arkadaşlarının, biaksiyel bükme testi (üç top üzerine piston) kullanarak yaptıkları lösit içerikli Empress 1, lityum disilikat içerikli Empress 2 ve yine lityum disilikat içerikli IPS e.max Press materyallerinin bükme dayanıklılığını araştırdıkları çalışmada. IPS E.max Press (440 MPa) ve Empress 2 (407 MPa) arasında belirgin fark görülmezken, Empress 1 (175 MPa) belirgin şekilde daha düşük bulmuşlardır (Albakry ve ark. 2003). Bu araştırmada IPS e.max Press ile ilgili elde edilen bükülme direnci verisinin bizim çalışmamızdaki bükülme direnci verisinden yüksek olması Albakry ve ark.'larının araştırmalarında kullandıkları bükme testi cihazının baskı ucunun (piston) 0,75 mm çapında bizim test cihazımızdakinin ise 1,2 mm çapında olmasına bağlanabilir.

Çalışmamızdaki diğer bir bulgu, Sof-Lex yüzey bitirme işleminin IPS e.max Press örneklerin glaze yöntemi ile kıyaslandığında kontrol ve tekrarlanan fırınlamalarla birlikte bükülme direncinin azalmasına neden olmasıdır. Bunun sebebi mekanik polisaj ile glaze yüzeyinin kaldırılmasından dolayı iç çatlakların yüzeye daha rahat ulaşarak direnci düşürebilmesi ile açıklanabilir (Brackett ve ark. 1989).

Dental restoratif materyallerin yüzey pürüzsüzlüğü, ağız sağlığı, fonksiyon ve estetik bakımından önemlidir. Pürüzlü yüzeylerde, serbest yüzey enerjisi azaldığından yiyecek artıklarının ve patojen bakterilerin birikmesi kolaylaşır. Bunun neticesinde plak ve diş taşı birikimi olur, oral yumuşak dokularda enfeksiyon ve dental çürük olasılığı artar (Lin ve ark. 2012, Ludwig 2005, Sedda ve ark. 2014, Wright ve ark. 2004b). Ayrıca pürüzlü yüzeyler varlığında dental materyallerde ve dişte renklenme görüleceğinden estetik kalite düşer (Chen ve ark. 2014, Dhima ve ark. 2013).

Dental seramiklerde yüzey pürüzsüzlüğünün karşıt dişlerde aşınma üzerinde kritik önemi vardır (Anusavice 2003, Kelly 2004). Pürüzlü yüzeyler, karşıt doğal dentisyondaki dişlerde aşınmaya neden olmaktadır (Dhima ve ark. 2013, Lin ve ark.

2012, Pieger ve ark. 2014, Tholt de Vasconcellos ve ark. 2006, Wright ve ark. 2004b).

Laboratuvarda bir dizi işlemde geçen, bunun sonucunda en son şekline ve rengine ulaşan seramik restorasyon, glaze işleminden sonra, hasta ağzına simante edilir. Glaze tabakasının olması, dental seramik restorasyon yüzeyinin doğal dişe uygun renk ve yarı saydam görüntüde olmasını, bükülme dayanıklılığının yüksek seviyede kalmasını ve dental plak birikimini engellediği için biyolojik uyumun devamlılığını sağlar (Al-Wahadni 2006, Anusavice 2003, Tholt de Vasconcellos ve ark. 2006). Restorasyonun simantasyonu sonrasında, hasta oklüzal uyumsuzluk hissedebilmekte ve final şekline getirilmiş restorasyon yüzeyi, simantasyon sonrası yapılan oklüzal düzeltmeler nedeniyle pürüzlenerek bozulabilmektedir. Ayrıca daha önce hastanın ağzında mevcut olan seramik restorasyon, asitlendirilmiş fosfat florit uygulamaları (Avsar ve Tuloglu 2010) ya da asitli içecekler (Willershausen ve ark. 2008) nedenleriyle de pürüzlenmiş olabilir. Pürüzlü hale gelen porselen yüzeylerinde ağız içinde yapılan mekanik bitirme (polisaj) işlemleri ile, karşıt dişlerde aşınmayı azaltmak, plak, leke ve diştaşı birikimini engellenerek, ideal biyolojik ve estetik kriterlerin devamlılığını sağlamak ve porselende kırık oluşma riskini azaltmak amaçlanmaktadır (Alkhiary ve ark. 2003, Anusavice 2003, Eliades ve ark. 1991, Fuzzi ve ark. 1996, Klausner ve ark. 1982, Ma ve ark. 1999, Sarac ve ark. 2006b, Sasahara ve ark. 2006).

Çeşitli nedenlerle yüzeyi bozulan porseleni yeniden parlatmak gerektiğinde ya tekrar glaze yapılır ya da ağız içi veya ağız dışı parlatma setleriyle yüzey pürüzlülüğü azaltılmaya çalışılır. Tekrar glaze sayesinde hasta başında geçen zaman kısalmış, ama laboratuvarda ek bir işlem yapılması gerekir ve böylelikle seans sayısı ve fırınlama sayısı artar. Bunun aksine restorasyonun simantasyonu sonrasında desimante edilmesi çok zor hale gelmektedir ve ağız içi mekanik parlatma, ek seansa gerek duyulmadan, hasta başında, porselen yüzeyinin tekrar parlatılmasını sağlamaktadır (Jacobi ve ark. 1991, Kelly 2004, O'Brien 2002, Sasahara ve ark. 2006).

Dental seramiklerde yüzey pürüzsüzlüğünü sağlamada, en uygun yöntemin ne olduğuna dair çok sayıda araştırma yapılmıştır (Brewer ve ark. 1990, Monaco ve ark.

2014, Motro ve ark. 2012, Sarikaya ve Guler 2010, Ward ve ark. 1995, Wright ve ark. 2004a). Konu ile ilgili literatür incelendiğinde, mekanik parlatmanın ve tekrarlanan glaze işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkilerini inceleyen çalışmalar görülmektedir (Della Bona ve Kelly 2008, Ren ve ark. 2015, Sarikaya ve Guler 2010, Steiner ve ark. 2015, Wang ve ark. 2007). Bu çalışmalarda değerlendirilen materyaller, genellikle metal destekli seramikler (Brewer ve ark. 1990, Goldstein ve ark. 1991, Klausner ve ark. 1982, Raimondo ve ark. 1990, Sarac ve ark. 2006a) olmuştur. Kullanılan diğer materyalleri ise opak porselenler (Ward ve ark. 1995), Dicor dökülebilir (Wei ve ark. 2013) ve Dicor MGC (Hulterstrom ve Bergman 1993, Shearer ve ark. 1994, Whitehead ve ark. 1995) cam seramikleri, lösitle (Demirel ve ark. 2005, Folwaczny ve ark. 1998, Hulterstrom ve Bergman 1993, Sasahara ve ark. 2006) ve lityum disilikatla güçlendirilmiş (Al-Wahadni 2006, Isgro ve ark. 2004, Tholt de Vasconcellos ve ark. 2006) cam seramik porselenler olarak sıralayabiliriz.

Mekanik parlatma amacıyla elmas frezler, esnek diskler, silikon parlatıcılar ve elmas parlatma patları kullanılır. Literatürü incelediğimizde, parlatma amacıyla aşındırıcıların ardışık (elmas frez + lastik + elmas pat) ya da özel bir parlatma seti ile uygulandığını görmekteyiz. Bazı çalışmalarda, ardışık parlatma yönteminde, en son aşamada elmas pat (Dhima ve ark. 2013, Goldstein ve ark. 1991, Patterson ve ark. 1992, Sarıdag ve ark. 2013, Wei ve ark. 2013) kullanılmışken, bazı çalışmalarda ise (Klausner ve ark. 1982, Patterson ve ark. 1992, Ward ve ark. 1995) tercih edilmemiştir. Çalışmalarda bitirme ve parlatma seti olarak ise genellikle Shofu (CeramasterCoarse; Shofu, Inc) (Bae ve ark. 2014, Della Bona ve Kelly 2008, Raimondo ve ark. 1990, Sethi ve ark. 2013) ya da Sof-Lex (Sof-Lex; 3M/ESPE, St. Paul, MN, USA) (Al-Shammery ve ark. 2007, Della Bona ve Kelly 2008, Ferri ve ark. 2006, Glavina ve ark. 2004, Hulterstrom ve Bergman 1993, Jarvis ve ark. 2006, Jung 2002, Karan ve Toroglu 2008, Kou ve ark. 2006, Martinez-Gomis ve ark. 2003, Ozgunaltay ve ark. 2003, Ren ve ark. 2015, Sarikaya ve Guler 2010, Shearer ve ark. 1994, St Germain ve Meiers 1996, Steiner ve ark. 2015, Sunnegardh-Gronberg ve van Dijken 2003) tercih edilmiştir. Shofu ve Sof-Lex parlatma setlerinde kaba, orta, ince ve süper ince grenli esnek diskler mevcut iken elmas patlarda küçük partikül

büyükliğüne sahip elmas partiküller bulunmaktadır (Al-Wahadni 2006, Jefferies 1998).

Sof-Lex (*3M ESPE*) setinde, diskler alüminyum oksit ile kaplanmıştır. Üretici firma, oldukça ince grenli diskler sayesinde dental restoratif materyallerin yüzeyinin iyi ölçüde parlatılabileceğini iddia etmektedir. Ancak art arda bir parlatma sırası uygulamak gerekmektedir. Şöyle ki; sırasıyla kaba (100 µm grenli) ve daha sonra orta (40 µm grenli) disklerle kaba düzeltme yapılır. Ara bitirme için sırasıyla orta ve ince (24 µm grenli) diskler kullanılır. Final parlatma da ise ince (8 µm grenli) diskler uygulanır (Jefferies 1998, Zhao ve ark. 2012).

