

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

**FARKLI ZİRKONYA ESASLI ALT YAPILARA
BAĞLANAN VENEER SERAMİKLERİN
MAKASLAMA KUVVETLERİNE KARŞI
DİRENÇLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

DOKTORA TEZİ

DİŞ HEKİMİ
ZEYNEP ÖZKURT

DANIŞMAN
Prof. Dr. ENDER KAZAZOĞLU

İSTANBUL-2008

ÖZET

Özkurt Z. Farklı Zirkonya Esaslı Alt Yapılara Bağlanan Veneer Seramiklerin Makaslama Kuvvetlerine Karşı Dirençlerinin Karşılaştırılması. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Tezi, İstanbul 2008. Tam seramik sistemlerin estetik, biyouyumluluk ve renk stabilitesi gibi avantajlarına rağmen, kırılma ve darbe dayanımlarının düşük olması nedeniyle, son yıllarda zirkonya esaslı seramiklerin kullanımı gündeme gelmiştir. Yüksek mekanik performans, dayanıklılık ve direnç gösteren zirkonya esaslı seramikler, tam seramik restorasyonların güvenilirliğini arttırmıştır. Restorasyonların estetiğini arttırmak için feldspatik porselenle ya da zirkonya alt yapı için özel olarak geliştirilmiş çeşitli veneer seramiklerle veneerlenmektedir. Zirkonya alt yapılar kırılmaya oldukça dirençlidir, fakat üst yapının kırılması ve tabakalar halinde alt yapıdan ayrılması halen problem olmaya devam etmektedir. Bu nedenle yaptığımız çalışmanın amacı, farklı zirkonya esaslı alt yapılarla bağlanan veneer seramiklerin bağlanma kuvvetlerini ve makaslama kuvvetlerine karşı dirençlerini incelemektir. Çalışmamızda dört farklı zirkonya alt yapı sistemi kullanıldı ve 120 tane zirkonya örnek hazırlandı. 30 tane ZirkonZahn (Steger, Ahrntal, Italy), 30 tane Cercon (DeguDent, Hanau, Germany), 30 tane Lava (3M ESPE, Seefeld, Germany) ve 30 tane DC-Zirkon (DCS-Precident, DCS Dental, Allscwill, Switzerland) firmalarına ait zirkonya alt yapılar oluşturuldu. Örnekler, kalınlığı 3 mm çapı 7 mm olan diskler şeklinde hazırlandı. Bu diskler, yüzeyi standardize etmek için 600, 800, 1200 grit silikon karbit kağıt zımpara (English abrasives, England) ile zımpara cihazında (Phoenix Beta Grinder/Polisher, Buehler, Germany) 15 saniye süreyle ve su altında 300 devir/ dakika' da zımparalandı. Daha sonra yüzey pürüzlülüğünün ve bağlanmanın artırılması amacıyla tüm örnekler uygulanan kumlama işlemi kalem uçlu bir aygıtla (Microetcher ERC, Danville Eng., CA, USA), 120 µm Al₂O₃ partikülleri ile 0,5 Mpa basınç altında ve yüzeye 10 mm uzaklıktan 15 saniye süreyle gerçekleştirildi. Tüm örneklerin kumlama sonrası yüzey pürüzlükleri DIN 4762 standartlarına uygun olarak ölçüldü (Perthometer M1, Mahr, Germany) ve standart yüzeyler elde edildiği görüldü. Kumlama sonrası örnekler 3 dakika ultrasonik olarak temizlendi. Veneer porselen uygulamasından önce tüm örnekler, basınçlı sıcak buhar veren bir aygıtla (Triton SLA, Bego, Germany) 10

saniye süreyle temizlendi. Her grup, örnek sayısı 10 olan 3 alt gruba ayrıldı. Her alt gruptaki alt yapılar üzerine, ISO/TR 11405 standartlarına uygun olarak, kalınlığı 3 mm çapı 5 mm olacak şekilde farklı veneer seramikleri uygulandı. Birinci alt gruplar için her zirkonya firmasına ait veneer seramikler; ZirkonZahn grubu için Ice Keramik, Cercon grubu için Cercon Ceram, Lava grubu için Lava Ceram ve DC-Zirkon grubu için Triceram veneer seramikleri kullanıldı. İkinci ve üçüncü alt gruplar için ise piyasada zirkonya alt yapılar için üretilmiş olan iki tip veneer seramik; IPS e-max Ceram (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ve Vita VM9 (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) kullanıldı. Oluşturulan alt yapı-üst yapı bileşimleri, çapı 15 mm ve yüksekliği 13 mm olan metal kalıplar içinde akrilik rezine gömüldü. Örnekler, deney öncesinde 37°C’ de 24 saat süreyle distile suda bekletildi. Deney için tüm örneklerin hazırlığı tamamlandıktan sonra kesme aygıtıyla (Instron, 3345, Instron Corp., Norwood, MA, USA) 1 mm/dak. hızda kesme işlemi yapıldı. Deney gruplarının kesme deneyi sonrasında elde edilen bağlanma kuvvetleri, aritmetik ortalamaları ve standart sapma değerleri hesaplandı. Zirkonya alt yapı ve kendi sistemine ait veneer seramikleri arasındaki bağlanma dayanımı değerleri farklılıkları, % 95 güven aralığında ANOVA tek yönlü varyans analizi (ONE WAY ANOVA) ile değerlendirildi. Çoklu karşılaştırmalar TUKEY testi ile yapıldı. Zirkonya alt yapı ve diğer iki tip veneer seramikleri arasındaki bağlanma dayanımı değerleri farklılıkları, iki yönlü varyans analizi (TWO-WAY ANOVA) ile değerlendirildi. Çalışmamızın sonucunda, deney gruplarına ait bağlanma kuvvetleri incelendiğinde; 12 deney grubu içerisinde; $40,49 \pm 8,43$ MPa değeri ile DC-Zirkon-Triceram grubu en yüksek bağlanma kuvvetini gösterirken; $18,66 \pm 2,73$ MPa değeri ile Lava- Vita VM9 grubu en düşük bağlanma kuvveti değerini gösterdi. Dört farklı zirkonya alt yapı grubunun kendi üst yapılarına olan bağlanma kuvvetleri değerlendirildiğinde, ortalama değerlerin dağılımları istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0,001$). En yüksek değer DC-Zirkon grubunda elde edildi ($40,49 \pm 8,43$ MPa). DC-Zirkon alt yapının kendi üst yapısıyla olan bağlanma kuvveti, Cercon ($20,19 \pm 5,12$ MPa), Lava ($27,10 \pm 2,72$ MPa) ve ZirkonZahn ($24,46 \pm 3,72$ MPa) gruplarının kendi üst yapılarıyla olan bağlanma kuvvetlerinden anlamlı ölçüde yüksek bulundu. Bunun yanı sıra Lava alt yapının kendi üst yapısıyla olan bağlanma kuvveti ($27,10 \pm 2,72$ MPa), Cercon grubundan ($20,19 \pm 5,12$ MPa) anlamlı ölçüde

yüksek bulundu. Cercon ve ZirkonZahn grubunun bağlanma kuvvetleri farklılıkları ise istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. Tüm örneklerde kombine kopma sayısının (73), adeziv kopma sayısından (47) daha fazla olduğu görüldü. Hiçbir örnekte koheziv kopma gözlenmedi. En fazla adeziv kopma ise Cercon- Cercon Ceram (8) grubunda görüldü.

Anahtar Kelimeler: Dental seramikler, zirkonya, veneer seramikler, makaslama kuvvetleri

SUMMARY

Özkurt Z. Comparison of Shear Bond Strength of Veneer Ceramics to Different Zirconia Based Frameworks. Yeditepe University Health Sciences Institute, PhD Thesis in Prosthetic Dentistry, İstanbul, 2008. All ceramic systems have advantages such as esthetics, biocompatibility and colour stability, but their brittleness and low impact strength introduced the usage of zirconia-based ceramics in recent years. The zirconia-based ceramics that demonstrate high mechanical performance and strength increase the reliability of the all ceramic restorations. Unfortunately, current processing technologies cannot make zirconia cores as translucent as natural teeth. To improve the esthetic appearance, the milled cores are veneered with feldspathic ceramic or with ceramics suitable for the zirconia based ceramics. Zirconia cores are very resistant to crack formation, but chipping and delamination of the veneer ceramic is still problematic. So, the aim of our study is to evaluate the shear bond strengths of zirconia ceramics with varying veneer ceramics. In this study, 4 different zirconia systems were used and 120 zirconia samples were prepared. Zirconia based cores were prepared as 30 ZirkonZahn (Steger, Ahrntal, Italy), 30 Cercon (DeguDent, Hanau, Germany), 30 Lava (3M ESPE, Seefeld, Germany) and 30 DC-Zirkon (DCS-Precident, DCS Dental, Allswill, Switzerland) systems. The samples were in disc shaped with the diameter of 7 mm and the thickness of 3 mm. For surface standardization, these zirconia cores were grounded with silicon carbide paper (English abrasives, England) in a sequence of 600, 800 and 1200 grit sizes in grinder-polisher device (Phoenix Beta Grinder/Polisher, Buehler, Germany) under water and for 15 seconds. Then their surface roughness were measured (Perthometer M1, Mahr, Germany) according to DIN 4762 standards. Then, to improve surface roughness and increase bond strength, the specimens were blasted with 120 µm aluminum oxide particles for 15 seconds with a sandblaster (Microetcher ERC, Danville Eng., CA, USA) at an emission pressure of 0,5 MPa with the nozzle 10 mm from the core surface. Later, their surface roughness were measured again (Perthometer M1, Mahr, Germany), according to DIN 4762 standards and obtained standard surfaces. All specimens were ultrasonically cleaned for 3 minutes. Before the veneer porcelain applying, all specimens were cleaned with a hot vapour device (Triton SLA, Bego, Almanya) for 10 seconds. Each group was

divided into 3 subgroups which contained 10 samples. In each subgroup, different veneer ceramics with the diameter of 5 mm and thickness of 3 mm were applied on zirconia cores, according to ISO/TR 11405 standards. For the first subgroups, veneer ceramics that the zirconia manufacturer recommended; Ice Keramik for ZirkonZahn group, Cercon Ceram for Cercon group, Lava Ceram for Lava group and Triceram for DC-Zirkon group were used. For the second and third subgroups, two types of commercial veneer ceramics which are manufactured for zirconia cores; IPS e-max Ceram (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) and Vita VM9 (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) were used. These core/veneer disks were embedded in a metallic ingot, with the diameter of 15 mm and thickness of 13 mm, with polymethyl methacrylate resin. All groups were stored in distilled water bath at 37 °C for 24 hours before testing. A shear bond strength machine (Instron, 3345, Instron Corp., Norwood, MA, USA) with a 1 mm/min crosshead speed was used. Mean shear bond strengths and standard deviations were calculated. Statistical analysis of the data for all groups was accomplished by ONE WAY ANOVA at the 95 % confidence level. Shear bond strength differences between zirconia cores and two commercial veneer ceramics were evaluated with TWO WAY ANOVA. Multiple comparisons were made with TUKEY test. As a result, when evaluating the 12 test groups, DC-Zirkon-Triceram showed the highest ($40,49 \pm 8,43$ MPa) and Lava- Vita VM9 showed the lowest shear bond strength ($18,66 \pm 2,73$ MPa) value. When evaluated the shear bond strength differences between zirconia cores and their corresponding veneer ceramics, a statistically significant difference was found ($p < 0,001$). The DC-Zirkon was found to have the highest value ($40,49 \pm 8,43$ MPa) than Cercon ($20,19 \pm 5,12$ MPa), Lava ($27,10 \pm 2,72$ MPa) and ZirkonZahn ($24,46 \pm 3,72$ MPa) cores. On the other hand, Lava was found to have higher value than Cercon. There was no statistically significant difference in the bond strengths between ZirkonZahn and Cercon. In all debonded surfaces, combined failures (73) were more than adhesive failures (47). None of the sample surface showed cohesive failure. Cercon- Cercon Ceram group showed the most adhesive failures (8).

Keywords: Dental ceramics, zirconia, veneering ceramics, shear bond strength.

TEŞEKKÜR

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

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

Deneyisel çalışmamı yönlendiren Yıldız Teknik Üniversitesi Kimya-Metalurji Fakültesi, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı öğretim üyesi **Prof. Dr. Ahmet Ünal**'a;

Araştırmam sırasında sorularımı içtenlikle cevaplayan ve her zaman bilgisine başvurduğum Yeditepe Üniversitesi Mühendislik ve Mimarlık Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı öğretim üyesi **Prof. Dr. A. Cüneyt Taş**'a;

Yapmış olduğu tez çalışmalarıyla bu araştırmaya ışık tutan ve benimle tüm deneyimlerini paylaşan bilim dalımızın öğretim üyelerinden **Yrd. Doç. Dr. Nuray Çapa**'ya;

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

Malzeme desteği sağlayan **3M ESPE** firmasına;

Ve sevgili aileme

Teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
İÇ KAPAK.....	I
ÖZET.....	II
SUMMARY.....	V
TEŞEKKÜR.....	VII
İÇİNDEKİLER.....	VIII
KISALTMALARIN LİSTESİ.....	XII
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	XIV
RESİMLERİN LİSTESİ.....	XV
TABLoların LİSTESİ.....	XVIII
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 DENTAL SERAMİKLER.....	3
2.1.1 DENTAL SERAMİKLERİN TARİHÇESİ.....	3
2.1.2 DENTAL SERAMİKLERİN YAPISI.....	4
2.1.3 DENTAL SERAMİKLERİN ÖZELLİKLERİ.....	5
2.1.4 DENTAL SERAMİKLERİN DAYANIKLILIKLARINI ARTTIRMA YÖNTEMLERİ.....	6
2.1.4.1 Rezidüel baskı streslerinin oluşturulması.....	6
2.1.4.2 Fırınlama işlemi sayılarının azaltılması.....	6
2.1.4.3 Restorasyonun optimum dizaynı ile gerilim streslerinin azaltılması.....	7
2.1.4.4 İyon değişimi.....	7
2.1.4.5 Kontrollü kristalizasyon.....	7
2.1.4.6 Camsı yapıya seramik kristallerinin katılması.....	8
2.1.4.7 Dönüşüm sertleşmesi.....	8
2.2 TAM SERAMİK SİSTEMLERİN SINIFLANDIRILMASI.....	11
2.2.1 CAM SERAMİKLER.....	12
2.2.1.1 Lössit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler.....	12
2.2.1.2 Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler...	12