Çalışmamızda yüzey pürüzsüzlüğü bakımından, lityum disilikat içerikli cam seramiklerde, glaze ve mekanik parlatma yöntemlerinden hangisinin daha başarılı olduğunu saptamak, tekrarlanan fırınlamaların yüzey pürüzlülüğüne olan etkisini, materyal-yöntem bakımından değerlendirmek amaçlanmıştır. Dental seramikler üzerinde uygulanabilmesi, kullanım kolaylığı ve sıklıkla tercih edilen bir yöntem (Bala ve ark. 2012, Della Bona ve Kelly 2008, Gonulol ve Yılmaz 2012, Pinto Gda ve ark. 2013, Steiner ve ark. 2015) olması nedenleriyle, çalışmamızda mekanik parlatma amacıyla, Sof-Lex bitirme ve parlatma disk seti tercih edilmiştir.

Literatürü incelediğimizde, dental seramiklerde yüzey pürüzlülüğü çalışmalarında, sıklıkla profilometre ve SEM'in birlikte (Fuzzi ve ark. 1996, Goldstein ve ark. 1991, Klausner ve ark. 1982, Patterson ve ark. 1992, Sarac ve ark. 2006a, Sasahara ve ark. 2006, Wright ve ark. 2004b) kullanıldığını görüyoruz. Profilometre, ortalama yüzey pürüzlülüğü değerini (Ra) rakamsal olarak vermesi, tekrarlanan fırınlama çalışmalarına uygunluğu, etkili ve doğru bir şekilde yüzey pürüzlülüğü ölçümleri yapabilmesi, istatistiksel analize elverişliliği, kullanım kolaylığı ve sık kullanılan, geleneksel yöntemlerden biri olması nedenleriyle çalışmamızda, yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmede ana yöntem olarak seçilmiştir.

Araştırmamızda, lityum disilikat içerikli IPS e.max Press ve IPS e.max CAD tam seramikler kullanılarak, her bir materyal için glaze ve mekanik parlatma yöntemi uygulanarak 2 ana grup oluşturulmuştur. 1. gruba sadece glaze, ikinci grupta ise ağızdaki düzeltmeleri canlandıracak biçimde, glaze yapılmış örneklerin yüzeyleri

orta grenli elmas bir frez ile düzeltildikten sonra Sof-Lex bitirme seti ile mekanik parlatma işlemi uygulanmıştır. 1. yöntemde sırasıyla, glaze işlemine göre hazırladığımız dental seramik örneklerinde kontrol ve 5 kez ek fırınlama yapılmıştır. 1., 3., 5. ek fırınlamalardan sonra örnek yüzeylerinden, tekrar yüzey pürüzlülüğü ölçümleri alınmıştır. Mekanik parlatma yapılan 2. yöntemde ise, glaze uygulaması ardından gerçeği yansıtması amacıyla sarı kuşak frez ile sadece glaze tabakasını kaldıracak şekilde aşındırma (Bottino ve ark. 2006, Pereira ve ark. 2014, Sabrah ve ark. 2013) yapıldıktan sonra Sof-Lex parlatma setinde bulunan disklerle, firma önerileri doğrultusunda, mekanik parlatma yapılmıştır. Mekanik parlatma işleminden sonra yüzey pürüzlülüğü ölçümleri yeniden alınmıştır.

Araştırmamızın sonucunda, çalışmanın hipotezlerinden IPS e.max CAD ve IPS e.max Press'in yüzey pürüzsüzlük değerleri üzerinde tekrarlanan fırınlamalarda fark olmayacağı görüşünün tamamen doğru olmadığı bulunmuştur. Tekrarlanan fırınlamalarda IPS e.max Press glaze ve softlex yüzey bitirme işlemine ait kontrol grubu ile 1., 3. ve 5. ek fırınlamalarda fark olduğu, IPS e.max CAD glaze örneklerde ise kontrol grubu ile 5. fırınlamada, Sof-Lex uygulamasında ise kontrol ile 3. ve 5. Ek fırınlamalarda fark olduğu bulunmuştur. Bütün gruplar göz önüne alındığında en pürüzsüz yüzey IPS e.max CAD Sof-Lex yüzey bitirme 5. fırınlama ( $0,03\pm 0,01 \mu\text{m}$ ) grubunda, en pürüzlü yüzey ise IPS e.max Press glaze yüzey bitirme kontrol ( $0,23\pm 0,04 \mu\text{m}$ ) grubunda görülmüştür (Çizelge 3.6).

Bollen ve arkadaşları (Bollen ve ark. 1997) yaptıkları çalışmalarda, plak birikiminin engellenmesi ve böylelikle biyolojik olarak uyumlu restorasyonların sağlanması için yüzey pürüzlülüğü miktarının  $0,20 \mu\text{m}$ 'den az olması gerektiğini savunmuşlardır. Çalışmamız sonucunda sadece IPS e.max Press glaze grubunun yüzey pürüzlülüğünün ( $0,23 \mu\text{m}$ ) bu değerden % 3 fazlalık gösterdiği diğer grupların yüzey pürüzlülük değerlerinin ise klinik olarak kabul edilebilir bu değerlerin altında kaldığı bulunmuştur.

Materyale göre genel yüzey pürüzlülüğü değerlendirildiğinde (Çizelge 3.7), glaze ve Sof-Lex uygulanmış kontrol guruplarında IPS e.max CAD' in daha pürüzsüz yüzey gösterdiği ( $p<0,05$ ), ek fırınlamalarda ise glaze uygulamasında IPS e.max Press ile IPS e.max CAD grupların aralarında istatistiksel olarak fark

olmadığı gözlenmiştir. Sof-Lex uygulanan gruplarda ise 1. ek fırınlama dışında IPS e.max CAD' in IPS e.max Press' e göre daha pürüzsüz yüzey özelliği gösterdiği bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). Sonuçlarımız SEM çalışmaları ile desteklenmektedir. SEM görüntülerinde IPS e.max CAD örneklerin IPS e.max Press örneklerle kıyaslandığında daha homojen yapıya sahip olduğu gözlenmiştir. Bunun sebebinin IPS e.max CAD örneklerin fabrikasyon şekilde hazırlandığı ve teknisyen hatası ihtimalinin, Press örneklere göre daha az olması ile ilişkili olabileceği düşüncesindeyiz. Bununla birlikte yaptığımız literatür incelemesinde farklı üretim teknikleriyle elde edilen lityum disilikat içerikli cam seramiklerin yüzey pürüzlülüğünü karşılaştıran 2015 yılında bir çalışmada, araştırmamızdan farklı olarak Pres ( $0.11 \pm 0.02 \mu\text{m}$ ) ve CAD ( $0.10 \pm 0.02 \mu\text{m}$ ) yolu ile elde edilen lityum disilikat seramiklerin yüzey pürüzlülük değerlerinde fark bulunamamıştır (Vo ve ark. 2015).

Sof-Lex yüzey bitirme işlemi hem Pres hemde CAD örneklerin kontrol gruplarında hem de tekrarlanan fırınlamalarda özellikle CAD grubunda glaze yüzey bitirme işlemine göre daha iyi sonuçlar göstermiştir. Çalışmamızda farklı yüzey bitirme (Glaze/Sof-Lex) işlemleri açısından gruplar değerlendirildiğinde (Çizelge 3.8), IPS e.max Press örneklerde kontrol ve 1. Ek fırınlamada Sof-Lex uygulanan grupta daha pürüzsüz yüzey elde edilirken, diğer ek fırınlamalarda fark bulunamamıştır. IPS e.max CAD gruplarında kontrol ve ek fırınlamalarda Sof-Lex uygulamasının glaze göre daha pürüzsüz yüzey özelliği gösterdiği bulunmuştur. Bu bulgular Ward ve ark. (1995), Wright ve ark. (2004), Flury ve ark. (Flury ve ark. 2010) ve Monaco ve ark. (2014)' nin çalışmalarıyla benzerlik göstermektedir. Monaco ve ark. (2014)'ları da mekanik parlatmanın daha pürüzsüz yüzey oluşturmasını pürüzlü yüzey tümseklerinin aşındırılarak kaybolduğu ya da azaldığı şeklinde açıklamıştır. Ayrıca bu durum glaze uygulamasının bu düzensizlikler kaldırılmadan yapıldığında glazin bu pürüzlü yüzeyi tamamen dolduramaması ile de açıklanabilir

Wright ve ark. (Wright ve ark. 2004b) yaptıkları çalışmada düşük ısı porseleni olan Finesse porselenin farklı polisaj yöntemlerindeki yüzey pürüzlülüğü özellikleri araştırılmıştır. Araştırmada mekanik polisaj amacıyla Jelenko parlatma sistemi, Axis Dental parlatma sistemi, ve Brasseler parlatma sistemi kullanılmıştır. Mekanik



parlatmalar sonrasında yüzey pürüzlülüğü profilometre ile ölçülmüştür. Elde edilen veriler doğrultusunda mekanik parlatma yapılan yüzeylerin glaze uygulanan yüzeylerden daha pürüzsüz olduğu tespit edilmiştir. Elde edilen bulgular bizim sonuçlarımızla uyumlu olduğu gözlenmiştir.