2.2.1.3 Feldspatik seramikler.....	13
2.2.2 ALUMİNA ESASLI SERAMİKLER.....	13
2.2.2.1 In-Ceram Alumina.....	13
2.2.2.2 In-Ceram Spinell.....	14
2.2.2.3 In-Ceram Zirkonya.....	14
2.2.2.4 Procera AllCeram.....	15
2.2.2.5 Synthoceram.....	15
2.2.3 ZİRKONYA ESASLI SERAMİKLER.....	16
2.2.3.1 Lava.....	16
2.2.3.2 Procera AllZirkon.....	16
2.2.3.3 Everest.....	17
2.2.3.4 Hint-Els.....	17
2.2.3.5 Cercon.....	18
2.2.3.6 DC-Zirkon.....	18
2.2.3.7 Cerec InLab.....	19
2.2.3.8 Celay.....	19
2.2.3.9 ZENO Tec.....	20
2.2.3.10 Zirkonzahn.....	20
2.3 CAD/CAM SİSTEMLERİ.....	21
2.3.1 TANIMI VE TARİHSEL GELİŞİMİ.....	21
2.3.2 CAD/CAM KOMPONENTLERİ.....	21
2.3.2.1 Tarayıcı.....	21
2.3.2.2 Yazılım.....	22
2.3.2.3 Donanım.....	22
2.3.3 AÇIK VE KAPALI CAD/CAM SİSTEMLERİ.....	22
2.3.4 CAD/CAM MATERYALLERİ.....	23
2.4 ZİRKONYA ESASLI SERAMİKLER.....	23
2.4.1 UYGULAMA ALANLARI.....	23
2.4.2 YAPISI VE ÖZELLİKLERİ.....	24
2.4.3 ZİRKONYA MATERYALLERİ.....	27
2.4.3.1 Stabilize Zirkonya.....	27
2.4.3.2 Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri.....	27

2.4.4 HIP VE NON-HIP ZİRKONYA.....	28
2.4.5 ZİRKONYANIN VENEERLENMESİ.....	29
2.4.5.1 Veneerleme işleminin zirkonya alt yapı üzerine etkisi.....	29
2.4.5.2 Isı genleşme katsayısı.....	30
2.4.5.3 Adezyon.....	31
2.4.5.4 Gerilim Direnci.....	32
2.4.5.5 Kırılma şekilleri.....	33
2.4.5.6 Elastik modülü.....	34
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	35
3.1 DENEY GRUPLARININ OLUŞTURULMASI.....	35
3.1.1 Zirkozahn grubu.....	35
3.1.2 Cercon grubu.....	35
3.1.3 Lava grubu.....	36
3.1.4 DC-zirkon grubu.....	36
3.2 ÇALIŞMAMIZDA KULLANILAN ZİRKONYA ESASLI ALT YAPILARIN ELDE EDİLMESİ.....	38
3.2.1 Zirkozahn sistemi.....	40
3.2.2 Cercon sistemi.....	43
3.2.3 Lava sistemi.....	46
3.2.4 DC-zirkon sistemi.....	50
3.3 ÇALIŞMAMIZDA KULLANILAN VENEER PORSELENLER.....	53
3.4 DENEY ÖRNEKLERİNİN HAZIRLANMASI.....	57
3.4.1 Yüzey işlemleri.....	57
3.4.2 Veneer porselenlerin uygulanması.....	59
3.5 DENEY DÜZENEĞİNİN HAZIRLANMASI VE KESME DENEYİNİN YAPILMASI.....	64
3.6 KOPMA ŞEKİLLERİNİN İNCELENMESİ.....	68
3.7 İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME.....	70
4. BULGULAR.....	71
4.1 YÜZEY PÜRÜZLÜĞÜ BULGULARI.....	71
4.1.1 Zirkonya alt yapıların zımparalandıktan sonraki yüzey pürüzlükleri.....	71

4.1.2 Zirkonya alt yapıların kumlandıktan sonraki yüzey pürüzlükleri....	72
4.2 BAĞLANMA KUVVETİ BULGULARI.....	73
4.2.1 Zirkonzahn örneklerinin bağlanma kuvveti bulguları.....	73
4.2.2 Cercon örneklerinin bağlanma kuvveti bulguları.....	75
4.2.3 Lava örneklerinin bağlanma kuvveti bulguları.....	77
4.2.4 DC-zirkon örneklerinin bağlanma kuvveti bulguları.....	79
4.2.5 Tüm grupların bağlanma kuvveti bulguları.....	81
4.2.6 Zirkonya alt yapı gruplarının kendi üst yapı seramiklerine olan bağlanma kuvveti bulguları.....	84
4.2.7 Zirkonya alt yapı gruplarının IPS e-max ceram ve vita VM veneer seramiklerine olan bağlanma kuvveti bulguları.....	86
4.3 KOPMA ŞEKİLLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ.....	88
5. TARTIŞMA.....	90
6. SONUÇLAR.....	100
7. KAYNAKLAR.....	102
ÖZGEÇMİŞ.....	116

KISALTMALARIN LİSTESİ

Al_2O_3	Aluminyum oksit, Alumina
$Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$	Hidrate alumina silikat
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
CaO	Kalsiyum oksit
CeO ₂	Seryum oksit
GPa	Gigapaskal
Hf	Hafniyum
HIP	Hot Isostatic Pressing
HV	Hardness Vickers
$K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$	Potasyum alumina silikat
m	Monoklinik
Mg	Magnezyum
$MgAl_2O_4$	Magnezyum alüminyum oksit, Spinel
MgO	Magnezyum oksit
MPa	Megapaskal
MTBS	Microtensile Bond Strength
N	Newton
$Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$	Sodyum alumina silikat
PSZ	Parsiyel Stabilize Zirkonya
SBS	Shear Bond Strength
SiO ₂	Silika
t	Tetragonal
t→m	Tetragonal-monoklinik faz transformasyonu
TEK	Termal Ekspansiyon Katsayısı
TZP	Tetragonal Zirkonya Polikristalleri
Y ₂ O ₃	Yttrium oksit
Y-TZP	Yttrium ile Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristalleri

Zr	Zirkonyum
ZrO ₂	Zirkonya, Zirkonyum dioksit
ZrSiO ₄	Zirkonyum silikat
µm	Mikrometre
x	Aritmetik ortalama
sd ±	Standart sapma
F#	Frekans
p	Anlamlılık
n	Örnek sayısı
NS	Not Significant
S	Significant

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil 1: Zirkonyanın fazları: (a): kübik faz; (b): tetragonal faz; (c): monoklinik faz

Şekil 2: Faz değişimi sırasında tetragonal taneciklerin, hacimce daha geniş olan monoklinik taneciklere dönüşümü

Şekil 3: Dönüşüm doyumluğu mekanizmasının şematik çizimi

Şekil 4: Zirkonya fazlarının stabil oldukları sıcaklık dereceleri

Şekil 5: Deney düzeneğinin ve örneğinin şematize edilmiş görüntüsü

Şekil 6: Kesme deneyi sonrasında görülen kopma şekilleri

Şekil 7: ZirkonZahn alt yapının veneer seramiklere bağlanma grafiği

Şekil 8: Cercon alt yapının veneer seramiklere bağlanma grafiği

Şekil 9: Lava alt yapının veneer seramiklere bağlanma grafiği

Şekil 10: DC-Zirkon alt yapının veneer seramiklere bağlanma grafiği

Şekil 11: Tüm grupların bağlanma kuvveti değerlerini karşılaştıran grafik

Şekil 12: Zirkonya alt yapıların kendi üst yapı seramiklerine bağlanma grafiği

Şekil 13: Zirkonya alt yapı ve veneer seramik gruplarının iki yönlü varyans analizi grafiği

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim 1: Örneklerin hazırlanmasında kullanılan metal kalıp

Resim 2: Metal kalıbın alt yapı ve veneer seramik için hazırlanmış yuvaları

Resim 3: Işıqla polimerize olan akrilik rezin materyali ile hazırlanan dizaynlar

Resim 4: Mekanik yöntemle üretim yapan ZirkonZahn makinesi

Resim 5: Sinterlenmemiş homojen yeşil ZirkonZahn blok

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

Resim 7: Makinenin işleme ünitesindeki frezlenmiş diskler

Resim 8: Sinterlenmesi tamamlanmış ve orijinal boyutlarına ulaşmış ZirkonZahn diskler

Resim 9: CAD/CAM tekniği ile üretim yapan Cercon brain makinesi

Resim 10: Sinterlenmemiş Cercon blok

Resim 11: Akrilik rezin alt yapı dizaynlarının tarama ünitesine yerleştirilmesi

Resim 12: Bilgilerin frezleme ünitesine transfer edilmesi

Resim 13: Frezlenmiş Cercon disklerin fırınlanması

Resim 14: Sinterlenmemiş Lava zirkonya blok

Resim 15: Plastik kasetinden çıkarılmış 25x19 mm'lik Lava zirkonya blok

Resim 16: Üç parçaya bölünen Lava zirkonya blok

Resim 17: Lava zirkonya bloğun ZirkonZahn makinesinde frezlenmesi

Resim 18: Frezlenmiş Lava diskler

Resim 19: Lava Therm sinterleme fırını

- Resim 20:** DCS Precimill frezleme makinesi
- Resim 21:** Tam sinterlenmiş DCS HIP zirkonya bloğu
- Resim 22:** DCS Dentform yazılım programında oluşturulan dizayn
- Resim 23:** Vita VM9 veneer porseleni
- Resim 24:** IPS e-max Ceram veneer porseleni
- Resim 25:** ZirkonZahn Ice Keramik veneer porseleni
- Resim 26:** Cercon Ceram veneer porseleni
- Resim 27:** Lava Ceram veneer porseleni
- Resim 28:** Triceram veneer porseleni
- Resim 29:** Phoenix Beta Grinder/Polisher zımpara cihazı
- Resim 30:** Kumlama işleminin yapılması
- Resim 31:** Yüzey pürüzlüğünü ölçen Perthometer M1 cihazı
- Resim 32:** Perthometer M1 cihazının yüzey pürüzlüğünü ölçen uç kısmı
- Resim 33:** Zirkonya alt yapıların metal kalıba yerleştirilmesi
- Resim 34:** Veneer porselene yer sağlamak için ikinci levhanın yerleştirilmesi
- Resim 35:** Veneer porselen uygulanması
- Resim 36:** Silindirlerin kalıptan çıkarılması
- Resim 37:** Programlanabilen Ivoclar Programat P500 porselen fırını
- Resim 38:** Veneer porselenlerin pişirilmesi
- Resim 39:** Fırınlanması tamamlanmış örnekler
- Resim 40:** Örneklerin metal kalıp içinde akrilik rezine gömülmesi

Resim 41: Veneer seramik kısımlarının çaplarının dijital kumpas aracılığı ile llmesi

Resim 42: Örneğin kesme aygıtına yerleştirilmesi

Resim 43: Adeziv kopma rneği

Resim 44: Kombine kopma rneği

TABLolarIN LİSTESİ

Tablo 1: Y-TZP özellikleri

Tablo 2: Deney gruplarının oluşturulması

Tablo 3: Çalışmamızda kullanılan malzemeler

Tablo 4: Çalışmamızda kullanılan zirkonya esaslı alt yapıların özellikleri

Tablo 5: Çalışmamızda kullanılan zirkonya esaslı alt yapıların sinterlenme dereceleri ve süreleri

Tablo 6: Çalışmamızda kullanılan veneer seramiklerin fiziksel özellikleri

Tablo 7a: Liner pişirme ısıları

Tablo 7b: Dentin pişirme ısıları

Tablo 8: Zirkonya alt yapıların zımparalandıktan sonraki yüzey pürüzlükleri

Tablo 9: Zirkonya alt yapıların kumlandıktan sonraki yüzey pürüzlükleri

Tablo 10: ZirkonZahn alt yapının veneer seramiklere olan bağlanma kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 11: ZirkonZahn alt yapının veneer seramiklere olan bağlanma kuvvetlerinin çoklu karşılaştırmaları

Tablo 12: Cercon alt yapının veneer seramiklere olan bağlanma kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 13: Cercon alt yapının veneer seramiklere olan bağlanma kuvvetlerinin çoklu karşılaştırmaları

Tablo 14: Lava alt yapının veneer seramiklere olan bağlanma kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 15: Lava alt yapının veneer seramiklere olan bağlanma kuvvetlerinin çoklu karşılaştırmaları

Tablo 16: DC-Zirkon alt yapının veneer seramiklere olan bağlanma kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 17: DC-Zirkon alt yapının veneer seramiklere olan bağlanma kuvvetlerinin çoklu karşılaştırmaları

Tablo 18: Tüm grupların bağlanma kuvveti değerlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 19: Tüm grupların bağlanma kuvveti değerlerinin çoklu karşılaştırmaları

Tablo 20: Dört farklı zirkonya alt yapı grubunun kendi üst yapı seramiklerine olan bağlanma kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 21: Dört farklı zirkonya alt yapı grubunun kendi üst yapı seramiklerine olan bağlanma kuvvetlerinin çoklu karşılaştırmaları

Tablo 22: Kesme deneyi sonrası örneklerde görülen kopma şekilleri

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Metal alt yapı ile desteklenen porselen restorasyonlar üstün mekanik özellikleri sayesinde hem posterior diş eksikliklerinde hem de anterior bölgedeki estetik restorasyonlarda başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Ancak metal renginin dişetine yansımaları, alerji oluşturabilmesi, korozyona uğrayabilmesi ve anterior bölgede ışık geçirgenliğine sahip olmaması gibi dezavantajlar, metal desteği olmayan tam seramik sistemlerin kullanımını gündeme getirmiştir (1, 2).