Ward ve ark.'nın yaptıkları çalışmada Ceramco II Opal Incisal, Vintage/Opal 58 ve Duceram-LFC seramikleri kullanılmıştır. Bu 3 farklı porselene, kontrol grubu olarak 60 µm elmas frez, 1. grupta oto-glaze, 2. grupta overglazing, 3. grupta E T diamonds, 4. grupta 3. grup sonrası karbid frez, 5. grupta Enhance Finishing & Polishing System, 6. grupta Flexi Disc System, 7. grupta Intraoral Porcelain Polishing Kit, 8. grupta Two-Striper MFS elmas parlatma kiti, 9. grupta Two-Striper MFS elmas kit sonrasında karbid frez ve 10. grupta porselen lamina parlatma kiti+ Ultra II+ super-snap kullanılmıştır. Örnek grupları oluşturulduktan sonra yüzey pürüzlülüğünü ölçme amacıyla profilometre kullanılmıştır. Elde edilen veriler doğrultusunda en pürüzsüz yüzey Vintage porseleninin 9. grubunda olduğu belirtilmiştir. Kontrol grubunun diğer bütün gruplardan daha pürüzlü olduğu belirtilirken; 1. grup olan self-glazing grubunun 5. ve 7. grup hariç diğer tüm gruplardan daha pürüzlü olduğu belirtilmiştir. 2. grup olan re-glaze grubunun ise 5., 7. ve 10. grup hariç diğer tüm gruplardan daha pürüzlü olduğu belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda da buradaki verileri kısmen destekleyecek şekilde mekanik parlatma uygulanan grupların glaze gruplarına göre daha pürüzsüz yüzeyler elde edildiği gözlenmiştir.

Flury ve ark. (Flury ve ark. 2010) yaptıkları çalışmada Vitablocs Mark II ve IPS Empress CAD kullanılmıştır. Örnek gruplara Sof-Lex, EVE Diacera, JOTA, Optra Fine-System ve Brownie/Greenie/Occlubrush polisaj sistemi olmak üzere 5 farklı mekanik yüzey bitirme polisaj seti uygulanmıştır. Yüzey pürüzlülüğü ölçümü profilometre ile yapılmıştır. Elde edilen veriler doğrultusunda her iki materyal grubunda da Sof-Lex'in daha pürüzsüz yüzeylere sahip olduğu belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda da Sof-Lex yüzey bitirme işleminin glaze yüzey bitirme işlemine göre hem kontrol gruplarında hemde tekrarlanan fırınlamalarda özellikle CAD gruplarında daha pürüzsüz yüzeye sahip olduğu bulunmuştur ve Flury ve ark. yaptığı çalışma ile uyumlu olduğu gözlenmiştir.

Literatürde, yüzey parlatma yöntemlerinden hangisinin daha iyi olduğuna dair tartışmalı bilgiler mevcuttur. Della Bona ve Kelly (Della Bona ve Kelly 2008), Motro ve ark. (Motro ve ark. 2012) yaptıkları çalışmalarda bizden farklı olarak glaze yüzey bitirme işlemi ile mekanik parlatmadan daha pürüzsüz yüzey elde edilebileceğini belirtmişlerdir.

Della Bona ve Kelly (Della Bona ve Kelly 2008), metal destekli kronlarda düşük ısı porseleni olarak kullanılan VITA VM7, VM9 ve VM13 üzerinde yaptıkları çalışmada, pozitif kontrol grubu olarak glaze, herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış grup negatif kontrol grubu oluşturulmuştur. Ayrıca Edenta, Shofu ve Sof-Lex mekanik parlatma setleri uygulanan mekanik parlatma grupları oluşturulmuştur. Elde edilen veriler doğrultusunda glaze yüzey bitirme işlemine ait grubun diğer tüm gruplardan daha pürüzsüz yüzey özelliğine sahip olduğu belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda mekanik parlatma grubunun çok daha pürüzsüz yüzeye sahip olduğu tespit edilmiştir. Çalışmalardan elde edilen sonuçların uyumsuz olmasının sebebinin kullanılan materyallerin farklılığından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Motro ve ark. (Motro ve ark. 2012) IPS e.max Ceram kullandıkları çalışmalarında yüzey bitirme işlemine göre 6 farklı grup oluşturmuşlardır. Bunlar, glaze (kontrol), reglaze, Shofu, Ultradent, Bredent (mekanik polisaj setleri) ve herhangi bir yüzey işlemi yapılmayan gruplardır. Elde edilen veriler doğrultusunda glaze yüzey bitirme işleminin reglaze grubu ile farkı olmadığı belirtilirken diğer parlatma grupları ile fark olduğu ve glaze grubunun daha pürüzsüz olduğu belirtilmiştir. Bizim çalışmamızdaki sonuçlar ile uyumlu olmamasını kullanılan materyalin feldspatik içerikli venter porseleni olmasına ve mekanik parlatmada kullanılan kitlerin farklı üretici firmaya sahip olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Ayrıca literatürde, yüzey parlatma yöntemlerinden mekanik parlatma ile glaze yöntemi arasında fark olmadığını bulan araştırmalar da mevcuttur (Brewer ve ark. 1990, Sarikaya ve Guler 2010).

Sarikaya ve Güler (Sarikaya ve Guler 2010)'in yaptıkları çalışmada feldspatik porselen olan VITA VMK95, feldspatik porselen bloğu olan Vitablocs Mark II, feldspatik porselen olan Ceramco III ve düşük ısı porseleni olan Matchmaker MC kullanılmıştır. Yüzey bitirme işlemi olarak glaze haricinde Sof-Lex, NTI, Dialite II, Sparkle, Zircate, Prisma Gloss farklı mekanik parlatma kiti kullanılarak 6 grup oluşturulmuştur. Ayrıca Sof-Lex+Sparkle, Sof-Lex+Zircate, Sof-Lex+PrismaGloss olmak üzere 3 farklı kombinasyon grubu ve kontrol grubu olarak herhangi bir işlem uygulanmamış örnek grubu oluşturulmuştur. Elde edilen veriler doğrultusunda glaze yüzey bitirme işlemi ile Sof-Lex yüzey bitirme işlemi arasında fark olmadığı gözlenmiştir. Bizim çalışmamızda ise Sof-Lex yüzey bitirme işlemine ait grubun daha pürüzsüz yüzeye sahip olduğu bulunmuştur. Çalışmamızda lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler kullanılmışken bu çalışmada feldspatik porselen, feldspatik porselen bloğu ve düşük ısı porselenine ait örneklerin yüzey pürüzlülüğü açısından değerlendirilmiştir. Materyal ve metottaki farklılıklardan dolayı benzer sonuçların görülmediğini düşünmekteyiz.

Tekrarlanan fırınlamalarda (Çizelge 3.6) IPS e.max Press grubu için hem glaze hem de Sof-Lex yüzey bitirme işlemlerinde kontrol grubu ile ek fırınlamalar arasında fark olduğu ( $p<0,05$ ) ve ek fırınlamalar ile yüzey pürüzlülüğünün azaldığı, benzer olarak IPS e.max CAD grubunda Sof-Lex uygulamasında fırınlama sayısının artması ile yüzey pürüzlülüğünün azaldığı, glaze uygulamasında ise 5. ek fırınlamada yüzeyin daha pürüzsüz olduğu gözlenmiştir ( $p<0,05$ ). Bunun sebebi tekrarlanan fırınlamalarla yüzeyindeki camsı tabakanın eriyerek yüzeydeki düzensizliklerin azalması olabilir.

Barghi (Barghi 1982) çalışması sonucunda, tekrarlanan fırınlamalar boyunca glaze tabakasının bir ölçüde eridiğini ve yüzeydeki boşlukları kapatarak pürüzsüzlüğü artırdığını, ancak bu sırada yüzey şeklinin değiştiğini ve bazı bölgelerde glaze tabakasının kalktığını bildirmiştir. Çalışmamızda, tekrarlanan fırınlamalar boyunca, benzer şekilde pürüzsüzlük artmıştır. Yüksek ısıya maruz kalan örneklerde, Barghi'nin (Barghi 1982) çalışmasında belirttiği gibi yüzey şeklinin bozulduğu ve glaze tabakasının kaybolursa da ısıya maruz kalan yüzey tabakasındaki

konveks alanların tümsekliği azalması ve konkav boşlukların dolması ile birlikte yüzey pürüzlülüğünün azalması açıklanabilir.

Harryparsad ve ark. (Harryparsad ve ark. 2014) yaptıkları in vitro çalışmada tam seramik restoratif materyallerden CEREC VITABLOC Mark II CAD, IPS Empress CAD, IPS e.max CAD materyallerinin yüzey pürüzlülüğünde hidroklorik asitin uzun dönem etkisini değerlendirmişlerdir. Her bir materyalden 6 şar adet olmak üzere CEREC CAD/CAM cihazı kullanılarak 10 mm çapında 3 mm kalınlığında diskler hazırlanmıştır. IPS e.max CAD'e ait Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) ile elde edilen başlangıçtaki yüzey pürüzlülüğü değeri 0,04µm olarak bulunduğu belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda profilometre ile elde edilen ölçümler sonucunda IPS e.max CAD'e ait kontrol grubundaki yüzey pürüzlülüğü değeri 0,17µm olarak bulunmuştur. Değerler arasındaki uyumsuzluk yüzey pürüzlülüğü ölçüm metodu farklılığı ile açıklanabilir

Odatsu ve arkadaşlarının (Odatsu ve ark. 2013) 2013 yılında yaptığı bir çalışmada farklı kimyasal özelliğe sahip seramiklerin yüzey bitirme işlemleri sonrasındaki yüzey pürüzlülüğü özellikleri karşılaştırılmıştır. Disk örnekler dört farklı seramik türünden oluşmuştur. Bu gruplar sırasıyla feldspatik, lösit, lityum disilikat ve zirkonyum seramiklerden oluşmuştur. Yüzey bitirme işlemleri ise zımpara diskler, silikon diskler, polisaj pastası ve glaze olmak üzere 4 farklı gruptan oluşmaktadır. Odatsu ve arkadaşlarının yaptığı bu çalışmada IPS e.max Press'e ait glaze bitim işlemi uygulanmış olan örneklerde yüzey pürüzlülüğü değeri yaklaşık olarak 0,05µm olarak belirtilmiş ve bizim çalışmamızdaki verilerle uygun olmadığı (0,23µm) gözlenmiştir. Bizim çalışmamızda profilometre ile 3 ölçüm yapıp ortalama alınırken, Odatsu ve ark. yaptığı çalışmada yüzey pürüzlülüğü değerlendirirken ise üç boyutlu değerlendirme yapabilen interferometer ile 5 farklı alandan ölçüm yapılmıştır.