Bir tam seramik restorasyondan beklenen en önemli özelliklerden biri, oklüzal kuvvetlere direnç gösterebilecek yeterli mekanik dayanıma sahip olmasıdır. Tam seramik restorasyonların en büyük dezavantajı kırılabilirlikleridir. Aşırı yük altında elastik deformasyon kapasitelerinin sınırlı ve gerilim streslerine dirençlerinin düşük olması kırıklarla sonuçlanmaktadır (3). Diğer tam seramik sistemlere kıyasla yüksek mekanik performans, dayanıklılık, gerilim direnci, kimyasal ve boyutsal stabilite gösteren zirkonya, tam seramik sistemlerin güvenilirliğini arttırmıştır (4, 5, 6). Zirkonya, özellikle çok üyeli köprülerde oluşan yüksek gerilim streslerine dayanabilen en uygun seramiktir. Dolayısıyla posterior restorasyonlarda güvenilir bir şekilde kullanılmaktadır (7). Ancak daha estetik restorasyonlar elde etmek için opak zirkonya alt yapının üzerine translüsent bir üst yapı seramiği uygulanması gerekmektedir (8). Alt yapı materyalinin mekanik özellikleri başarıyı tek başına etkileyen bir faktör değildir. Üst yapı seramiğindeki stresler de restorasyonun hizmet süresini belirlediğinden, zayıf bir üst yapı seramiği, dayanıklı alt yapı materyalinin klinik başarısını olumsuz yönde etkileyebilmekte ve klinikte kırık oluşumu şeklindeki bir başarısızlıkla sonuçlanabilmektedir (9).

İki tabakalı tam seramik sistemlerde en sık görülen başarısızlık, veneer seramiğin delaminasyonu, yani alt yapıdan tabakalar halinde ayrılması şeklindedir. Delaminasyon, hastaya bağlı faktörler, prematür kontaklardan kaynaklanan dinamik yükler, oklüzal stabilitenin olmaması, yetersiz bağlanma kuvveti, restorasyonun geometrisi, materyalin özellikleri, yorgunluk fenomeni, yetersiz alt yapı desteği, seramik içi defektler ve alt

yapı- üst yapı arasındaki ısı genleşme katsayısı uyumsuzluğu gibi birçok faktöre bağlı olarak meydana gelebilir (10, 11).

Zirkonya alt yapılar kırılmaya oldukça dirençli olmasına rağmen, üst yapının kırılması problem olmaya devam etmektedir (12). Zirkonya ile yapılan uzun dönemli klinik çalışmalarda, üst yapı porseleninin alt yapıdan ayrılmasının en sık görülen klinik başarısızlık olduğu belirlenmiştir (13). Başarısızlık oranları 2 yıl sonunda % 15 (14), 3 yıl sonunda % 13 olarak bildirilmiştir (15) ve bu oranlar metal seramiklere nazaran oldukça yüksektir. Metal seramik restorasyonlarda, 3 yıl sonunda veneer tabakasının kırılmasına bağlı gelişen başarısızlık oranları, tek kuronlar için % 0,4 (16) ve köprüler için % 2,9 (17) olarak bildirilmiştir.

Metal seramik restorasyonların kırılmaya karşı dirençlerinin sağlanması için minimum 25 MPa bağlanma kuvvetine sahip olmaları yeterliyken, tam seramik restorasyonlar için gerekli olan minimum bağlanma kuvveti değeri henüz belirlenmemiştir (18). Ancak zirkonya ile yapılan çalışmalarda, porselen-zirkonya bağlanma kuvveti değerlerinin 16 MPa ile 42 MPa arasında değiştiği ve bu değerlerin metal- seramiklere nazaran oldukça düşük olduğu görülmektedir (13, 19, 20, 21).

Bu bilgilerin ışığı altında planladığımız tez çalışmamızın amacı, klinikte daha dayanıklı, kırık oluşturmadan uzun süre kullanılabilen ve başarı oranı yüksek restorasyonlar hazırlayabilmek için gerekli zirkonya alt yapı-üst yapı kombinasyonunu belirlemek, farklı zirkonya esaslı alt yapılara bağlanan veneer seramiklerin bağlanma kuvvetlerini ve makaslama kuvvetlerine karşı dirençlerini karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 DENTAL SERAMİKLER

2.1.1 DENTAL SERAMİKLERİN TARİHÇESİ

Seramik, Yunanca ‘topraktan yapılmış’ anlamına gelen ‘keramikos’ kelimesinden türemiştir (22, 23). Seramik kullanımı 10.000 yıl önceki taş devrine kadar uzanmaktadır. Mezopotamya ve Asur uygarlıklarında yapı malzemesi olarak kullanılmıştır. Anadolu uygarlıklarında dekorasyon işlemlerinde ve çinicilikte yaygın bir uygulama alanı bulmuştur. İlk kez XVI. yüzyılda Portekizli denizciler tarafından Avrupa’ya getirilmiştir (23). Çeşitli ev ve süs eşyalarının yapımında kullanılan ilk seramikler opak, oldukça zayıf ve pöröz yapıda oldukları için diş hekimliğinde kullanılması pek uygun görülmemiştir. Daha sonraları diş hekimliğinde kullanılan porselen, seramiğin özel bir tipi olarak geliştirilmiştir. Bu tür porselenler, şeffaflık ve dayanıklılık açısından mesleğimizde kullanılmaya uygun bir malzeme olarak kabul edilmiştir (24).

‘Dental seramikler’ ifadesi daha geniş bir materyal grubunun tanımlanmasında kullanılırken, ‘dental porselenler’ deyimini alt gruplardan birini ifade etmektedir. ‘Porselen’, İtalyanca küçük deniz kabuğu anlamına gelen ‘porcellana’ kelimesinden türetilmiştir. Bu deyim geleneksel olarak, içinde farklı kristal partiküllerinin serpiştirildiği cam matriks içeren, dayanıklı ve camsı seramik materyaller için kullanılmaktadır. Camsı yapı, düzensiz bağlar içeren, zayıf, amorf ve tamamen transparandır. Kristalin yapı ise daha düzenli bir atomik dizilişe sahiptir ve daha dayanıklıdır (25).

Porselen, diş hekimliğinde 200 yıldan fazla bir zamandır kullanılmaktadır. İlk olarak 18. Yüzyılda tümü porselen olan bir protezde kullanılmıştır (26). 18. Yüzyılda eksik dişlerin tedavisinde kullanılan materyaller insan- hayvan dişleri, fildişi, mineral ya da porselen dişlerdi. 1723’te Piere Fauchard, diş ve gingival dokuların rengini taklit eden

porcelenlerle ilgili araştırmalarını başlatmıştır (27, 28). 1774'te Alexis Duchateau ve Nicholas Dubois de Chemant ilk başarılı porcelen yapay dişleri üretmiştir. Porcelen formülasyonunu geliştiren Nicholas Dubois de Chemant, Fransız ve İngiliz patentlerini almışlardır. 1808'de Paris'te, Giuseppangelo Fonzi, kişiye özel hazırlanan ve platin pinlerin gömüldüğü porcelen dişleri üretmiştir. Bunların estetik ve mekanik özellikleri protetik diş hekimliğinde büyük avantaj sağlamıştır. 19. Yüzyılın sonlarında 'jacket kuron' adıyla adlandırılan tam seramik restorasyonlar, platin yaprak ile hazırlanmış güdükler üzerine feldspatik seramik materyalinin fırınlanması şeklinde üretilmiştir (28). Bu restorasyonların estetik avantajlarına rağmen, zayıf marjinal sızdırmazlık, düşük dayanım ve yüksek kırık oluşturma riski nedeniyle başarısız olmuş ve zamanla popülaritesini kaybetmiştir (26, 27). 1965 yılında da McLean ve Hughes, porceleni metal destek olmaksızın alumina ile kuvvetlendirerek yüksek dirence sahip porcelenlerin gelişmesini başlattılar (28). Özellikle 1960'larda daha dayanıklı porcelenlerin üretilmesi ve fırınlama tekniklerinin geliştirilmesi ile porcelen restorasyonların anterior bölgede kullanımında kabul edilebilir başarı sağlanmıştır (29).

2.1.2 DENTAL SERAMİKLERİN YAPISI

Protez Terimleri Sözlüğüne göre seramik, birden fazla metalin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı birleşimdir (30). Bu birleşimde büyük oksijen atomları bir matris görevi görür ve küçük metal atomları arasına sıkışır. Seramik kristalindeki atomik bağlar, hem iyonik hem de kovalent bağ özelliğindedir. Bu güçlü bağlar seramiğe stabilite, sertlik, sıcağa ve kimyasal maddelere karşı direnç gibi özellikler kazandırır. Fakat diğer taraftan aynı yapı, seramiği kırılğan bir hale dönüştürdüğü için sakıncalı bir durum oluşturur (23).

Diş hekimliğinde kullanılan porcelen % 12- 22 kuartz (silika, kum), % 3- 5 kaolen (kil), % 75- 85 feldspar'dan meydana gelir (24, 31, 32). Ayrıca porcelene renk vermesi için metal ve metal oksit pigmentleri katılır. Diş hekimliği porcelenlerinde kil çok az oranda bulunur. Bu yüzden kullanılan porcelene 'cam' demek yanlış olmaz (24, 31, 33). Kaolen ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$) hidrate alumina silikat'tır. Porcelene opaklık verir ve porcelen hamurunun şekil almasını sağlar. Feldspar, potasyum alumina silikat (K_2O .

$Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ve sodyum alumina silikat ($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) karışımıdır. Porselene şeffaflık kazandıran bir eriticidir. Porselende en düşük erime derecesine sahip olan feldspar, pişirme esnasında eriyerek diğer kısımları birleştirir. Silika SiO_2 'dir. Porselen kitlesine stabilite kazandırır (24, 32). Porselen tozlarına katılan metal ve metal oksit pigmentleri ise, doğal diş görüntüsü elde edebilmek için gerekli renklenmeyi sağlar (32).

2.1.3 DENTAL SERAMİKLERİN ÖZELLİKLERİ

Seramik sert, rijit ve kırılğan bir materyaldir. Diş hekimliğinde kullanımının esas nedeni yüksek estetik özelliklere sahip olmasıdır. Materyalin ışık absorbe etme ve dağıtma özellikleri vardır. Doğal diş tekstürü, rengi ve translusentlik derinliğini taklit etme potansiyeline sahiptir. Kimyasal olarak stabildir. Ağız ortamında iyi bir aşınma direnci ve renk stabilitesine sahiptir. Isı genleşme ve iletkenlik özelliklerinin mine ve dentine benzemesi, marjinal sızdırma ve hassasiyet riskini azaltmaktadır (34, 35). Metal alaşımlarda gözlenebilen toksik etkiler porselenlerde görülmemektedir. Glazürlü porselen, bakteri plağının kolaylıkla uzaklaştırılabildiği tek restoratif materyaldir (36).

Seramiğin başlıca olumsuz özelliği düşük gerilme direncidir. Diş hekimliğinde kullanılan porselenler, basma streslerine karşı dirençli, gerilme streslerine karşı ise dirençsizdir. Gerilme direnci ortalama 20- 60 MPa iken, basma direnci ortalama 350-550 MPa'dır. Materyal, atomları arasındaki yüksek bağlanma kuvvetine rağmen, % 0,1'den fazla deformasyonlara kırık oluşturmadan dayanamazlar. Porselenin kırılğanlığı, gerilim ya da makaslama kuvvetlerine maruz kaldığında, plastik deformasyon gösteremeyen güçlü kovalent bağlardan kaynaklanmaktadır. Materyalin elastik kapasitesini aşan yükler uygulandığında porselen atomları, metalin aksine, atomik düzey boyunca kayamaz. Bu tip yükler, genelde stres yoğunluğunun en yüksek olduğu mikrostrüktürel çatlak noktalarında kırıklarla sonuçlanır (37).

2.1.4 DENTAL SERAMİKLERİN DAYANIKLILIKLARINI ARTTIRMA YÖNTEMLERİ

Seramiğin üstün estetik özellikleri, basma gerilimlerine karşı dayanımı, aşınma direnci, sertlik ve biyolojik uyum gibi avantajlarına rağmen, düşük gerilme direnci ve kırılabilirlik gibi olumsuz özellikleri, yapısının güçlendirilmesine gereksinim duyulmasına neden olmuştur.

2.1.4.1 Rezidüel baskı streslerinin oluşturulması

Metal destekli porselen restorasyonlar, porselene uygun ısı genişleme katsayısına sahip metal bir alt yapı ile desteklenmektedir. Dental porselenin, dayanıklılığı yüksek seramik alt yapılar ile desteklenme mekanizması da bunlara benzer. Tam seramiklerde direnci yüksek alt yapı materyalleri, daha zayıf olan veneer porselenini desteklemektedir. Alt yapı materyalinin ısı genişleme katsayısı veneer seramikten yüksek olmalıdır. Bu uyumsuzluk sayesinde, fırınlama sıcaklığından oda sıcaklığına geçildiğinde, alt yapı materyali veneer materyalinden daha fazla büzülür. Böylece veneer porseleni baskı altında tutulur ve restorasyona ilave dayanıklılık sağlar (28).

2.1.4.2 Fırınlama işlemi sayılarının azaltılması

Fırınlama işlemi porselen tozundaki partikülleri eriterek yoğun bir şekilde birleştirir ve daha düzgün bir yüzey oluşturur. Ayrıca porselen içindeki lösit kristallerinin konsantrasyonunu artırır. Bu da ısı genişleme katsayısında artışa ve dolayısıyla alt yapı-veneer materyali arasındaki ısı genişleme katsayısı uyumsuzluğunun artışına neden olur. Bu uyumsuzluk, porselende erken ya da geç dönem kırık oluşumuna yol açar (28, 38, 39, 40).

2.1.4.3 Restorasyonun optimum dizaynı ile gerilim streslerinin azaltılması

Seramik içeren dental restorasyonlar, zayıf özelliklerini kompanse edecek şekilde dizayn edilmelidir. Restorasyonun dizaynı, seramiği yüksek gerilim streslerine maruz bırakmamalıdır. Kuron restorasyonlarında bu gerilim stresleri, uygun kalınlıktaki dayanıklı alt yapı materyali ile azaltılabilir (41, 42, 43, 44). Köprü restorasyonlarında ise, gerilim streslerinin yoğunlaştığı konektör bölgelerinin, dişeti sağlığını bozmayacak şekilde ve kalınlıkta dizayn edilmesi gerekmektedir (45).

2.1.4.4 İyon değişimi

İyon değişimi, sodyum ve potasyum gibi farklı büyüklükteki iyonların yer değiştirmesi ile yüzeyde baskı direncine sahip ince bir tabaka oluşturulması işlemidir. Dental seramikler potasyum nitrat tuz banyosuna batırıldıklarında, yüzeydeki küçük sodyum iyonları, büyük potasyum iyonları ile yer değiştirirler. Sodyum iyonlarından % 35 daha büyük olan potasyum iyonları porselen yüzeyine yerleştiklerinde ısı genleşme katsayısını azaltır. Isıya maruz kalan porselen yüzeyinde rezidüel baskı stresleri oluşturur. Yüzeyde yaklaşık 700 MPa'lık basma direnci meydana gelerek porselenin kuvvetlenmesi sağlanır (46).

2.1.4.5 Kontrollü kristalizasyon

Cam yapının kontrollü olarak kristalleştirilmesi yöntemi, camın bazı ısı derecelerinde sıvı halden katı hale geçerken süper soğutulmuş sıvı özelliği göstererek kristalleşmesi esasına dayanır. Cam yapı sıcak ve erimiş haldeyken hızlı bir şekilde soğutulduğunda, yüzeyde rezidüel baskı stresleri oluşur. Bu hızlı soğutma, erimiş alt yapı çevresinde rijit bir cam yüzey oluşturur. Erimiş alt yapı katılaştıkça büzülmeye başlar fakat dış yüzeyi rijit kalmaya devam eder. Katılaştıran alt yapının büzülerek çekilmesi, alt yapı içinde rezidüel gerilim stresleri ve dış yüzeyde rezidüel baskı stresleri oluşturur. Böylece çatlak oluşumu ve ilerlemesi engellenmiş olur (47).

2.1.4.6 Camsı yapıya seramik kristallerinin katılması

Primer olarak camsı faz içeren dental seramikler, yüksek dayanıklılığa ve elastikiyete sahip seramik kristallerinin katılması ile güçlendirilebilir. Bu kristaller leucite, lityum disilikat, alumina, magnezya-alumina spinel ve zirkonya'dır. Alumina (Al_2O_3) gibi dayanıklı kristal bir materyal camsı faza ilave edildiği zaman, camın dayanıklılığı ve direnci artar. Çünkü çatlak bu alumina partiküllerinden, camsı matrikste olduğu kadar kolaylıkla ilerleyemez. Dayanıklılık miktarı kristalin tipine, boyutuna, hacmine, partikül arası boşluklara ve ısı genişleme katsayısına bağlı olarak değişmektedir (48).

2.1.4.7 Dönüşüm doygunluğu (transformation toughening)

Doygunluk (toughening) genel anlamda, çatlak ilerlemesi sırasında absorbe edilen enerjinin bir ölçüsü olarak tanımlanır. Dönüşüm doygunluğu ise bir malzemede var olan çatlakları ilerleten itici gücü azaltan ve gerilmenin neden olduğu bir faz dönüşümü esasına dayanan bir procestir. Dönüşüm doygunluğu mekanizması zirkonya esaslı seramiklerde gözlenmektedir. Zirkonya esaslı seramiklerin yüksek direnç ve kırılma dayanımı gibi mekanik özellikleri, tetragonal-monoklinik faz dönüşümüne bağlıdır (49). Bu mekanizma, zirkonyanın allotropik doğası, yani üç fazlı olması sonucu meydana gelmektedir. Bu fazlar kübik, tetragonal ve monoklinik fazlardır (50) (Şekil 1). Materyale kumlama ya da aşındırma işlemlerinde olduğu gibi dışarıdan bir kuvvet uygulandığında, tetragonal taneciklerin bir kısmı, hacimce daha büyük olan monoklinik taneciklere dönüşür ($t \rightarrow m$) (51, 52) (Şekil 2). Bu faz dönüşümü, materyal içinde % 3-5'lik bir hacim artışına neden olur. Bu hacim artışı da, var olan çatlak uçlarında lokalize baskı streslerin oluşmasını tetikler (51, 52, 53, 54, 55). Oluşan bu baskı stresleri, materyal içindeki mikroçatlakların ilerlemesine engel olur (35, 45, 56) (Şekil 3) ve seramiğin esneme direncini arttırır (57, 58). Bu fiziksel özelliğe "transformation toughening (dönüşüm doygunluğu)" adı verilmektedir (49, 53, 58, 59, 60). Materyal içinde t- ve m- taneciklerinin bir arada olmaları sonucu, temas noktalarında elektron yoğunluğu artar ve yüksek enerjili bölgeler oluşur. Yapıda var olan mikroçatlaklar, bu

yüksek enerjili alanı aşamaz ve ilerleyemez. Zirkonyada adı geçen ‘çatlak durdurucu’ ya da ‘çatlak hapsedici’ mekanizma bu şekilde açıklanmaktadır. Bu mekanizma, çelikte görülen martensitik benzeri faz dönüşümü esasına dayanır ve başka hiçbir dental seramikte gözlenmez (51, 59, 61). İşte bu mekanizmadan dolayı zirkonya esaslı seramiklerin kırılma dayanımı diğer seramiklerden yüksektir (49, 52, 59).

2.2 TAM SERAMİK SİSTEMLERİN SINIFLANDIRILMASI

Yüksek dirence sahip alt yapı materyalleri, 3 ana grupta toplanır (62):

2.2.1 CAM SERAMİKLER

2.2.1.1 Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

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

2.2.1.2 Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

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

2.2.1.3 Feldspatik seramikler

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

2.2.2 ALUMİNA ESASLI SERAMİKLER

2.2.2.1 In-Ceram Alumina (Vita, Bad Säckingen, Germany)

2.2.2.2 In-Ceram Spinell (Vita, Bad Säckingen, Germany)

2.2.2.3 In-Ceram Zirkonya (Vita, Bad Säckingen, Germany)

2.2.2.4 Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden)

2.2.2.5 Synthoceram (Cicero, Hoorn, Netherlands)

2.2.3 ZİRKONYA ESASLI SERAMİKLER

2.2.3.1 Lava (3M Espe Dental AG, Seefeld, Germany)

2.2.3.2 Procera AllZirkon (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden)

2.2.3.3 Everest (Kavo Dental, Biberach, Germany)

2.2.3.4 Hint-Els (Digident, Griesheim, Germany)

2.2.3.5 Cercon (DeguDent, Hanau, Germany)

2.2.3.6 DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland)

2.2.3.7 Cerec InLab sistemi (Sirona, Bensheim, Germany)

2.2.3.8 Celay (Vita, Bad Säckingen, Germany)

2.2.3.9 ZENO Tec (Wieland, Pforzheim, Germany)

2.2.3.10 Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, Italy)

2.2.1 CAM SERAMİKLER

2.2.1.1 Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve **Optec OPC** (Jeneric Pentron, Kusterdingen, Germany) bu gruba dâhildir. Bu alt yapı materyallerinde cam seramik yapıyı güçlendirmek için kristal doldurucular kullanılmaktadır. Alt yapılar ısı ile presleme ya da CAD/CAM teknolojisi ile üretilebilirler. Yüksek estetik özelliklere sahip restorasyonlar elde edebilmek için oldukça translusenttir (63, 64). Dolayısıyla renkleşmiş destek dişlerde, metal alt yapılarda ve metal implant abutmentlarda kullanımı tavsiye edilmemiştir. Bükülme direnci ortalama 105- 120 MPa ve kırılma dayanımı 1,5- 1,7 MPa m^{1/2} 'dir (65, 66). Restorasyonların direnci, diş dokusuna olan başarılı bağlanmaya bağlıdır ve adeziv simantasyon gerektirmektedir. Endikasyonları, anterior bölge kuron ve laminalarla sınırlıdır. 11 yıl sonundaki klinik başarı oranı % 95'lere ulaşmaktadır (67). **IPS ProCAD** ise IPS Empress'e benzer, ancak daha küçük partikül boyutlarına sahiptir. 1998 yılında Cerec InLab (Sirona, Bensheim, Germany) sisteminde kullanılmak üzere dizayn edilmiştir (68).

2.2.1.2 Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bu gruba dahildir. IPS Empress' in geliştirilmiş halidir. Camsı matriks içinde 4 µm uzunluğunda ve 0,5 µm çapındaki lityum disilikat kristalleri yoğun bir şekilde paketlenmiştir. Alt yapılar mum uçurma, ısı ile presleme ya da prefabrike bloklardan frezleme tekniği ile üretilebilirler. Bükülme direnci 300- 400 MPa (Empress' in 3 katı) (69), kırılma dayanımı 2,8- 3,5 MPa m^{1/2} 'dir (69, 70). Empress II ile yapılan restorasyonların direncini ve hizmet süresini arttırmak için adeziv simantasyon tavsiye edilmektedir. Alt yapı üzerine

floroapatit bazlı bir veneer porselen olan IPS Eris uygulanır. Endikasyonu, Empress'lerde olduğu gibi sadece anterior kuronlarla sınırlı değildir. Konnektör çapı okluzogingival olarak minimum 4-5 mm, bukkolingual olarak minimum 3-4 mm olacak şekilde hazırlanmalıdır (71). İkinci premolara kadar uzanan ve maksimum bir premolar genişliğinde gövdeye sahip olan posterior köprülerin başarı oranı 2 yıl sonunda % 93'tür (72). 5 yıl sonunda tek kuronlarda başarı oranı % 100 iken, ikinci premolara kadar olan köprülerde bu oran % 70'tir (73). **IPS e.max Press** (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 2005 yılında geliştirilmiş, lityum disilikat esaslı preslenebilen bir seramiktir. IPS Empress II'ye kıyasla fiziksel özellikleri ve translusentliği geliştirilmiştir (74).

2.2.1.3 Feldspatik seramikler

Vitablocs Mark I feldspatik bir porselendir. Yapısı, dayanıklılığı ve aşınma özellikleri metal-seramik restorasyonlarda kullanılan feldspatik porselene benzer. Bükülme direnci 93 MPa'dır. **Vitablocs Mark II** 1991 yılında Cerec 1 sisteminde kullanılmak üzere geliştirilmiş, frezlenebilen feldspatik bir porselendir. Vitablocs Mark I'e kıyasla dayanıklılığı arttırılmış ve tanecik boyutu 4 µm' a küçültülmüştür. % 60- 64 SiO₂ ve % 20- 23 Al₂O₃ içerir. HF asit ile pürüzlendirilerek mikromekanik retansiyon sağlanır ve adeziv simantasyon yapılır. Dezavantajı monokromatik olmasıdır. Bu dezavantajdan dolayı estetiği arttırmak için renk seçeneği daha fazla olan Vita Triluxe Block üretilmiştir. **Vita Triluxe Block** 3 tabaka halindedir; 1.tabaka opak alt yapı, 2.tabaka nötral zone bölgesi, 3.tabaka ise translusent tabakadır. Cerec sisteminde üretilmektedir. Feldspatik porselenlerin işlenmesinde kullanılan diğer bir sistem Celay'dır. Bu kopya freze tekniğinde restorasyonların akrilik dizaynı Vita Triluxe bloklarından dublike edilir (62).

2.2.2 ALUMİNA ESASLI SERAMİKLER

2.2.2.1 In-Ceram Alumina (Vita, Bad Säckingen, Germany)

İlk olarak 1989 yılında üretilen In-Ceram Alumina, yüksek oranda sinterlenmiş pöröz alumina alt yapı materyaline, düşük viskoziteli sodyum lanthanyum cam infiltre edilerek elde edilmiştir. Alt yapılar slip-cast tekniği ya da CAD/CAM tekniği ile üretilmektedir. Slip cast tekniğinde, 'slip' olarak adlandırılan, su içinde dağılmış ince grenli alumina partikülleri (1- 5 µm) alçı güdük üzerine sürülür. Pöröz güdük likiti absorbe eder ve alumina partikülleri güdüğe doğru yoğunlaşır. Slip 1120 °C' de 10 saat süreyle sinterlenir ve pöröz bir alt yapı oluşur. Lanthanyum cam bu alt yapı üzerine infiltre edilir ve ikinci bir fırınlama ile 1100 °C' de 4 saat süreyle sinterlenir (26). Böylece pörözite ortadan kalkar, dayanıklılık artar ve potansiyel çatlak ilerlemesi olan bölgeler sınırlandırılmış olur. Alumina ve camın ısı genleşme katsayıları farkından dolayı kompresif stresler oluşur ve bu stresler de dayanıklılığı artırır (75). Bunun dışında alt yapılar sinterlenmemiş prefabrike bloklardan frezleme tekniği ile de üretilirler (Vita In-Ceram alumina blokları, Bad Säckingen, Germany). Bükülme direnci 236- 600 MPa (76, 77) ve kırılma dayanımı 3,1- 4,61 MPa m^{1/2} 'dir (65, 78). Anterior, posterior kuronlarda ve üç üyeli anterior köprülerde endikedir (45, 79). Konnektör çapı okluzogingival olarak minimum 4 mm, bukkolingual olarak minimum 3 mm olacak şekilde hazırlanmalıdır (45). Yarı opak görünümünden dolayı ışığın tam transmisyonuna izin vermez ve sınırlı estetik sağlar (63, 64).

2.2.2.2 In-Ceram Spinell (Vita, Bad Säckingen, Germany)

1994 yılında opak alt yapıya sahip In-Ceram Alumina' ya alternatif olarak üretilmiştir. Üretim teknikleri klasik In-Ceram Alumina ile aynıdır. In-Ceram tekniğinde kullanılan alüminyum oksit yerine, magnezyum alüminyum oksit (MgAl₂O₄) kullanılır. Sinterleme işleminden sonra 'spinell' adı verilen gözenekli bir yapı oluşur. Bu yapıya daha sonra ışık geçirgenliği sağlayan cam infiltre edilir. Bükülme direncinin In-Ceram Alumina'dan yaklaşık % 25 daha düşük, ve 283-377 Mpa arasında olduğu bildirilmiştir (45, 69, 80). Transluserliği ise 2 kat daha fazladır. Işık geçirgenliğinin iyi olması sayesinde estetik beklentilerin fazla olduğu ön bölge restorasyonlarında endikedir (67).