Monaco ve ark. (Monaco ve ark. 2014) yaptıkları bir çalışmada IPS e.max CAD materyali üzerine polisaj pastalarının yüzey pürüzlülüğü ve translüsensi üzerine ne derecede etki ettiğini araştırmışlardır. Çalışmada 60 adet IPS e.max CAD örnek kullanılmıştır. Örneklere glaze uygulandıktan sonra 5 gruba ayrılmıştır. Bunlardan bir gruba herhangi bir işlem yapılmayarak kontrol grubu (A) olarak ayrılmıştır.

Geriye kalan 4 gruba ise farklı gren kalınlığına sahip Nupro polisaj seti, Cleanic polisaj seti ve KERR polisaj seti kullanılmıştır. Gren kalınlıklarına göre birinci grup 74-177 µm grenli Nupro kalın (B), ikinci grup 74-105 µm grenli Nupro orta (C), üçüncü grup 1-45 µm grenli Nupro ince (D) ve dördüncü grup 45 µm grenli Cleanic (E)'ten oluşmaktadır. Ardından örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerlendirilmiştir. Sonuçlara göre en yüksek yüzey pürüzlülüğünü sırasıyla B,C,D,A (kontrol) ve E grubudur. İstatistiksel sonuçlara göre B grubu ile diğer gruplar arasında anlamlı farklılık varken, diğer grupların kendi arasında anlamlı fark görülmemiştir. Polisaj pastalarını yüzeyi pürüzsüzleştirme için kullanılırken kalın grene sahip olan B grubundaki sonuçların farklı çıkmasının muhtemel sebeplerinden bir tanesinin parlatma prosedürünü uygulama esnasındaki hatadan kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir ve bunun kalın grenli polisaj pastasının her zaman için yüzey pürüzlülüğüne sebep olacağı şeklinde genellenemeyeceğini belirtmişlerdir. Çalışmada glaze grubuna ait örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü 0,26±0,15 µm (B) olarak gözlenirken, polisaj yapılan gruplardaki ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri (A)0,58-0,5µm, (C) 0,48-0,3µm, (D) 0,56-0,48µm ve (E) 0,62-0,43µm olarak gözlenmiştir. Bizim çalışmamızda glaze grubuna ait ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri ile benzerlik gösterirken, mekanik parlatma uygulanmış gruplara ait ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri ile benzerlik göstermemektedir. Bu çalışmadaki mekanik parlatmaya ait değerlerin bizim çalışmamızdan yüksek olması kullanılan polisaj kiti farklılığından kaynaklanabilir. Monaco ve arkadaşlarının yaptığı bu çalışmada IPS e.max CAD'e glaze yüzey bitimi uygulanmış olan kontrol grubunda (A) elde edilen yüzey pürüzlülüğü değeri 0,26±0,15 µm olarak belirtilmişken, bizim çalışmamızdaki aynı materyal ve yüzey işlemi uygulanmış grubumuzda bu değer (0,18±0,07 µm) olarak bulunmuştur.

Literatürü incelediğimizde tekrarlanan fırınlamalar sonrasında seramiklerin yüzey pürüzlülüğünü araştıran yayınların sınırlı sayıda olduğu görmekteyiz (Gonuldas ve ark. 2014).

Gönüldaş ve ark. (Gonuldas ve ark. 2014) yaptıkları çalışmada 1,4 mm, 1,7 mm ve 2,0 mm olarak üç farklı kalınlıktaki IPS Classic seramiğine uygulanan kontrol fırınlaması, 1., 3., 5. ve 7. tekrarlanan fırınlamaların yüzey pürüzlülüğü üzerine

etkisi araştırılmıştır. Elde edilen veriler doğrultusunda tekrarlanan fırınlama sayısı arttıkça yüzeyin daha pürüzsüz hale geldiği ve 7. Fırınlama grubunun en düşük yüzey pürüzlülüğe sahip olduğu belirtilmiştir. Bu bulguların çalışmamızdaki özellikle IPS e.max Press (glaze/Soft-Lex) ve IPS e.max CAD (glaze/Soft-Lex) grupları ile uyumlu olduğu gözlenmiştir.

Çalışmamızda yüzey pürüzlülüğü ve biaksiyel bükülme direnci arasında korelasyon bulunamamıştır. Benzer olarak Subaşı ve ark. yaptığı çalışmada, zirkonyum barlardan elde edilen örnekler yüzeyine herhangi bir işlem uygulanmayan grup (kontrol grubu), air-abrasyon uygulanan grup ve aşındırma uygulanan grup olmak üzere 3 farklı yüzey bitirme yöntemine göre gruplar oluşturulmuştur. Ardından 2 ve 10 defa fırınlama uygulanmıştır. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü ve bükülme direnci açısından değerlendirilmiştir. Yüzey pürüzlülüğü açısından en pürüzsüz yüzeyin kontrol grubuna ait olduğu, en pürüzlü yüzeyin ise air-abrasyon grubuna ait olduğu belirtilmiştir. İstatistiksel olarak yüzey pürüzlülüğünün ve fırınlama aşamasının zirkonyum örneklerin bükülme direnci üzerine etkisi olmadığı belirtilmiştir.

Çalışmamızda profilometre ile yapılan yüzey pürüzlülük ölçümleri SEM görüntüleri ile uyumluluk göstermiştir. IPS e.max CAD ve IPS e.max Press'in SEM incelemelerinde 1.000 büyütme görüntülerinde yüzey bitirme işlemlerinden mekanik yüzey bitirme işleminin glaze yüzey bitirme işlemine göre daha pürüzsüz yüzey özelliği gösterdiği izlenmiştir.

### **Sonuc olarak:**

1. Biaksiyel bükülme direnci açısından aynı yüzey bitirme işlemi (glaze/mekanik polisaj) uygulanmış IPS e.max Press (Glaze, 377,87±53 MPa; Sof-Lex, 337,95±36 MPa) ve IPS e.max CAD (Glaze, 369,52±90 MPa; Sof-Lex, 343,17±53 MPa) örneklerin kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.
2. IPS e.max Press örneklerde 5. ek fırınlamada bükülme direncinde azalma gözlenirken ( $p<0.05$ ), IPS e.max CAD örneklerde tekrarlanan fırınlamalar bükülme direncinde fark oluşturmamıştır.
3. Sof-Lex yüzey bitimi uygulanması Pres örneklerin bükülme direncinde kontrol ve tekrarlanan fırınlamalarda düşüşe neden olurken ( $p<0.05$ ), 3. fırınlama grubu haricinde CAD grupların bükülme direncinde değişikliğe sebep olmamıştır.
4. Glaze yüzey bitimi uygulanan Pres ve CAD örnekler arasında bükülme direnci açısından fark gözlenmezken (3. fırınlama hariç), Sof-Lex uygulanan örneklerde kontrol grubu haricinde CAD grupları daha yüksek bükülme direnci sergilemiştir.
5. Yüzey pürüzlülük değerleri IPS e.max Press kontrol grubundaki 0.03  $\mu\text{m}$ ' luk sapma dışında tüm gruplar için klinik olarak kabul edilebilir 0,20  $\mu\text{m}$  değerinin altında bulunmuştur.
6. Tekrarlanan fırınlama sayısı arttıkça hem Pres hem de CAD örneklerde yüzeyin daha pürüzsüz hale geldiği gözlenmiştir.
7. CAD örneklerde Sof-Lex uygulaması ile yüzey bitirildiğinde yüzey daha pürüzsüz hale gelmiştir.
8. Biaksiyel bükülme direnci ve yüzey pürüzlülüğü değerleri açısından gruplar değerlendirildiğinde gruplar arasında bir korelasyon bulunmamıştır.
9. SEM incelemelerinde profilometre ile yapılan yüzey pürüzlülük ortalamaları ile uyumlu olarak Sof-Lex ile mekanik parlatma yönteminin, glaze ile yüzey bitirme işlemine göre örneklerde daha pürüzsüz olduğu gözlenmiştir.

Klinik açıdan değerlendirdiğimizde, lityum disilikat içerikli presleme yoluyla elde edilen IPS e.max Press materyallerinde tekrarlanan fırınlamalar ve mekanik polisaj yöntemlerini bükölme dayanıklılığını azaltması nedeniyle önermemekteyiz. Buna karşın lityum disilikat içerikli CAD/CAM bloklarından elde edilen restorasyonlarda tekrarlanan fırınlama ve mekanik polisaj yöntemleri bükölme dayanımı ile ilgili olumsuz bir etkisinin olmaması nedeniyle uygulanabilir.