2.2.2.3 In-Ceram Zirkonya (Vita, Bad Säckingen, Germany)

In-Ceram Alumina' nın bir modifikasyonudur. % 65 cam infiltre alumina ve % 35 sinterlenmemiş zirkonya içerir. Bükülme direnci 421- 800 MPa'dır ve kırılma dayanımı 6-8 MPa m^{1/2} 'dir (77, 81, 82). Alt yapı fabrikasyonu geleneksel slip-cast tekniği ya da sinterlenmemiş prefabrike bloklardan frezleme tekniği ile yapılır. Alt yapının yüksek opasitesi, uygulamaları sadece posterior köprülerle sınırlandırmaktadır (63, 64) ve başarılı kısa dönem sonuçlar göstermektedir (83). Konnektör çapı okluzogingival olarak minimum 4-5 mm, bukkolingual olarak minimum 3-4 mm olacak şekilde hazırlanmalıdır (56).

2.2.2.4 Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden)

Procera, titanyumu işleyebilmek için 1986'da bir İsveç firması olan Nobel Biocare tarafından geliştirilmiştir. Titanyum alt yapı üretimi için döküm dışında bir yol araştırılırken Procera sistemi ortaya çıkmıştır. Procera sistemi ile uzun yıllar başarılı bir şekilde üretilen titanyum alt yapılar, zamanla yerini alümina esaslı alt yapılara bırakmıştır. 1993'te yoğun olarak sinterlenmiş, saf ve yüksek dayanıklılıkta % 99,9 oranında alüminyum oksit içeren seramik alt yapılar, Procera AllCeram sistemi ile üretilmeye başlanmıştır. Procera AllCeram, en yüksek dayanıklılığa sahip alumina esaslı materyaldir ve dayanıklılığı sadece zirkonyadan düşüktür (84, 85). Bükülme dayanımı 687 MPa' dır (78). İlk yıllarda bu sistemle ön ve arka bölgelerde tek diş restorasyonları için tam seramik kuronlar üretilirken günümüzde laminate veneer ve köprü restorasyonları da yapılabilmektedir. Laboratuarlarda tarayıcı ve bilgisayar yazılımı vardır. CAM ünitesinin biri ABD'de, diğeri İsveç'tedir. Sistemin 2 farklı tarayıcısından birinde (Procera Piccolo, Procera Forte) model tarandıktan sonra alt yapı dizayn edilir. Data transferi internet aracılığı ile olur. Üretim bölümünde % 20 genişletilmiş model elde edilir. Bu geniş modelin üzerine yüksek saflıktaki alumina tozları mekanik olarak sıkıştırılır, 1550 °C 'de sinterlenir ve gerçek boyutlardaki alt yapılar elde edilir (86). Merkez laboratuardan gelen alt yapı üzerine, alüminanın ısı

genleşme katsayısına uygun bir düşük ısı üst yapı porseleni kullanılarak restorasyon bitirilir (84).

2.2.2.5 Synthoceram (CICERO, Hoorn, Netherlands)

İlk olarak Denissen ve ark. tarafından tanıtılan bir sistemdir (87). CICERO (Computer Integrated CERamic RecOnstruction) teknolojisiyle üretilen, cam infiltre edilmiş yüksek dayanımlı alüminyum oksit seramiktir. Alt yapılar lazerle tarama, bilgisayar destekli frezleme ve sinterleme ile üretilmektedir. Diş kesimi, komşu ve antagonist dişler lazer tarayıcı ile 3 boyutlu olarak dijitalize edilir. Bilgisayarda dizayn edilen alt yapılar alüminyum oksit bloklardan frezlenir ve sinterlenir (88). Daha sonra lösit içermeyen bir cam seramik olan Syntagon (CICERO, Hoorn, Netherlands) ile veneerlenmektedir (89).

2.2.3 ZİRKONYA ESASLI SERAMİKLER

2.2.3.1 Lava sistemi (3M ESPE, Seefeld, Germany)

2002 yılında 3M ESPE tarafından piyasaya sürülmüştür. CAD/CAM prosedürü ile üretim yapmaktadır. Sinterlenmemiş zirkonya blokları kullanılır ve % 20'lik lineer polimerizasyon büzülmesini kompanse etmek için daha geniş frezlenir. Sistemde Lava Scan optik tarayıcı, Lava Form frezleme makinesi ve Lava Therm sinterleme fırını bulunur. Laboratuarda model elde edildikten sonra optik tarayıcı modeli tarar. Daha sonra özel olarak geliştirilmiş yazılım programı kullanılarak restorasyon ekranda dizayn edilir. Bu bilgiler Lava Form frezleme makinesine aktarılır. Sinterlenmemiş zirkonya bloklardan geniş bir şekilde aşındırılır ve Lava Therm sinterleme fırınında, 1500 °C 'de 11 saat sinterlenir. Optik ve mekanik özelliklerinden dolayı hem anteriorda hem posteriorda kullanılabilir. Alt yapı 7 farklı renkle renklendirilebilir (90).

2.2.3.2 Procera sistemi (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden)

Procera sistemi ile CAD/CAM teknolojisi kullanılarak Procera AllTitan, Procera AllCeram ve Procera AllZirkon blokları işlenebilmektedir. Procera AllZirkon blokları

2001 yılında üretilmeye başlamıştır. Bu sistemde, laboratuarlarda tarayıcı ve bilgisayar yazılımı vardır. CAM ünitesinin biri ABD’de, diğeri İsveç’tedir. Sistemin 2 farklı tarayıcısından birinde (Procera Piccolo, Procera Forte) model tarandıktan sonra alt yapı dizayn edilir. Data transferi internet aracılığı ile olur. Köprü restorasyonlarında genellikle zirkonyum oksit esaslı Procera AllZirkon blokları tercih edilmektedir. Procera AllZirkon kullanılarak kuron veya 4-5 üyeli köprü restorasyonları yapılabilmektedir. Merkez laboratuardan gelen alt yapı üzerine zirkonya için özel olarak üretilmiş üst yapı porseleni (Nobel Rondo) kullanılarak restorasyon bitirilir (91).

2.2.3.3 Everest Sistemi (Kavo Dental, Biberach, Germany)

Everest sistemi 3 üniteden oluşan bir CAD/CAM sistemidir. Tarayıcı ve dizayn programı (Everest Scan), aşındırma ünitesi (Everest Engine) ve sinterleme fırınından (Everest Therm) oluşmaktadır. Aşındırma ünitesi çoğu sistemden farklı olarak 5 aks teknolojisi ile aşındırma yapmaktadır. Model, tarama ünitesinde taranarak alt yapının dizaynı aşamasına geçilir. Aynı tarama ünitesinde alt yapı bilgisayar ortamında dizayn edilir. Sistemin hem sinterlenmemiş zirkonya blokları (Kavo Everest ZS-Blank), hem de tam sinterlenmiş zirkonya blokları (Kavo Everest ZH-Blank) bulunmaktadır. ZS bloklarından üretilmiş alt yapılar 1500 °C’de sinterlenir. Alt yapı, sinterlenmemiş zirkonya bloklarından üretilmiş ise, Vita renklendirme likitiyle 5 farklı tonda renklendirilebilir. Tam sinterlenmiş bloklardan hazırlanmış alt yapılar ise sinterlenmez ve renklendirilemezler. Zirkonyadan başka lösitle güçlendirilmiş cam seramik (Kavo Everest G-Blank) ve titanyum blokları (Kavo Everest T-Blank) da işlenebilmektedir (92).

2.2.3.4 Hint-Els sistemi (Digident, Griesheim, Germany)

Hint-Els sistemi, 3 boyutlu tarayıcısı ve bilgisayar yazılımı, frezleme ünitesi (Hint-Els hiCut) ve sinterleme fırını (Hint-Els hiTherm) olmak üzere 3 farklı üniteden oluşur. Bu sistemde hem sinterlenmemiş (non-HIP) hem tam sinterlenmiş (HIP) zirkonya blokları kullanılabilir. Zirkonyadan başka titanyum ve plastik blokları da işleyebilir.

Hint-Els ile sinterlenmemiş bloklardan full ark bir köprü yapılamaz, sadece 4-5 üyeli köprüler yapılabilir. Tek kurunun tam sinterlenmiş bloklardan frezlenmesi 2 saat, sinterlenmemiş bloklardan frezlenmesi ise 30 dakika sürmektedir (93).

2.2.3.5 Cercon sistemi (DeguDent, Hanau, Germany)

Cercon sistemi 1999 yılında geliştirilmiştir. Diğer sistemlerden farklı olarak bilgisayar destekli dizayn yapılmaz. Diş teknisyeninin manuel olarak hazırlamış olduğu mum modelaj dizaynı esas alınarak, CAM sistemiyle alt yapı üretimi yapılmaktadır. Cercon brain ve Cercon heat bölümlerinden oluşur. Cercon brain lazer tarayıcı ve frezleme ünitesi içerir. Mum modelaj dizaynı lazer tarayıcı tarafından taranır ve elde edilen yazılım frezleme ünitesine transfer edilir. Alt yapı, sinterlenmemiş homojen zirkonya bloklardan, özel tungsten karbid frezlerle hacimli bir şekilde frezlenir. Değişik uzunluklarda bloklar mevcuttur. Bloklar prefabrike olarak 12 mm, 30 mm, 38 mm ve 47 mm boyutlarında üretilmiştir. Frezleme işlemi bittikten sonra alt yapı 'Cercon brain' ünitesinden çıkartılır. Eğer gerekiyorsa manuel olarak final düzeltmeler tamamlanır. Büyütülmüş alt yapılar % 25-30'luk sinterlenme büzülmesini kompanse edecek şekilde 6-8 saat 1350 °C' de 'Cercon heat' fırınında sinterlenir ve istenilen final boyutlar elde edilir. Sinterlenmemiş blokların frezlenmesi işlemi hızlıdır. Bu sistemlerde kullanılan aletler, tam sinterlenmiş blokların kullanıldığı aletlere göre daha az aşınır ve yıpranır (94, 95, 96).

2.2.3.6 DC-Zirkon sistemi (DCS-Precident, DCS Dental AG, Allswill, Switzerland)

DC-Zirkon materyali ve DCS sistemi 1993 yılında geliştirilmiştir. Bu sistem üç bölümden oluşmaktadır: 1) Preciscan (tam otomatik, lazer projeksiyonu ile çalışan optik tarayıcı), 2) DCS Dentform (yazılım) ve 3) Precimill (frezleme makinesi). Lazer tarayıcı, alçı modelin tamamını ve tek tek güdükleri tarar ve yaklaşık 300.000 noktadan ölçüm yapar. Ölçüm tamamlandıktan sonra toplanan bilgiler, dizayn yapılmak üzere bilgisayara aktarılır. Yazılım programı alt yapı için gerekli olan konektör ve gövde

boyutlarını belirler. Daha sonra bu bilgiler frezleme makinesine transfer edilir. Alt yapı, tam sinterlenmiş prefabrike HIP (Hot Isostatic Pressing) zirkonya bloklarından, doğrudan istenilen final boyutlarda frezlenir (97). Frezleme sonrası herhangi bir fırınlama prosedürü ve sinterlenme büzülmesi yoktur (98). Bazı üretici firmalar, tam sinterlenmiş blokların frezlenmesi sırasında mikro çatlakların oluştuğunu iddia ederken (99), bazıları da bu sistemde büzülme olmamasından dolayı çok iyi bir marjinal uyum elde edildiğini bildirmektedir (94).

2.2.3.7 Cerec InLab sistemi (Sirona, Bensheim, Germany)

Hekimlerin klinikte ölçü işlemini ortadan kaldırabilmesi için sistemle uyumlu intraoral kamerası, bilgisayar yazımlı, frezleme ünitesi ve sinterleme fırını (Zyrcomat) vardır. Cerec InLab hem mum modelajı hem de modeli tarayabilir. Taranan model üzerinde bilgisayar ortamında alt yapılar dizayn edilir. Dizayn edilen alt yapılar, CAM ünitesine yerleştirilmiş zirkonya bloklardan aşındırılarak elde edilir. Zyrcomat' ta yapılan sinterleme sonucunda alt yapı yaklaşık % 20 oranında bir büzülmeye uğrar ve istenilen boyuta ulaşılır (100). Firmanın piyasada olan blokları Vitablocks Mark I, Vitablocks Mark II, Dicor MGC, Cerec ProCAD, Cerec Vitablocks InCeram-Alumina ve Cerec Vitablocks InCeram-Zirkonya'dır. Diğer sistemlerle kıyaslandığında daha düşük maliyetli olması, zirkonyadan başka blokları da işleyebilmesi ve zirkonya alt yapıyı 6 farklı renkle renklendirebilmesi bu sistemin avantajlarından. Ancak Cerec In-Lab ile 3 üyeden uzun bir köprü yapılamaz ve oklüzal yüzey şekillendirmesi yetersizdir.

2.2.3.8 Vita Celay sistemi (Vita, Bad Säckingen, Germany)

Celay sistemi bilgisayar destekli yöntemlere karşı bir alternatif olarak 1987'de, kopyalama tekniği esaslı ile çalışmak üzere geliştirilmiştir. Sistemde hazır seramik bloklar kullanılır ve restorasyon herhangi bir bilgisayar desteği olmaksızın frezleme tekniği ile elde edilir. Vita firması tarafından üretilen feldspatik bloklar (Vita Celay

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

Celay cihazı iki bölmeden oluşmaktadır. Sol taraftaki bölmede mavi renkli fotopolimerize kompozit materyalinden hazırlanmış modelaj (Celay Tech), sağ taraftaki bölmede ise frezlenecek Vita Celay Zirconia blok bulunmaktadır. Kopyalama bölgesindeki aşındırma özelliği olmayan tarayıcı uçlar kompozit modelaj yüzeyinde dolaştırılırken, frezleme bölgesindeki aşındırma özelliği olan frezler de zirkonya bloğu şekillendirmektedir. Aşındırılmış zirkonya alt yapı 1120 °C’ de sinterlenir, cam infiltre edilerek 1140 °C’ de tekrar fırınlanır. Veneer materyali olarak Vitadur Alpha seramiği kullanılarak restorasyon bitirilir (101).

2.2.3.9 ZENO Tec sistemi (Wieland, Pforzheim, Germany)

Bu sistemde tarayıcı (3 Shape D 200), bilgisayar yazılımı (ZENO CAD), frezleme ünitesi (ZENO 4030) ve sinterleme fırını (ZENO Fire) bulunur. Ölçü sonrası elde edilen modeller lazer kesit alma tekniği ile taranır. Taranan obje 3 boyutta hareket ettirilerek ZENO CAD’ de dizaynı yapılır. Frezleme ünitesinde sinterlenmemiş zirkonya bloklardan hazırlanan alt yapılar ortalama % 20 oranında daha hacimlidir. 12 saatlik sinterleme işleminden sonra alt yapı gerçek boyut ve sertliğe ulaşır. Firmanın zirkonya bloklarından başka alumina ve plastik blokları da vardır (102).

2.2.3.10 Zirkozahn sistemi (Steger, Ahrntal, Italy)

Zirkozahn sistemi bir CAD/CAM sistemi değildir. Mekanik yöntemle üretim yapılır. Frezleme işlemi teknisyen tarafından manüel olarak gerçekleştirilir. Yeşil zirkonya olarak da bilinen sinterlenmemiş homojen zirkonya blokları kullanılır. Alt yapı ışıkla polimerize olan kompozitle dizayn edilir. Restorasyonun şekillendirilebilmesi için kompozit dizayn makinenin okuyucu ucunun bulunduğu tarafa, Zirkozahn blok ise aşındırma işleminin yapılacağı tarafa adapte edilir. Makinenin okuyucu ucu kompozit dizayn üzerinde hareket ettirilerek, işleme ünitesine yerleştirilmiş olan sinterlenmemiş homojen yeşil zirkonya bloğun işlenmesi sağlanır. Hacim olarak % 25 daha büyük

frezlenen restorasyon yaklaşık 1500 °C’ de 16 saat sinterlenir ve orijinal boyutlarına ulaşır (103).

2.3 CAD/CAM SİSTEMLERİ

2.3.1 TANIMI VE TARİHSEL GELİŞİMİ

CAD/CAM, ‘Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing’ kelimelerinin kısaltılmış halidir. Çalışılan parçanın üç boyutlu planını bilgisayar ekranında dizayn eder ve bilgisayar kontrolündeki makine otomatik olarak üretim yapar (104).

CAD/CAM teknolojisi diş hekimliği alanına ilk kez 1971 yılında Francois Duret tarafından sokuldu (105). Onun esas amacı, bu endüstriyel teknolojiyi kolaylıkla diş hekimliğine transfer etmek ve bir dental restorasyon için harcanan manuel eforu azaltarak maliyeti düşürmektir. CAD/CAM’ in endüstriyel kullanımı ile istenilen sayıda ve birbirinin aynısı ürünler, daha kısa sürede ve daha az efor harcanarak üretilir. Ancak diş hekimliğinde bu filozofi geçerli değildir, çünkü her restorasyon hastaya özgü dizayn edilir ve kişiseldir (104).

2.3.2 CAD/CAM KOMPONENTLERİ

Tüm CAD/CAM sistemleri 3 fonksiyonel komponent içermektedir:

2.3.2.1 Tarayıcı (scanner)

Diş hekiminin yaptığı diş preparasyonunu, komşu dişleri ve okluzyondaki dişlerin geometrisini intraoral ya da ekstraoral olarak tarar. İnleyler ve tek kuronlar için sadece prepare edilecek diş yüzeyinin taranmasına ihtiyaç vardır. Köprüler veya ilave oklüzal karakterizasyonlar için, komşu dişler ve antagonist dişlerle ilgili daha fazla bilgiye ihtiyaç vardır (104, 106). Dental kullanımlar için 3 tip 3-D tarayıcı cihazı bulunmaktadır: Mekanik tarayıcıda bir küre, iğne ucu ya da pin aracılığı ile güdük üzerinden tarama yapılır. İntraoral tarayıcıda kesilmiş ve komşu dişlerin anatomik yapılarının görünümü kaydedilerek dijital bir görüntü elde edilir. Optik tarayıcıda ise

lazer projeksiyonu, beyaz ışık ya da renkli ışık ile güdük yüzeyi optik olarak taranır (107).

2.3.2.2 Yazılım (software)

Bilgisayar ekranında restorasyonun üç boyutlu dizaynı ve planlamasının yapılabilmesi için bir bilgisayar ünitesi içerir. Kişiyeye özgü adapte edilmiş restorasyonun dizaynına ve üretilmesine izin veren yazılım programları geliştirilmiştir. CAD komponenti içermeyen sistemler CAD/CAM sistemi olarak adlandırılmaz, (CAD-)/CAM sistemi olarak adlandırılırlar (107). Örneğin Cercon (DeguDent, Hanau, Germany) sistemi CAD komponenti içermez ve restorasyon geleneksel yöntemlerle yapılan mum modelajla dizayn edilir.

2.3.2.3 Donanım (hardware)

Bilgisayar kontrolünde olan frezleme ve aşındırma makinelerini ifade eder. Restorasyon, materyal bloklarından frezlenerek elde edilir. Kural olarak CAM üretiminden sonra bazı manuel düzeltmeler, final cilalanmalar, renklendirmeler ve veneerlemeler diş teknisyeni tarafından yapılır (104, 106).

2.3.3 AÇIK VE KAPALI CAD/CAM SİSTEMLERİ

Dental teknolojide kullanılan birçok CAD/CAM sistemi; tarayıcı, yazılım ve donanım içeren kapalı sistemlerden oluşur. Restorasyonun üretilmesinde kullanılan materyaller, bu sistemin birer parçasıdır ve bazı kod sistemleri kullanılır. Diğer yandan açık sistemde işleyen bazı CAD/CAM teknolojileri de dental markette yerini almıştır. Bu sistemlerde dizaynın 3D modeli, yazılımdan (CAD) donanıma (CAM) transfer edilir. Bu kullanılan lisan endüstriyel olarak uygun bir formattır. Farklı üretim merkezleri ve CAM sistemleri arasında seçim yapılabilmesine olanak tanır (107).

2.3.4 CAD/CAM MATERYALLERİ

CAD/CAM sisteminde kullanılmaya elverişli materyal grubu şunlardır (84):

- silikat seramikler
- cam infiltre alüminyum oksit seramikleri
- yoğun sinterlenmiş alüminyum oksit seramikleri
- yoğun sinterlenmiş zirkonyum oksit seramikleri
- titanyum
- kıymetli ve kıymetsiz metal alaşımlar
- dayanıklılığı arttırılmış ve dökülebilir akrilikler

2.4 ZİRKONYA ESASLI SERAMİKLER

2.4.1. UYGULAMA ALANLARI

Zirkonyum metali ilk kez 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından, bazı cevherlerin ısıtılmasından sonra oluşan reaksiyon ürünlerinden elde edilmiştir. 1824 yılında Jons Berzelins tarafından potasyumla işlenerek izole edilmiştir. Uzun yıllar nadir toprak elementleri ile karıştırılarak seramik pigmentleri olarak kullanılmıştır. Üstün mekanik özellikleri ve biyouyumluluğu sayesinde, 80'li yılların sonunda biyomedikal alanda ortopedik kalça eklemi protezlerinin yapımında kullanılmıştır (108). Ortopedide ilk kullanımı Christel' in zirkonya total kalça protezlerini üretmesiyle gerçekleşmiştir (109). Ancak 2001 yılından sonra bir seri başarısızlıktan dolayı biyomedikal kullanımı % 90 azalmıştır (108). Çünkü bu alanda kullanılan Mg ile stabilize zirkonyanın tanecik çapı büyük (30- 60 µm) ve pöröz bir yapıda olduğundan, aşınmalara neden olduğu görülmüştür (51).

Diş hekimliğinde ise ilk olarak ortodontik braket (110, 111, 112), endodontik post (113, 114, 115) ve implant abutmenti (116) olarak kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde CAD-CAM teknolojisinin geliştirilmesiyle, tam seramik kuron ve köprülerde alternatif bir alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır (53, 94, 95, 96).

Kemik içi implant materyali olarak da hayvanlar üzerinde test edilmiş ve başarılı sonuçlar alınmıştır (117, 118).

Bunun dışında zirkonyum metali korozyona dayanıklılığı ve nötron absorplama özelliğinin az olması nedeniyle nükleer reaktörlerin yapı malzemesi olarak, yanıcı özelliğinden dolayı askeriyede ve düşük sıcaklıklarda süper iletken özelliği nedeniyle mıknatıs yapımında kullanılmaktadır. Genellikle uçuş sektöründe ve ergime noktasının yüksek olmasından dolayı yüksek sıcaklıklara dayanabilen nükleer sanayide kullanılan sağlam ve hafif bir maddedir (119).

2.4.2 YAPISI VE ÖZELLİKLERİ

Zirkonyum, sembolü ‘Zr’ olan kimyasal bir elementtir. Arapça ‘altın renginde’ anlamına gelen ‘zargon’ kelimesinden türetilmiştir. ‘Zargon’ kelimesi ise Pers dilinde ‘Zar’ (altın) ve ‘Gun’ (renk) kelimelerinden oluşmuştur (51). Atom numarası 40 ve atom kütlesi 91,22’dir. Periodik tablonun D grubuna ait bir geçiş elementidir. Yoğunluğu 6,49 g/cm³, ergime noktası 1852 °C, kaynama noktası 3580 °C’dir. Doğada hiçbir zaman serbest metal olarak tek başına bulunmaz. Oda koşullarında gümüşümsü beyaz renkli bir katıdır. Heksagonal kristal formunda bir yapı gösterir. Sıcaklığa, aşınmaya ve korozyona karşı çok dirençlidir. Birçok farklı bileşik halinde bulunabilir. Zirkonyumun bilinen bileşikleri zirkonyum silikat (Zirkon, ZrSiO₄) ve zirkonyum oksittir (ZrO₂)’tir. Zirkonyum silikatın diğer adı ‘zirkon’dur. Zirkonyum oksitin diğer adları ise ‘zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyit’ tir. Baddeleyit ismi 1892 yılında Sri Lanka’da zirkonyayı keşfeden Joseph Baddeley’ in isminden gelmektedir. Zirkon (ZrSiO₄) madenleri başlıca Avustralya, Brezilya, Hindistan, Rusya ve A.B.D’ de bulunur. Zirkonyum bileşiklerinin içerisinde her zaman 50/1 oranında hafniyum (Hf) elementi bulunur ve zirkonyum metalinin saflaştırılması sırasında elde edilir (119).

Zirkonyum metalinin yüzeyini kaplayan oksit tabakası havaya karşı inaktif olmasına neden olur. Buna rağmen havada yakılması ile zirkonyum oksit bileşiğini oluşturur. (Zr(k) + O₂(g) → ZrO₂(k)). Zirkonyum metali normal koşullar altında su ile reaksiyon vermez. Metalin yüzeyini kaplayan oksit tabakası, asitlere karşı inaktif olmasına neden

olur. Sadece hidroflorik asit içerisinde çözünerek floro bileşimleri oluşturur. Normal koşullar altında alkali çözeltilerle reaksiyona girmez (119).

Zirkonya (Zirkonyum dioksit, ZrO_2), oldukça küçük çaplı taneciklerden oluşan bir materyaldir ($<0,5- 0,6\mu m$) (120). Üç farklı kristal yapıya sahiptir. Bunlar monoklinik, tetragonal ve kübik fazlardır. Monoklinik faz $1170\text{ }^\circ C$ 'ye kadar stabildir ve bu dereceden sonra tetragonal faza dönüşür. Tetragonal faz $2370\text{ }^\circ C$ 'ye kadar stabildir ve bu sıcaklığın üzerinde kübik faza dönüşür. Ergime noktası olan $2680\text{ }^\circ C$ 'ye kadar ise kübik fazda bulunur (5, 51) (Şekil 4). Zirkonyum dioksit fırınlama ısısında tetragonal, oda sıcaklığında ise monoklinik fazdadır (121). Fırınlamanın ardından soğuma sırasında $t \rightarrow m$ faz dönüşümü gerçekleşir. Bu sırada % 3-5'lik hacim artışı meydana gelir. Her ne kadar bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan kompresif stresler ile dayanıklılık artsa da, $t \rightarrow m$ faz dönüşümü kontrol altına alınmalıdır, aksi takdirde hacim artışı ileri derecede kırıklara neden olabilir. Bu nedenle zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulması gerekmektedir (49). Ancak tetragonal tanecikler yüksek sıcaklıklarda stabildir. Oda sıcaklığında stabil olabilmeleri için kalsiyum (51, 121), magnezyum, alüminyum, yttrium veya seryum gibi metal oksitler ilave edilmektedir (51). Yttrium oksit, saf zirkonyayı oda sıcaklığında, tetragonal fazda stabilize eder ve parsiyel stabilize edilmiş zirkonya materyalini oluşturur (51, 53, 114). Ancak her ne kadar tetragonal faz oda sıcaklığında stabilize edilse de, bu faz aslında 'metastable'dır. Faz dönüşümü reversible bir dönüşümdür. Yani materyalin içinde, tetragonal fazı tekrar monoklinik faza dönüştürebilecek bir enerjinin varlığı söz konusudur (121, 35).

Zirkonyanın elastik modülüsü yaklaşık 200 MPa 'dır (4). Vickers sertliği ise dental alaşımların 4- 5 katıdır (1000- 1300 Vickers) (122). Yapılan in-vitro çalışmalarda zirkonyanın bükülme direnci ortalama $900- 1200\text{ MPa}$ (58, 59, 109), kırılma dayanımı ise $9- 10\text{ MPa m}^{1/2}$ (51, 123, 124) olarak bulunmuştur. Bu da neredeyse alumina esaslı seramiklerin 2 katı (51, 109) ve lityum disilikat esaslı seramiklerin (Empress II) 3 katıdır (109).

Cam içerikli tam seramiklerde, tükürük içindeki su cam ile reaksiyona girerek camsı yapıyı ayrıştırır ve çatlak ilerlemesini arttırır. Bu da seramiklerin uzun dönem stabilitesini etkiler. Fakat zirkonya esaslı seramikler cam içermediğinden bu fenomeni

göstermezler ve uzun dönem stabiliteleri daha fazladır (125). Ancak zirkonya, özellikle suyun varlığında daha da dramatikleşen, 'düşük ısılarda bozulma' (low temperature degradation) fenomenine sahiptir (126). 900-1000 °C' deki 1 dakikalık kısa süreli ısı uygulamalarında bile tersine dönüşümün (m→t) tetiklendiği belirtilmiştir. Özellikle veneer porselen fırınlanması sırasındaki olası m→t dönüşümü ile kompresif stresler serbestleşir ve dayanıklılık azalır (127).