Yüzey pürüzlölüğü açısından mekanik polisaj, glaze yüzey bitim işlemleri ile kıyaslandığında daha pürüzsüz yüzey özellikleri göstermesine karşın, her iki yöntemde klinik olarak kabul edilebilir değerler göstermiştir.



## 5 KAYNAKLAR

- AKIN E. (1999) Dişhekimliğinde porselen. İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi,3. baskı, 11-18.
- AL-SHAMMERY HA, BUBB NL, YOUNGSON CC, FASBINDER DJ, WOOD DJ. (2007) The use of confocal microscopy to assess surface roughness of two milled CAD-CAM ceramics following two polishing techniques. Dent Mater,23,736-741.
- AL-WAHADNI A. (2006) An in vitro investigation into the surface roughness of 2 glazed, unglazed, and refinished ceramic materials. Quintessence Int,37,311-317.
- ALBAKRY M, GUAZZATO M, SWAIN MV. (2003) Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. J Prosthet Dent,89,374-380.
- ALBAKRY M, GUAZZATO M, SWAIN MV. (2004) Biaxial flexural strength and microstructure changes of two recycled pressable glass ceramics. J Prosthodont,13,141-149.
- ALKHIARY YM, MORGANO SM, GIORDANO RA. (2003) Effects of acid hydrolysis and mechanical polishing on surface residual stresses of low-fusing dental ceramics. J Prosthet Dent,90,133-142.
- ALTUNSOY S. (2001) Farklı post-kor materyalleri ve siman renkleri kullanılarak, In-Ceram ve IPS-Empress tam seramik restorasyonlarındaki renk değişikliğinin incelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Doktora Tezi, 20-21

- ANCOWITZ S, TORRES T, ROSTAMI H. (1998) Texturing and polishing. The final attempt at value control. *Dent Clin North Am*,42,607-612, viii.
- ANDERSSON M, RAZZOOG ME, ODEN A, HEGENBARTH EA, LANG BR. (1998) Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence Int*,29,285-296.
- ANUSAVICE KJ. (2003) *Phillips' Science of Dental Materials Elsevier Health Sciences*. 11. edition, 189-190
- ASTM C-. (1996) Standard test method for flexural strength of advanced ceramics at ambient temperature. pp. 226-232.
- ATAY A, SARAÇLI M. (2008) Farklı yüzey işlemleri yapılmış feldspatik örneklerle candida albicans yapışmasının incelenmesi. *Ü Diş Hek Fak Derg*, 32, 1, 8-11.
- AVSAR A, TULOGLU N. (2010) Effect of different topical fluoride applications on the surface roughness of a colored compomer. *J Appl Oral Sci*,18,171-177.
- BACHHAV VC, ARAS MA. (2011) The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of a zirconium oxide based all ceramic system fabricated using CAD/CAM technology. *J Adv Prosthodont*,3,57-62.
- BAE JH, YI J, KIM S, SHIM JS, LEE KW. (2014) Changes in the cutting efficiency of different types of dental diamond rotary instrument with repeated cuts and disinfection. *J Prosthet Dent*,111,64-70.
- BALA O, ARISU HD, YIKILGAN I, ARSLAN S, GULLU A. (2012) Evaluation of surface roughness and hardness of different glass ionomer cements. *Eur J Dent*,6,79-86.

- BARGHI N. (1982) Color and glaze: effects of repeated firings. *J Prosthet Dent*,47,393-395.
- BAYDAŞ S. (2005) Kron- Köprü Protezleri, Birinci baskı. Özyurt Matbaacılık, Ankara, 56-58.
- BELLI R, GEINZER E, MUSCHWECK A, PETSCHOLT A, LOHBAUER U. (2014) Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dent Mater*,30,424-432.
- BELLI S, TANRIVERDI FF, BELLI E. (1997) Colour stability of three esthetic laminate materials against to different staining agents. *J Marmara Univ Dent Fac*,2,643-648.
- BINDL A, MORMANN WH. (2002) An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns. *Int J Prosthodont*,15,451-456.
- BOENING KW, WOLF BH, SCHMIDT AE, KASTNER K, WALTER MH. (2000) Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*,84,419-424.
- BOLLEN CM, LAMBRECHTS P, QUIRYNEN M. (1997) Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater*,13,258-269.
- BONA AD, ANUSAVICE KJ, DEHOFF PH. (2003) Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. *Dent Mater*,19,662-669.
- BOTTINO MC, VALANDRO LF, KANTORSKI KZ, BRESSIANI JC, BOTTINO MA. (2006) Polishing methods of an alumina-reinforced feldspar ceramic. *Braz Dent J*,17,285-289.

- BRACKETT SE, LEARY JM, TURNER KA, JORDAN RD. (1989) An evaluation of porcelain strength and the effect of surface treatment. J Prosthet Dent,61,446-451.
- BREWER JD, GARLAPO DA, CHIPPS EA, TEDESCO LA. (1990) Clinical discrimination between autoglazed and polished porcelain surfaces. J Prosthet Dent,64,631-634.
- BROCHURE CE. (2014) <http://www.cerconsmartceramics.com>, 6-8.
- BUCHANAN WT, SVARE CW, TURNER KA. (1981) The effect of repeated firings and strength on marginal distortion in two ceramometal systems. J Prosthet Dent,45,502-506.
- BUSO L, OLIVEIRA-JUNIOR OB, HIROSHI FUJIY F, LEAO LOMBARDO GH, RAMALHO SARMENTO H, CAMPOS F, ASSUNCAO SOUZA RO. (2011) Biaxial flexural strength of CAD/CAM ceramics. Minerva Stomatol,60,311-319.
- CATTELL MJ, CLARKE RL, LYNCH EJ. (1997) The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics--Part II. J Dent,25,409-414.
- CATTELL MJ, CHADWICK TC, KNOWLES JC, CLARKE RL, LYNCH E. (2001) Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. Dent Mater,17,21-33.
- CERAMICS. CS. (2014) Cercon smart ceramics-the CAM-aided clinical manual. <http://www.cerconsmartceramics.com>, 7-10.
- CERAMICS. DDDCS. (2003) DeguDent Dental Document: Cercon smart ceramics, Direction for use. DeguDent GmbH, Hanau, Germany, 21-22.

CERCON SMART CERAMICS CLINICAL MANUAL C. (2005), 12-13.

CHAPMAN SK. (1986) Working with a scanning electron microscope,. Lodegemark  
Pres Chisle Hurst.

CHEN C, TRINDADE FZ, DE JAGER N, KLEVERLAAN CJ, FEILZER AJ.  
(2014) The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC)  
and a CAD ceramic at different thicknesses. Dent Mater,30,954-962.

CHEN YM, SMALES RJ, YIP KH, SUNG WJ. (2008) Translucency and biaxial  
flexural strength of four ceramic core materials. Dent Mater,24,1506-1511.

CHONG KH, CHAI J, TAKAHASHI Y, WOZNIAK W. (2002) Flexural strength of  
In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. Int J  
Prosthodont,15,183-188.

CHRISTENSEN GJ. (2001) Computerized restorative dentistry. State of the art. J  
Am Dent Assoc,132,1301-1303.

CHUNG KH, LIAO JH, DUH JG, CHAN DC. (2009) The effects of repeated heat-  
pressing on properties of pressable glass-ceramics. J Oral Rehabil,36,132-141.

CONRAD HJ, SEONG WJ, PESUN IJ. (2007) Current ceramic materials and  
systems with clinical recommendations: a systematic review. J Prosthet  
Dent,98,389-404.

CRAIG RG, POWERS JM. (2002) Restorative Dental Materials Mosby, 11. edition,  
117-118.

CRAIG RG, POWERS JM, WATAHA JC. (2004) Dental Materials: Properties and  
Manipulation Mosby-Year Book, 186-187.

- CRISPIN BJ. (1994) Contemporary esthetic dentistry: practice fundamentals Quintessence Pub. Co., 217-218.
- CULP L, MCLAREN EA. (2010) Lithium disilicate: the restorative material of multiple options. *Compend Contin Educ Dent*,31,716-720, 722, 724-715.
- DEDERICH DN, SVARE CW, PETERSON LC, TURNER KA. (1984) The effect of repeated firings on the margins of nonprecious ceramometals. *J Prosthet Dent*,51,628-630.
- DELLA BONA A, KELLY JR. (2008) The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*,139 Suppl,8S-13S.
- DEMIREL F, YUKSEL G, MUHTAROGULLARI M, CEKIC C. (2005) Effect of topical fluorides and citric acid on heat-pressed all-ceramic material. *Int J Periodontics Restorative Dent*,25,277-281.
- DHIMA M, ASSAD DA, VOLZ JE, AN KN, BERGLUND LJ, CARR AB, SALINAS TJ. (2013) Evaluation of fracture resistance in aqueous environment of four restorative systems for posterior applications. Part 1. *J Prosthodont*,22,256-260.
- DOUGLAS RD, PRZYBYLSKA M. (1999) Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. *J Prosthet Dent*,82,143-149.
- DRUMMOND JL, KING TJ, BAPNA MS, KOPERSKI RD. (2000) Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater*,16,226-233.
- ECKER GA, MOSER JB, WOZNIAK WT, BRINSDEN GI. (1985) Effect of repeated firing on fluorescence of porcelain-fused-to-metal porcelains. *J Prosthet Dent*,54,207-214.

- ELIADES G, TZOUTZAS J, VOUGIOUKLAKIS GJ. (1991) Surface alterations on dental restorative materials subjected to an air-powder abrasive instrument. *J. Prosthet. Dent.*, 65:27–33.
- ERSU B. (2001) In-Ceram tozunun koloidal alumina ile sinterize edilmesi sonucu dayanıklılığının incelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Doktora Tezi, 29-30.
- ERTAN A, YUZUGULLU B, CANAY S, ERSU B. (2011) Effect of repeated firings on microtensile bond strength of In-Ceram Alumina with two different veneering ceramics. *Int J Prosthodont*, 24, 515-516.
- EVEREST ENERGY SOFTWARE BROCHURE E., (2015), Kavo, 1-8.
- EVEREST MATERIALS E. SCIENTIFIC DOCUMENT (2008), Kavo, page 1-7.
- FAIRHURST CW, LOCKWOOD PE, RINGLE RD, THOMPSON WO. (1992) The effect of glaze on porcelain strength. *Dent Mater*, 8, 203-207.
- FERRI NP, ELIADES T, ZINELIS S, BRADLEY TG. (2006) Force to debond brackets from high-fusing and low-fusing porcelain systems. *Angle Orthod*, 76, 278-281.
- FLURY S, LUSSI A, ZIMMERLI B. (2010) Performance of different polishing techniques for direct CAD/CAM ceramic restorations. *Oper Dent*, 35, 470-481.
- FOLWACZNY M, MEHL A, HAFFNER C, HICKEL R. (1998) Polishing and coating of dental ceramic materials with 308 nm XeCl excimer laser radiation. *Dent Mater*, 14, 186-193.

- FUZZI M, ZACCHERONI Z, VALLANIA G. (1996) Scanning electron microscopy and profilometer evaluation of glazed and polished dental porcelain. *Int J Prosthodont*,9,452-458.
- GEHRT M, WOLFART S, RAFAI N, REICH S, EDELHOFF D. (2013) Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clin Oral Investig*,17,275-284.
- GIORDANO R. (2006) Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc*,137 Suppl,14S-21S.
- GLAVINA D, SKRINJARIC I, MAHOVIC S, MAJSTOROVIC M. (2004) Surface quality of Cerec CAD/CAM ceramic veneers treated with four different polishing systems. *Eur J Paediatr Dent*,5,30-34.
- GOLDSTEIN GR, BARNHARD BR, PENUGONDA B. (1991) Profilometer, SEM, and visual assessment of porcelain polishing methods. *J Prosthet Dent*,65,627-634.
- GONULDAS F, YILMAZ K, OZTURK C. (2014) The effect of repeated firings on the color change and surface roughness of dental ceramics. *J Adv Prosthodont*,6,309-316.
- GONULOL N, YILMAZ F. (2012) The effects of finishing and polishing techniques on surface roughness and color stability of nanocomposites. *J Dent*,40 Suppl 2,e64-70.
- GUAZZATO M, ALBAKRY M, RINGER SP, SWAIN MV. (2004) Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*,20,449-456.



- GUAZZATO M, ALBAKRY M, QUACH L, SWAIN M. (2005) Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater.*, 21: 454-63.
- GUESS PC, SCHULTHEIS S, BONFANTE EA, COELHO PG, FERENCZ JL, SILVA NR. (2011) All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am*,55,333-352, ix.
- HAGER B, ODEN A, ANDERSSON B, ANDERSSON L. (2001) Procera AllCeram laminates: a clinical report. *J Prosthet Dent*,85,231-232.
- HAMMAD IA, STEIN RS. (1990) A qualitative study for the bond and color of ceramometals. Part I. *J Prosthet Dent*,63,643-653.
- HARRYPARSAD A, DULLABH H, SYKES L, HERBST D. (2014) The effects of hydrochloric acid on all-ceramic restorative materials: an in-vitro study. *Journal of the South African Association*,69,106-111.
- HASSSIJA J, HEGDE V, SRIDHAR N. (2014) An In Vitro Study on Effect of Ceramic Thickness and Multiple Firings on Colour of Metal Ceramic Restorations. *J Indian Prosthodont Soc*,14,86-92.
- HEFFERNAN MJ, AQUILINO SA, DIAZ-ARNOLD AM, HASELTON DR, STANFORD CM, VARGAS MA. (2002a) Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent*,88,4-9.
- HEFFERNAN MJ, AQUILINO SA, DIAZ-ARNOLD AM, HASELTON DR, STANFORD CM, VARGAS MA. (2002b) Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent*,88,10-15.

HEYMANN HO, BAYNE SC, STURDEVANT JR, WILDER AD, JR., ROBERSON TM. (1996) The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study. *J Am Dent Assoc*,127,1171-1181.

HICKEL R, DASCH W, MEHL A, KREMERS L. (1997) CAD/CAM--fillings of the future? *Int Dent J*,47,247-258.

HOLAND W, RHEINBERGER V, APEL E, VAN 'T HOEN C, HOLAND M, DOMMANN A, OBRECHT M, MAUTH C, GRAF-HAUSNER U. (2006) Clinical applications of glass-ceramics in dentistry. *J Mater Sci Mater Med*,17,1037-1042.

HONDRUM SO. (1992) A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent*,67,859-865.

HOOSHMAND T, PARVIZI S, KESHVAD A. (2008) Effect of surface acid etching on the biaxial flexural strength of two hot-pressed glass ceramics. *J Prosthodont*,17,415-419.

HULTERSTROM AK, BERGMAN M. (1993) Polishing systems for dental ceramics. *Acta Odontol Scand*,51,229-234.

İNAN H, TAMAM E, BAĞIŞ B. (2008) Tam protezlerde kullanılan farklı kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğü yönünden in vitro incelenmesi. *Selçuk Üniversitesi DişHek Fak Derg*,17,171-176.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION DC. ISO 6872:1995, Geneva, ISO; 1995.

ISGRO G, KLEVERLAAN CJ, WANG H, FEILZER AJ. (2004) Thermal dimensional behavior of dental ceramics. *Biomaterials*,25,2447-2453.

ISO6872. (2008) Recommended clinical indications

ITINOCHE KM, OZCAN M, BOTTINO MA, OYAFUSO D. (2006) Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics. *Dent Mater*,22,1029-1034.

JACOBI R, SHILLINGBURG HT, JR., DUNCANSON MG, JR. (1991) A comparison of the abrasiveness of six ceramic surfaces and gold. *J Prosthet Dent*,66,303-309.

JARVIS J, ZINELIS S, ELIADES T, BRADLEY TG. (2006) Porcelain surface roughness, color and gloss changes after orthodontic bonding. *Angle Orthod*,76,274-277.

JEFFERIES SR. (1998) The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am*,42,613-627.

JONIOT S, SALOMON JP, DEJOU J, GREGOIRE G. (2006) Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Oper Dent*,31,39-46.

JORGENSON MW, GOODKIND RJ. (1979) Spectrophotometric study of five porcelain shades relative to the dimensions of color, porcelain thickness, and repeated firings. *J Prosthet Dent*,42,96-105.

JUNG M. (2002) Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glass ceramic. *Oper Dent*,27,175-183.

KAKABOURA A, FRAGOULI M, RAHIOTIS C, SILIKAS N. (2007) Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning

electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med*,18,155-163.

KANG SH, CHANG J, SON HH. (2013) Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restor Dent Endod*,38,134-140.

KAPPERT H, SCHÄFER R. (2003) Die chemische Löslichkeit von Dentalkeramiken. *Dtsch Zahnärztl Z* 48:625-628.

KARAN S, TOROGLU MS. (2008) Porcelain refinishing with two different polishing systems after orthodontic debonding. *Angle Orthod*,78,947-953.

KELLY JR. (1995) Perspectives on strength. *Dent Mater*,11,103-110.

KELLY JR. (2004) Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*,48,viii, 513-530.

KELLY JR, NISHIMURA I, CAMPBELL SD. (1996) Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*,75,18-32.

KERN M, SASSE M, WOLFART S. (2012) Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *J Am Dent Assoc*,143,234-240.

KIM MJ, OH SH, KIM JH, JU SW, SEO DG, JUN SH, AHN JS, RYU JJ. (2012) Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains. *J Dent*,40,979-988.

KLAUSNER LH, CARTWRIGHT CB, CHARBENEAU GT. (1982) Polished versus autoglazed porcelain surfaces. *J Prosthet Dent*,47,157-162.

KOÇAK A. (2006) Cercon zirconia sistemi ile yapılan posterior sabit protezlerin uzun dönem klinik başarılarının incelenmesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi, Marmara Üniversitesi, İstanbul, 165-179.

KORKMAZ T, NALBANT L. (1998) Glaze ve polisaj uygulanmış porselen yüzeylerinin optik yöntemle incelenmesi. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 15, 101- 105.

KOSMAC T, OBLAK C, JEVNIKAR P, FUNDUK N, MARION L. (2000) Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. J Biomed Mater Res, 53, 304-313.

KOU W, MOLIN M, SJOGREN G. (2006) Surface roughness of five different dental ceramic core materials after grinding and polishing. J Oral Rehabil, 33, 117-124.

KOUTAYAS O. (2000) Influence of the framework design and the mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin bonded FPD. Doctoral Dissertation of Protodontics, 17-19.

KÜÇÜKEŞMEN C, KÜÇÜKEŞMEN Ç, ERKUT S, DOĞUDATEKGEZENER M. (2010) Farklı polisaj uygulamaları sonrasında, hibrid bir kompozit rezinin yüzey temas açısının belirlenmesi. S.D.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi Cilt.1/ Sayı. 2, 62.

LAWN BR. (2002) Ceramic-based layer structures for biomechanical applications. Current opinion: Solid State and Material Science 6, 229-235.