Zirkonya yüksek bir biyouyumluluğa sahiptir. Yapılan in vitro ve in vivo çalışmalarda, herhangi bir lokal ya da sistemik yan etki bildirilmemiştir (128, 129, 130). Ayrıca termal iletileri azdır, dolayısıyla potansiyel pulpa irritasyonlarını azaltırlar (131). Dental restorasyonlarda özellikle paladyum ve nikel gibi metal alaşımlara karşı hipersensitivite gözlenebilir. Metal alaşımları içermeyen tam seramik restorasyonlar bu problemi ortadan kaldırır (132, 133).

Zirkonyanın biyomateryal olarak ilk kullanım alanı ortopedik kalça eklemi protezleridir (108). Bunun dışında oral implant materyali olarak da test edilmektedir. Akagawa ve ark. köpekler üzerinde yaptıkları bir çalışmada, zirkonya implantların başarılı bir osseointegrasyon sağladığını ve histolojik olarak direk implant-kemik ara yüzü elde edildiğini bulmuşlardır (118). Yine aynı araştırmacı maymunlar üzerinde yaptığı çalışmada, zirkonya implantların iki yıl sonundaki osseointegrasyonlarını incelemiş ve uzun dönem stabil olduklarını bildirmişlerdir (117). Zirkonya alt yapılar metal benzeri bir radyoopaklık gösterir ve böylece restorasyonun radyografik değerlendirilmesine izin verir (134).

2.4.3 ZİRKONYA MATERYALLERİ

2.4.3.1 Stabilize Zirkonya

Saf zirkonyaya CaO, MgO, CeO₂, Y₂O₃ gibi stabilize edici oksitler ilave edilerek elde edilir (51, 109). Tam stabilize ya da parsiyel (yarı) stabilize zirkonya olmak üzere iki tipi vardır. Tam stabilize zirkonya, zirkonyaya % 16 mol CaO, % 16 mol MgO ve % 8 mol Y₂O₃ ilavesi ile elde edilir. Kübik form içerir. Sertliğinin ve termal şok direncinin yüksek olmasından dolayı seramik endüstrisinde aşındırıcı bir araç olarak ve de ateşe

dayanıklı bir ürün olarak kullanılabilir. Parsiyel stabilize zirkonya materyali ise daha kullanışlı mekanik özelliklere sahiptir. Multifaz formunda olup PSZ olarak adlandırılan yarı stabilize zirkonyadır (49). PSZ, saf zirkonyaya daha düşük oranlarda stabilize edici oksitler ilave edilerek elde edilir. Oda sıcaklığında majör faz olarak genelde kübik faz içerir, minör faz olarak da monoklinik ve tetragonal fazlar içerir (51). Ancak tanecik çapının, TZP (Tetragonal Zirkonya Polikristalleri) materyallerine göre büyük olması (30- 40 μm) ve dolayısıyla pörözitesinin ve sinterleme derecesinin daha yüksek olması, bunların kullanımını azaltmıştır. Bu özelliklerinden dolayı TZP materyallerine olan ilgi artmıştır.

2.4.3.2 Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP)

Oda sıcaklığında tetragonal fazdaki zirkonya ve stabilize edici oksit olarak % 2-3'lük Y_2O_3 içerir (109). Zirkonyayı oda sıcaklığında t-fazında tutan faktörler, işlem sıcaklığı, Y_2O_3 içeriği ve tanecik boyutudur. Ayrıca materyalin mekanik özellikleri de bu parametrelere bağlıdır (51). Oda sıcaklığında metastabil bir tetragonal yapı elde etmek için tanecik boyutu 0,8 μm 'den küçük olmalıdır (135). Kendiliğinden oluşan t \rightarrow m faz dönüşümünün gerçekleşebilmesi için, Y_2O_3 konsantrasyonuna bağlı olarak var olan kritik bir tanecik boyutu vardır ve faz dönüşümü bu tanecik boyutunun üzerindeyken gerçekleşir. Bu dönüşüm, çok küçük tanecikli yapıda inhibe olmaktadır (51). Y-TZP'nin bazı fiziksel ve kimyasal özellikleri Tablo 1'de gösterilmektedir.

Tablo 1: Y-TZP özellikleri (51)

Özellik	Y-TZP
Kimyasal kompozisyon	$\text{ZrO}_2 + 3\text{mol}\% \text{Y}_2\text{O}_3$
Yoğunluk	$>6 \text{ g/cm}^3$
Pörözite	$<0.1 \%$
Bükülme direnci	900- 1200 MPa
Baskı dayanımı	2000 MPa
Young modülü	210 GPa
Kırılma dayanımı	$7-10 \text{ MPa m}^{1/2}$
Isı genleşme katsayısı	$11 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$

Termal iletkenlik	2 W m K ⁻¹
Sertlik	1200 HV

2.4.4. HIP VE Non-HIP ZİRKONYA

HIP kelimesi ‘Hot Isostatic Pressing’ kelimelerinin baş harflerinden oluşmaktadır. Seramik endüstrisinde kullanılan özel bir sinterleme tekniğidir ve pahalı malzemeler gerektirir. Materyali yoğunlaştırmak için kapalı bir sistemde yüksek ısı ve basınç uygulanır ve böylece Non-HIP zirkonyaya nazaran, dayanıklılığında yaklaşık % 20’lik bir artış olur. HIP zirkonya özel ve farklı bir materyal değildir, sadece bir sinterleme tekniğidir. Kimyasal kompozisyonu tamamen Non-HIP zirkonya ile aynıdır. Yoğun sinterlenmiş seramik blokların frezlenmesi sırasında, seramik üzerinde istenmeyen yüzeysel ve yapısal hataların oluşma riski vardır. Elmas frezler, seramiğin dayanıklılığı üzerine olumsuz etki eder. HIP zirkonyadan üretim yapılması daha uzun zaman alır ve frezleme ünitesinde daha fazla aşınmalara neden olur (136).

Non-HIP zirkonyanın üretilmesinde, sinterleme işlemi aşındırma işleminden sonra yapıldığından, stresin başlattığı t→m dönüşümü ve buna bağlı olarak yüzeyde serbest monoklinik fazın bulunması engellenir. Her ne kadar bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan kompresif stresler ile dayanıklılık artsa da, birçok üretici zirkonya üzerinde aşındırma ve kumlama işlemlerinin yapılmasını tavsiye etmemektedir. Bunun aksine HIP zirkonya ile üretilen restorasyonlarda zirkonya yüzeyi, fazla miktarda monoklinik faz içerir. Bu da yüzey mikroçatlaklarının oluşmasına, düşük ısılarda bozulmalara ve güvenilirliğin azalmasına neden olur (4).

2.4.5 ZİRKONYANIN VENEERLENMESİ

Günümüz teknolojisi zirkonya esaslı alt yapıyı doğal dişe benzer translusentlikte üretmediğinden, restorasyonun estetiğini arttırmak için feldspatik seramiklerle ya da zirkonya alt yapı için özel olarak geliştirilmiş çeşitli veneer seramiklerle veneerlenmektedir (7, 10, 13, 127). Yüksek dayanımlı zirkonya materyali, estetik veneer seramiği ile birlikte daha biyouyumlu ve güvenilir bir restorasyon yapılmasını

sağlamaktadır (44). Veneer seramikteki stresler restorasyonun hizmet süresini belirleyen önemli bir faktördür (137).

2.4.5.1 Veneerleme işleminin zirkonya alt yapı üzerine etkisi

Veneerleme işleminde zirkonya esaslı alt yapı neme ve ısıya maruz kaldığından, zirkonyanın mekanik özelliklerini etkilemektedir. Bu işlem sırasında zirkonya, kendiliğinden gelişen t→m faz dönüşümünden dolayı stabil değildir. Bu da mekanik özelliklerde azalmalara neden olabilir. Isı, buhar, tanecik boyutu, mikro ve makro çatlaklar, stabilize edici oksitin tipi ve konsantrasyonu t→m faz dönüşümünü etkileyebilmektedir (51, 126). t→m faz dönüşümü için en kritik sıcaklık 200-300 °C’ dir ve bu dönüşüm suda veya buharda daha da hızlanabilmektedir (51).

Veneer materyali esas olarak estetik nedenlerle uygulansa da, restorasyonun mekanik özellikleri üzerinde önemli rol oynayarak köprüdeki stres dağılımını direkt olarak etkileyebilmektedir. Buna ek olarak alt yapı-veneer bileşimi, alt yapı-veneer ara yüzündeki bağlanma kuvvetini ve ısı genleşme katsayısı uyumsuzluğunda oluşan termal stresleri belirlemektedir (138). Veneer seramiğin alt yapıyı yetersiz ıslatması, fırınlama sırasında büzülmesi, alt yapı-veneer ara yüzündeki zirkonyum kristallerinin ısı ve yüklerden etkilenecek dönüşüme uğraması (11), alt yapının yüzey pürüzlülüğü, ısı genleşme katsayısının uyumsuzluğu nedeniyle oluşan rezidüel stresler ve alt yapı-veneer ara yüzündeki yapısal defektler (139, 140) bağlanma kuvvetini etkileyen faktörlerdir. Bu özellikler restorasyonun klinik başarı oranlarını etkilemektedir. İyi bir bağlanma kuvveti için daha dayanıklı veneer seramiklerin tercih edilmesi, fonksiyon altında çentiklenme ve tabakalar halinde ayrılma riskini azaltabilmektedir (19). Aksi takdirde zayıf bir veneer seramiği, dayanıklı alt yapı materyalinin klinik performansını düşürebilmektedir (141).

2.4.5.2 Isı genleşme katsayısı

Isı genleşme katsayısı, birim hacimdeki bir maddenin birim sıcaklık değişiminde hacmindeki değişme miktarı olarak tanımlanır. Kuron restorasyonlarında başarılı bir alt

yapı-veneer bileşimi için önemli bir faktördür. Metal-porselen restorasyonlarda metal alt yapının ısı genleşme katsayısı porselene göre daha fazla olmalıdır. Böylece fırınlama sıcaklığından oda sıcaklığına geçildiğinde metal porselenden daha fazla büzülme olmaktadır. Bu ısı genleşme katsayısı farkı, porseleni baskı altında tutmakta ve restorasyona ekstra dayanıklılık sağlamaktadır. Aynı mekanizma çok tabakalı tam seramik restorasyonlarda da başarılı bir şekilde uygulanmaktadır (142).

Alt yapı ve üst yapı arasındaki ısıl uyumsuzluk, veneer seramiğinin ısı genleşme katsayısının alt yapı seramiğinden düşük ya da yüksek olmasına bağlı olarak, veneer tabakasında baskı ya da gerilim stresleri oluşturur. Seramikler baskı streslerine karşı dayanıklıyken gerilim streslerine karşı dayanıksızdır. Veneer tabakasında küçük baskı streslerinin oluşması istenilen bir durumdur. Çünkü bu şekilde veneer seramik kuvvetlenir ve kırılma direnci artar. Veneer seramiğin ısı genleşme katsayısının alt yapıdan bir miktar düşük olması sayesinde, soğuma sırasında bu tip istenilen baskı stresleri oluşmaktadır (143).

Veneer materyalinin ısı genleşme katsayısı değeri alt yapı materyalinden yüksek olduğunda ise veneer delaminasyonu ve mikroçatlaklar gözlenebilmektedir (137). Zirkonya, diğer seramiklere nazaran göreceli olarak daha düşük bir ısı genleşme katsayısına sahiptir. Dolayısıyla son yıllarda, zirkonya ile aynı ya da daha düşük ısı genleşme katsayısına sahip özel veneer seramikleri geliştirilmiştir. Üretici firmalar zirkonya alt yapıların ısı genleşme katsayısı değerlerini, DC-Zircon ve Lava için $10 \times 10^{-6} /K$, Cercon ve Vita YZ Cubes için $10,5 \times 10^{-6} /K$, Procera için $10,4 \times 10^{-6} /K$ ve Inceram- Zirconia için $7,7 \times 10^{-6} /K$ olarak belirlemişlerdir. Veneer seramiklerin ise ısı genleşme katsayısı değerleri, IPS e-max Ceram için $9,5 \times 10^{-6} /K$, Vita VM9 için $8,8-9,2 \times 10^{-6} /K$, Triceram için $8,7-9,0 \times 10^{-6} /K$, Lava Ceram için $9,8-10 \times 10^{-6} /K$ ve Cercon Ceram için $9,2 \times 10^{-6} /K$ olarak belirlenmiştir.

2.4.5.3 Adezyon

Birçok tam seramik sisteminin başarısı, alt yapı- veneer bağlanma kuvvetine bağlıdır. Seramik alt yapı veneer seramiğe nazaran anlamlı derecede daha dirençli olduğundan, bağlanma kuvveti başarıda önemli rol oynamaktadır (13). Veneer

seramiğin güvenilirliği ve başarılı performansı, alt yapı materyaline olan adezyonu ve mekanik bütünlüğü ile sınırlıdır. Uzun süreli bir bağlanma için alt yapı ve veneer seramiğin mekanik özellikleri birbirlerine belirli ölçülerde uygun olmalıdır (21).

Tam seramik restorasyonların başarısızlık oranlarını inceleyen literatürler derlemeleri, veneer seramiğin delaminasyonunun yaygın bir başarısızlık tipi olduğunu göstermiştir (21, 144). Delaminasyon, veneer seramiğin alt yapı materyalinden tabaka halinde ayrılması ya da bu iki tabaka arasındaki adeziv başarısızlık olarak tanımlanabilir (21). Bu ayrılma zayıf bir veneer seramiğin kullanılmasının ya da zayıf bir alt yapı-veneer bağlantısının sonucudur (19).