LI RW, CHOW TW, MATINLINNA JP. (2014) Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. J Prosthodont Res, 58, 208-216.

- LIN WS, ERCOLI C, FENG C, MORTON D. (2012) The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. *J Prosthodont*,21,353-362.
- LIU PR. (2005) A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*,26,507-508, 510, 512 passim; quiz 517, 527.
- LIU PR, ESSIG ME. (2008) Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*,29,482, 484, 486-488 passim.
- LOHBAUER U, MULLER FA, PETSCHILT A. (2008) Influence of surface roughness on mechanical strength of resin composite versus glass ceramic materials. *Dent Mater*,24,250-256.
- LUDWIG K. (2005) *Lexikon der Zahnmedizinischen Werkstoffkunde*. Quintessenz Verlags-GmbH; Berlin, 1st Auflage, 6-11.
- MA T, JOHNSON GH, GORDON GE. (1999) Effects of chemical disinfectants on surface characteristics and color of three fixed prosthodontic crown materials. *J Prosthet Dent*,82,600-607.
- MARQUARDT P, STRUB JR. (2006) Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence Int*,37,253-259.
- MARTINEZ-GOMIS J, BIZAR J, ANGLADA JM, SAMSO J, PERAIRE M. (2003) Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *Int J Prosthodont*,16,74-77.

- MARX R, FISCHER H, WEBER M, JUNGWIRTH F. (2001) Rissparameter und Weibullmodule: unterkritisches Risswachstum und Langzeitfestigkeit vollkeramischer Materialien. Dtsch Zahnärztl Z 56:90-98.
- MAY KB, RUSSELL MM, RAZZOOG ME, LANG BR. (1998) Precision of fit: the Procera AllCeram crown. J Prosthet Dent,80,394-404.
- MCLEAN JW, DENTISTRY LSUMCSO. (1974) The Science and Art of Dental Ceramics: A Collection of Monographs Louisiana State University School of Dentistry Continuing Education Program, 1st Edition, 117-118.
- MEHL A, HICKEL R. (1999) Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. Int J Comput Dent,2,9-35.
- MENEES TS, LAWSON NC, BECK PR, BURGESS JO. (2014) Influence of particle abrasion or hydrofluoric acid etching on lithium disilicate flexural strength. J Prosthet Dent,112,1164-1170.
- MOLIN M, KARLSSON S. (1992) A clinical evaluation of the Optec inlay system. Acta Odontol Scand,50,227-233.
- MOLIN MK, KARLSSON SL, KRISTIENSEN MS. (1996) Influence of film thickness on joint bend strength of a ceramic/resin composite joint. Dent Mater,12,245-249.
- MONACO C, ARENA A, OZCAN M. (2014) Effect of prophylactic polishing pastes on roughness and translucency of lithium disilicate ceramic. Int J Periodontics Restorative Dent,34,e26-29.

- MORMANN WH, BINDL A. (2002) All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am*,46,405-426, viii.
- MOTRO PF, KURSOGLU P, KAZAZOGLU E. (2012) Effects of different surface treatments on stainability of ceramics. *J Prosthet Dent*,108,231-237.
- NASSAR U, MEYER AE, OGLE RE, BAIER RE. (1995) The effect of restorative and prosthetic materials on dental plaque. *Periodontol* 2000,8,114-124.
- NAYOR WP. (1992) Introduction to Metal Ceramic Technology. Quintessence Publishing Co., Inc.,157–161.
- O'BRIEN WJ. (2002) Dental materials and their selection Quintessence Pub. Co., 3rd edition, 112-113.
- O'BRIEN WJ, KAY KS, BOENKE KM, GROH CL. (1991) Sources of color variation on firing porcelain. *Dent Mater*,7,170-173.
- ODATSU T, JIMBO R, WENNERBERG A, WATANABE I, SAWASE T. (2013) Effect of polishing and finishing procedures on the surface integrity of restorative ceramics. *Am J Dent*,26,51-55.
- ODEN A, ANDERSSON M, KRYSTEK-ONDRACEK I, MAGNUSSON D. (1998) Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*,80,450-456.
- OH SC, DONG JK, LUTHY H, SCHARER P. (2000) Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont*,13,468-472.



- OHYAMA T, YOSHINARI M, ODA Y. (1999) Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. *Int J Prosthodont*,12,28-37.
- OTTO T, DE NISCO S. (2002) Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont*,15,122-128.
- OZGUNALTAY G, YAZICI AR, GORUCU J. (2003) Effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of new tooth-coloured restoratives. *J Oral Rehabil*,30,218-224.
- OZTURK O, ULUDAG B, USUMEZ A, SAHIN V, CELIK G. (2008) The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent*,100,99-106.
- ÖZKURT Z. (2008) Farklı Zirkonya Esaslı Altyapılara bağlanan veneer seramiklerin makaslama kuvvetlerine karşı dirençlerinin karşılaştırılması, *Yeditepe Klinik Dergisi*, 33-38.
- ÖZTAŞ DD, KAPLAN R, ATAKOL O, ÖNEL M. (2001) The effect of glaze thickness of the microstructure of low fusing dental porcelain, *6<sup>th</sup> Congress of the Balkan Stomatological Society*, 232-233.
- PARAVINA RD, POWERS JM. (2004) *Esthetic color training in dentistry* Elsevier Mosby, 188-190.
- PATTERSON CJ, MCLUNDIE AC, STIRRUPS DR, TAYLOR WG. (1992) Efficacy of a porcelain refinishing system in restoring surface finish after grinding with fine and extra-fine diamond burs. *J Prosthet Dent*,68,402-406.

- PEREIRA GK, AMARAL M, SIMONETI R, ROCHA GC, CESAR PF, VALANDRO LF. (2014) Effect of grinding with diamond-disc and -bur on the mechanical behavior of a Y-TZP ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater*,37,133-140.
- PHILLIPS R. (1991) *Skinner's Science of dental materials*. 9th ed., W.B. Saunders Co., Philadelphia, 317-319.
- PIDDOCK V, QUALTROUGH AJ. (1990) Dental ceramics--an update. *J Dent*,18,227-235.
- PIEGER S, SALMAN A, BIDRA AS. (2014) Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent*,112,22-30.
- PINTO GDA C, DIAS KC, CRUVINEL DR, GARCIA LDA F, CONSANI S, PIRES-DE-SOUZA FDE C. (2013) Influence of finishing/polishing on color stability and surface roughness of composites submitted to accelerated artificial aging. *Indian J Dent Res*,24,363-368.
- PITTAYACHAWAN P, MCDONALD A, YOUNG A, KNOWLES JC. (2009) Flexural strength, fatigue life, and stress-induced phase transformation study of Y-TZP dental ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*,88,366-377.
- PIWOWARCZYK A, OTTL P, LAUER HC, KURETZKY T. (2005) 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.
- RAIMONDO RL, JR., RICHARDSON JT, WIEDNER B. (1990) Polished versus autoglazed dental porcelain. *J Prosthet Dent*,64,553-557.

- REKOW ED. (1991) Dental CAD-CAM systems. What is the state of the art? J Am Dent Assoc,122,42-48.
- REN XW, ZENG L, WEI ZM, XIN XZ, WEI B. (2015) Effects of multiple firings on metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting. J Prosthet Dent, 11, 1-6.
- RITTER RG. (2010) Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium disilicate. J Esthet Restor Dent,22,332-341.
- ROSENBLUM MA, SCHULMAN A. (1997) A review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc,128,297-307.
- SABRAH AH, COOK NB, LUANGRUANGRONG P, HARA AT, BOTTINO MC. (2013) Full-contour Y-TZP ceramic surface roughness effect on synthetic hydroxyapatite wear. Dent Mater,29,666-673.
- SARAC D, SARAC YS, YUZBASIOGLU E, BAL S. (2006a) The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain. J Prosthet Dent,96,122-128.
- SARAC D, SARAC YS, KULUNK S, URAL C, KULUNK T. (2006b) The effect of polishing techniques on the surface roughness and color change of composite resins. J Prosthet Dent,96,33-40.
- SARIDAG S, SEVIMAY M, PEKKAN G. (2013) Fracture resistance of teeth restored with all-ceramic inlays and onlays: an in vitro study. Oper Dent,38,626-634.
- SARIKAYA I, GULER AU. (2010) Effects of different polishing techniques on the surface roughness of dental porcelains. J Appl Oral Sci,18,10-16.

- SASAHARA RM, RIBEIRO FDA C, CESAR PF, YOSHIMURA HN. (2006) Influence of the finishing technique on surface roughness of dental porcelains with different microstructures. *Oper Dent*,31,577-583.
- SCIENTIFIC DOCUMENTATION IPS E. MAX. (2005). Ivoclar Vivadent AG. Schaan, Liechtenstein Research and Development Scientific Services,22-23.
- SEDDA M, VICHI A, DEL SIENA F, LOUCA C, FERRARI M. (2014) Flexural resistance of Cerec CAD/CAM system ceramic blocks. Part 2: Outsourcing materials. *Am J Dent*,27,17-22.
- SETHI S, KAKADE D, JAMBHEKAR S, JAIN V. (2013) An in vitro investigation to compare the surface roughness of auto glazed, reglazed and chair side polished surfaces of Ivoclar and Vita feldspathic porcelain. *J Indian Prosthodont Soc*,13,478-485.
- SHEARER AC, KUSY RP, WHITLEY JQ, HEYMANN HO, WILSON NH. (1994) Finishing of MGC Dicor material. *Int J Prosthodont*,7,167-173.
- SHILLINGBURG HT. (1997) Fundamentals of fixed prosthodontics Quintessence Pub. Co. ,1.st Edition, 76-78.
- SIERVO S, PAMPALONE A, VALENTI G, BANDETTINI B, SIERVO R. (1992) Porcelain CAD-CAM veneers. Some new uses explored. *J Am Dent Assoc*,123,63-67.
- SOLA-RUIZ MF, LAGOS-FLORES E, ROMAN-RODRIGUEZ JL, HIGHSMITH JDEL R, FONS-FONT A, GRANELL-RUIZ M. (2013) Survival rates of a lithium disilicate-based core ceramic for three-unit esthetic fixed partial dentures: a 10-year prospective study. *Int J Prosthodont*,26,175-180.

- SORENSEN J, EDELHOFF D. (2002) Light transmission through all-ceramic framework and cement combinations. *J Dent Res (Spec Iss A)* 81.
- SORENSEN J, BERGE H, EDELHOFF D. (2000) Effect of storage media and fatigue loading on ceramic strength. *J Dent Res* 79:217.
- ST GERMAIN HA, JR., MEIERS JC. (1996) Surface roughness of light-activated glass-ionomer cement restorative materials after finishing. *Oper Dent*,21,103-109.
- STANNARD JG, MARKS L, KANCHANATAWEWAT K. (1990) Effect of multiple firing on the bond strength of selected matched porcelain-fused-to-metal combinations. *J Prosthet Dent*,63,627-629.
- STEINER R, BEIER US, HEISS-KISIELEWSKY I, ENGELMEIER R, DUMFAHRT H, DHIMA M. (2015) Adjusting dental ceramics: An in vitro evaluation of the ability of various ceramic polishing kits to mimic glazed dental ceramic surface. *J Prosthet Dent*,113,616-622.
- STRUB JR. (1992) Vollkeramische systeme. *Dtsch. Zahnartzth*,47,566- 571.
- SUBASI MG, DEMIR N, KARA O, OZTURK AN, OZEL F. (2014) Mechanical properties of zirconia after different surface treatments and repeated firings. *J Adv Prosthodont*,6,462-467.
- SUNNEGARDH-GRONBERG K, VAN DIJKEN JW. (2003) Surface roughness of a novel "ceramic restorative cement" after treatment with different polishing techniques in vitro. *Clin Oral Investig*,7,27-31.
- TAMURA K. (1987) *Essentials of Dental Technology*. Quintessence Publishing, Co., Inc., page 390-391.

TANG X, NAKAMURA T, USAMI H, WAKABAYASHI K, YATANI H. (2012) Effects of multiple firings on the mechanical properties and microstructure of veneering ceramics for zirconia frameworks. *J Dent*,40,372-380.

TANG X, TANG C, SU H, LUO H, NAKAMURA T, YATANI H. (2014) The effects of repeated heat-pressing on the mechanical properties and microstructure of IPS e.max Press. *J Mech Behav Biomed Mater*,40,390-396.

TÜRK DİL KURUMU, TDK. (2015)

[http://tdk.gov.tr/index.php?option=com\\_content&view=frontpage&Itemid=1](http://tdk.gov.tr/index.php?option=com_content&view=frontpage&Itemid=1).

THE GLOSSARY OF PROSTHODONTIC TERM AOP. (2011), 18.

THOLT DE VASCONCELLOS B, MIRANDA-JUNIOR WG, PRIOLI R, THOMPSON J, ODA M. (2006) Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Oper Dent*,31,442-449.

TINSCHERT J, ZWEZ D, MARX R, ANUSAVICE KJ. (2000) Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent*,28,529-535.

VICHI A, SEDDA M, DEL SIENA F, LOUCA C, FERRARI M. (2013) Flexural resistance of Cerec CAD/CAM system ceramic blocks. Part 1: Chairside materials. *Am J Dent*,26,255-259.

VICHI A, SEDDA M, BONADEO G, BOSCO M, BARBIERA A, TSINTSADZE N, CARRABBA M, FERRARI M. (2015) Effect of repeated firings on flexural strength of veneered zirconia. *Dent Mater*,31,e151-156.

VITA IN-CERAM SPINELL GUIDE BOOK V., page 7-8.

VITA IN-CERAM ZIRCONIA GUIDE BOOK V., page 4-6.

VO DT, AROLA D, ROMBERG E, DRISCOLL CF, JABRA-RIZK MA, MASRI R. (2015) Adherence of *Streptococcus mutans* on lithium disilicate porcelain specimens. *J Prosthet Dent.*, 114(5):696-701.

VON SCHROETER P, JURGENSEN B, ZOLLNER M. (2004) Cercon move--a navigation aid for dental CAD applications. *Int J Comput Dent*,7,371-377.

WAGNER WC, CHU TM. (1996) Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent*,76,140-144.

WALL JG, CIPRA DL. (1992) Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dent Clin North Am*,36,765-782.

WANG H, ISGRO G, PALLAV P, FEILZER AJ. (2007) Fracture toughness determination of two dental porcelains with the indentation strength in bending method. *Dent Mater*,23,755-759.

WARD MT, TATE WH, POWERS JM. (1995) Surface roughness of opalescent porcelains after polishing. *Oper Dent*,20,106-110.

WEBBER B, MCDONALD A, KNOWLES J. (2003) Porcelain veneer thickness doesn't affect strength of all-ceramic crowns. *Rest. Dent.*,48,270.

WEI YR, PAN Y, CAO SS, ZHANG XP, ZHAO K. (2013) [Influence of veneer application on failure behavior and reliability of lithium disilicate glass-ceramic molar crowns]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*,48,91-95.

WEN MY, MUELLER HJ, CHAI J, WOZNIAK WT. (1999) Comparative mechanical property characterization of 3 all-ceramic core materials. *Int J Prosthodont*,12,534-541.

WHITEHEAD SA, SHEARER AC, WATTS DC, WILSON NH. (1995) Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil*,22,421-427.

WIKIPEDIA. (2014) <http://tr.wikipedia.org/wiki/Porselen>.

WILDGOOSE DG, JOHNSON A, WINSTANLEY RB. (2004) Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent*,91,136-143.

WILLERSHAUSEN B, CALLAWAY A, AZRAK B, DUSCHNER H. (2008) Influence of apple juice on human enamel surfaces of the first and second dentition - an in vitro study. *Eur J Med Res*,13,349-354.

WILLIAMSON RT, KOVARIK RE, MITCHELL RJ. (1996) Effects of grinding, polishing, and overglazing on the flexure strength of a high-leucite feldspathic porcelain. *Int J Prosthodont*,9,30-37.

WOHLWEND A, STRUB JR, SCHARER P. (1989) Metal ceramic and all-porcelain restorations: current considerations. *Int J Prosthodont*,2,13-26.

WOLFART S, ESCHBACH S, SCHERRER S, KERN M. (2009) Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: up to 8 years results. *Dent Mater*,25,e63-71.

WRIGHT MD, MASRI R, DRISCOLL CF, ROMBERG E, THOMPSON GA, RUNYAN DA. (2004a) Comparison of three systems for the polishing of an



ultra-low fusing dental porcelain. The Journal of prosthetic dentistry,92,486-490.

WRIGHT MD, MASRI R, DRISCOLL CF, ROMBERG E, THOMPSON GA, RUNYAN DA. (2004b) Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain. J Prosthet Dent,92,486-490.

YALUĞ S, COŞKUN A. (2002) Metal desteksiz porselen sistemleri. C. Ü. Dişhek Fak Derg,5,97-102.

YAVUZYILMAZ H, ULUSOY MM, KEDICI PS, KANSU G. (2003) Protetik Diş Tedavisi Terimleri Sözlüğü Özyurt Matbaacılık Ltd. , Ankara.

YEN TW, BLACKMAN RB, BAEZ RJ. (1993) Effect of acid etching on the flexural strength of a feldspathic porcelain and a castable glass ceramic. J Prosthet Dent,70,224-233.

YENER ES, OZCAN M, KAZAZOĞLU E. (2011) The effect of glazing on the biaxial flexural strength of different zirconia core materials. Acta Odontol Latinoam,24,133-140.

YILMAZ H, AYDIN C, GUL BE. (2007) Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. J Prosthet Dent,98,120-128.

YUAN K, WANG F, GAO J, SUN X, DENG Z, WANG H, CHEN J. (2013) Effect of sintering time on the microstructure, flexural strength and translucency of lithium disilicate glass-ceramics. Journal of Non-Crystalline Solids,362,7-13.

ZAIMOĞLU A, CAN G. (2004) Sabit Protezler Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, 27-29.

ZAIMOĞLU A, CAN G, ERSOY AE, AKSU L. (1993) Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi, Ankara, 88-89.

ZENG K, ODEN A, ROWCLIFFE D. (1996) Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont*,9,434-439.

ZENO TEC SYSTEM BROCHURE Z. (2006), 11-12.

ZHANG Y, LEE JJ, SRIKANTH R, LAWN BR. (2013) Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater*,29,1201-1208.

ZHAO K, PAN Y, GUESS PC, ZHANG XP, SWAIN MV. (2012) Influence of veneer application on fracture behavior of lithium-disilicate-based ceramic crowns. *Dent Mater*,28,653-660.

## 6 ÖZGEÇMİŞ

1985 yılında Adana'da doğdu. İlk, orta ve lise eğitimini Adana'da tamamladı. 2004 yılında Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesine başladı ve 2009 yılında mezun oldu. 2011 yılında Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D.'da doktora öğrencisi olarak çalışmaya başladı. 2012 yılında Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D.'da Araştırma Görevlisi olarak çalışmaya başladı ve halen çalışmaya devam etmektedir.