Aboushelib ve ark. yaptıkları bir çalışmada, tek tip zirkonya alt yapı (Cercon) ve 7 farklı veneer seramik (Ceram S, Ceram Express, Rondo Dentine, Rondo Shoulder, Lava Dentine, Sakura Interaction ve deneysel preslenebilir seramik) arasındaki mikrotensile bağlanma kuvvetini değerlendirmişlerdir. En yüksek değerleri Rondo Dentine (41,1 MPa) ve Ceram Express'in (38,6 MPa) gösterdiğini bulmuşlardır. Bunun dışında alt yapı ve veneer arasında tercihen kullanılan liner materyalinin de etkisini de araştırmışlardır (19). Liner materyali esas olarak zirkonyanın beyaz rengini maskelemek ve alt yapı-veneer tabakaları arasındaki bağlanma kuvvetini arttırmak için kullanılmaktadır. Liner materyalinin uygulanması, Sakura Interaction, Ceram S ve Lava için tavsiye edilmektedir. Preslenebilir veneer seramikler (Rondo Dentin, Ceram Express) için kullanıldığında ise bağlanma kuvvetini önemli derecede zayıflattığı ve veneerin delaminasyon riskini dramatik bir şekilde arttırdığı söylenmektedir (35, 19).

Aboushelib ve ark. yaptıkları diğer bir çalışmada Cercon alt yapı yüzeyinin cilalanmasının, yüzeye liner uygulanmasının ve ısı genleşme katsayısı yüksek bir seramikle veneerlenmesinin bağlanmaya etkisini araştırmışlardır. Alt yapı yüzeyinin cilalanmasının bağlanma kuvvetini artırıcı ya da azaltıcı herhangi bir etkisi olmadığını söylemişlerdir. Ancak liner uygulanmasının bağlanma kuvvetini neredeyse iki kat arttırdığını bulmuşlardır (16,9 MPa' dan 29 MPa' ya yükselmiştir). Isı genleşme katsayısı alt yapıdan yüksek bir veneer seramik kullanıldığında ise veneerin tabaka halinde ayrıldığı ve büyük çatlakların oluştuğu gözlenmiştir. Zirkonyanın, yüksek gerilim direncine sahip olmasına rağmen (340 MPa) veneer seramikle düşük bir bağlanma kuvveti göstermesi (29 MPa) ise bu çalışmanın ilginç bir sonucudur (13).

Al-Dohan ve ark, farklı seramik alt yapı materyalleri üzerine uygulanan farklı üst yapı porselenlerinin bağlanma kuvvetlerini inceledikleri çalışmalarında; IPS Empress 2/Eris, Procera AllCeram/AllCeram, Procera AllZircon/CZR ve DC-Zircon/Vita D alt yapı/üst yapı bileşimlerinin bağlanma kuvvetlerini (shear bond strength), metal seramik kontrol grubu ile karşılaştırmalı olarak incelemişlerdir. IPS Empress 2 için 30,86 MPa, Procera AllCeram için 22,40 MPa, Procera AllZircon için 28,03 MPa, DC-Zircon için 27,90 MPa ve metal seramik kontrol grubu için 30,16 MPa değerleri bulunmuştur. Sonuç olarak Procera AllZircon, IPS Empress 2 ve DC-Zircon grupları ile metal seramik kontrol grubunun bağlanma kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı ve bunların klinik davranışlarının da benzer olabileceği bildirilmiştir (21).

2.4.5.4 Gerilim Direnci

Gerilim direnci restorasyonların klinik başarısını etkileyen bir diğer önemli faktördür (145). İki tabakalı restorasyonlarda, eğer çatlak veneer yüzeyinden başlıyorsa, bükülme direnci ve kırılma dayanımı, veneer tabakasına bağlıdır. Veneer tabakasındaki rezidüel kompresif stresler, restorasyonların bükülme direncini arttırsa da, gözlenen küçük çatlakların esas nedeni gerilim stresleridir (146). Çok üyeli köprüler çiğneme sırasında, özellikle konektör alanının gingival kısmında yüksek gerilim streslerine maruz kalırlar (147). Dayanıklı alt yapı materyalinin gerilim streslerine karşı direnci, veneer seramik materyalinden daha fazladır. Dolayısıyla zirkonya esaslı köprü restorasyonlarında konektör alanının veneerlenmemesi şiddetle tavsiye edilmektedir.

Çatlak başlangıç bölgesinin ve potansiyel kırıkların kontrolünde, alt yapı- veneer kalınlık oranı baskın bir faktördür (148). Alt yapı materyalinin kalınlığı arttıkça gerilime direnç de artar. Köprü dizaynı, mümkün olduğunca kalın bir alt yapı ve ince bir veneer tabakasına sahip olacak şekilde yapılmalıdır (10). Veneer porselenin kompresif stresler altında, seramik alt yapının ise gerilim stresleri altında olduğundan emin olmak için, bu tabakaların kalınlıklarını optimize etmek gerekmektedir (149). Eğer bu gerilim stresleri hesaba katılmadan bir dizayn yapılırsa, zayıf veneer seramiği dayanıklı zirkonya alt yapı materyalinin klinik başarısını azaltabilir (141, 150). Ancak her ne kadar seramik alt yapının kalınlığını arttırmak istenilen bir şey olsa da, estetiği

bozmayacak şekilde, aşırı kontur oluşturmadan ve aşırı dış kesimi yapmadan gerçekleştirilmelidir (151).

2.4.5.5 Kırılma şekilleri

Studart ve ark. Empress 2/Eris, Cercon/Cercon S ve Inceram-Zirconia/Vita VM7 alt yapı/veneer bileşimlerinin kırılma şekillerini yıprandırma apareyinde incelemiştir. Cercon S ve Vita VM7 feldspatik seramiklerine nazaran Eris' in, gerilim yükleri altındayken sudaki çözünürlüğünün fazla olmasından dolayı çatlak ilerlemesine daha hassas olduğu bulunmuştur. Ayrıca Empress 2/Eris bileşiminde alt yapı-veneer ara yüzünde, çatlağı durdurucu ve hapsedici bir mekanizma yoktur. Bu in vitro sonuçlara bağlı olarak bu bileşimin posterior köprülerde uygun olmadığını bildirmişlerdir. Cercon/Cercon S ve Inceram-Zirconia/Vita VM7 bileşimleri ile yapılan 3 üyeli köprülerin, konektör alanları uygun bir şekilde dizayn edildiğinde, 20 yıldan daha uzun bir hizmet süresi gösterebileceği söylenmektedir (147).

Studart ve ark. yaptıkları diğer bir çalışmada, Empress 2/Eris, Cercon/Cercon S ve Inceram-Zirconia/Vita VM7 alt yapı/veneer bileşimlerinin kırılma şekillerini mikroskopta incelemişler ve kırık orijinlerini gözlemlemişlerdir. Dayanıklı alt yapı materyaline sahip bileşimlerde (Cercon/Cercon S ve Inceram-Zirconia/Vita VM7) veneer dış yüzeyinden başlayan çatlak, alt yapı-veneer ara yüzüne doğru yön değiştirip veneerin tabaka halinde ayrılmasına neden olduğunu belirtmişlerdir. Empres 2/Eris bileşiminde ise çatlağın, veneer yüzeyinde düz bir şekilde yayıldığını gözlemişlerdir. Zayıf bir alt yapıya sahip alt yapı-veneer bileşiminin mekanik özellikleri, esas olarak veneer tabakasının düşük kırılma dayanımı tarafından belirlenmektedir. Çünkü alt yapı-veneer ara yüzünde çatlağı durdurucu ve hapsedici bir mekanizma bulunmamaktadır. Dolayısıyla posterior köprü restorasyonları için yüksek dayanımlı alt yapı materyallerinin kullanılması tavsiye edilmektedir (138).

2.4.5.6 Elastik modülü

Alt yapı-veneer bileşimindeki stres dağılımında, alt yapı materyalinin elastik modülünün önemli etkisi bulunmaktadır. Fazla yüke maruz kalan posterior

restorasyonlarda materyal seçiminde rol oynamaktadır. Posterior köprüler için yüksek elastik modülüne sahip zirkonya alt yapılar tercih edilmektedir. Çünkü zirkonya, daha zayıf olan veneer tabakasındaki stresleri azaltır ve yük taşıma kapasitesini artırır. Böylece restorasyonun kırılması gecikir. Studart ve ark. araştırmalarında, alt yapıların elastik modülü değerlerini Empress 2 için 124,6 GPa, Cercon için 219,8 GPa ve Inceram-Zirconia için 300,7 GPa olarak bildirmişlerdir. Yüksek elastik modülüne sahip alt yapı materyallerinin (Cercon ve Inceram-Zirconia), zayıf veneer materyalindeki stresleri azalttığı, köprünün yük taşıma kapasitesini arttırdığı ve restorasyonun kırılmasını geciktirdiği söylenmiştir (138).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 DENEY GRUPLARININ OLUŞTURULMASI

Veneer porselenlerin zirkonya esaslı alt yapılara bağlanma kuvvetlerini değerlendirmek için yaptığımız bu çalışmada, 4 farklı sisteme ait zirkonya esaslı alt yapı ve 6 farklı veneer porseleni kullanıldı (Tablo 3). Çalışmamızda ZirkonZahn (Steger, Ahrntal, Italy), Cercon (DeguDent, Hanau, Germany), Lava (3M ESPE, Seefeld, Germany) ve DC-Zirkon (DCS-Precident, DCS Dental, Allswill, Switzerland) sistemlerinden, 30'ar tane olmak üzere toplam 120 tane zirkonya esaslı alt yapı hazırlandı. Veneer porselen olarak da her sistemin kendine ait üst yapı porseleni ve piyasada zirkonya için üretilmiş iki tip veneer porselen; IPS e-max Ceram (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ve Vita VM9 (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) kullanıldı. Her grup, örnek sayısı 10 olan 3 alt gruba ayrıldı. Her alt gruptaki alt yapılar üzerine farklı veneer porselenleri uygulandı (Tablo 2).

3.1.1 ZirkonZahn grubu:

1.Grup: 10 tane alt yapı üzerine ZirkonZahn sistemine ait Ice Keramik (Steger, Ahrntal, Italy) veneer porseleni uygulandı.

2.Grup: 10 tane alt yapı üzerine Vita VM9 (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen,

Germany) veneer porseleni uygulandı.

3.Grup: 10 tane alt yapı üzerine IPS e-max Ceram (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) veneer porseleni uygulandı.

3.1.2 Cercon grubu:

1.Grup: 10 tane alt yapı üzerine Cercon sistemine ait Cercon ceram-kiss (Degudent, Hanau, Germany) veneer porseleni uygulandı.

2.Grup: 10 tane alt yapı üzerine Vita VM9 veneer porseleni uygulandı.

3.Grup: 10 tane alt yapı üzerine IPS e-max Ceram veneer porseleni uygulandı.

3.1.3 Lava grubu:

1.Grup: 10 tane alt yapı üzerine Lava sistemine ait Lava Ceram (3M, ESPE, Germany) veneer porseleni uygulandı.

2.Grup: 10 tane alt yapı üzerine Vita VM9 veneer porseleni uygulandı.

3.Grup: 10 tane alt yapı üzerine IPS e-max Ceram veneer porseleni uygulandı.

3.1.4 DC-Zirkon grubu:

1.Grup: 10 tane alt yapı üzerine DC-Zirkon sistemine ait Triceram (Esprident, Ispringen, Germany) veneer porseleni uygulandı.

2.Grup: 10 tane alt yapı üzerine Vita VM9 veneer porseleni uygulandı.

3.Grup: 10 tane alt yapı üzerine IPS e-max Ceram veneer porseleni uygulandı.

Tablo 2: Deney gruplarının oluşturulması

	1.VENEER GRUBU	2.VENEER GRUBU	3.VENEER GRUBU
ZİRKONZAHN	Ice Keramik	Vita VM9	IPS e-max Ceram
CERCON	Cercon Ceram-Kiss	Vita VM9	IPS e-max Ceram

LAVA	Lava Ceram	Vita VM9	IPS e-max Ceram
DC-ZİRKON	Triceram	Vita VM9	IPS e-max Ceram

Tablo 3: Çalışmamızda kullanılan malzemeler

ZİRKONYA ALT YAPILAR	ÜRETİCİ FİRMA
ZirkonZahn zirkonya blok	Steger, Ahrntal, Italy
Cercon zirkonya blok	DeguDent, Hanau, Germany
Lava zirkonya blok	3M ESPE, Seefeld, Germany
DC-Zirkon zirkonya blok	DCS-Precident, DCS Dental, Allswill, Switzerland
VENEER SERAMİKLER	ÜRETİCİ FİRMA
Ice Keramik veneer seramiği	Steger, Ahrntal, Italy
Cercon Ceram veneer seramiği	DeguDent, Hanau, Germany
Lava Ceram veneer seramiği	3M ESPE, Seefeld, Germany
Triceram veneer seramiği	Esprident, Ispringen, Germany
IPS e-max Ceram veneer seramiği	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein
Vita VM9 veneer seramiği	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany

3.2 ÇALIŞMAMIZDA KULLANILAN ZİRKONYA ESASLI ALT YAPILARIN ELDE EDİLMESİ

Öncelikle elde edilecek alt yapı ve veneer porselen silindirlerin yükseklik ve çaplarına uygun olacak şekilde metal bir kalıp hazırlandı (Resim 1). Alt yapı materyali elde etmek için 7 milimetre çapında ve 3 milimetre yüksekliğinde yuvaları olan bir levha oluşturuldu. Veneer porselenler için ise 5 milimetre çapında ve 3 milimetre yüksekliğinde yuvaları olan ve birinci levhanın üzerine oturtulan ikinci bir levha üretildi (Resim 2). Metal kalıbın birinci levhası üzerinde, ışıkla polimerize olan akrilik rezin materyali kullanılarak, 7 milimetre çapında ve 3 milimetre yüksekliğinde alt yapı dizaynları hazırlandı (Resim 3). Bu alt yapı dizaynları daha sonra hazırlanacak olan zirkonya disklerin üretilmesinde kullanıldı.

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

3.2.1 ZirkonZahn sistemi:

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

ulaşması sağlandı (Resim 8). Son olarak da final düzeltmeler yapılarak, metal kalıbın içine tamamen yerleşecek hale getirildi.

3.2.2 Cercon sistemi:

Cercon örnekler, CAD/CAM tekniği ile çalışan Cercon brain makinesi ile üretildi (Resim 9). Sinterlenmemiş zirkonya bloklar kullanıldı (Resim 10). Akrilik rezin materyali ile hazırlanan alt yapı dizaynları, frezleme makinesinin tarama yapılacak ünitesine yerleştirildi (Resim 11). Alt yapı dizaynları lazer tarayıcı aracılığı ile tarandı ve daha sonra elde edilen bilgiler frezleme ünitesine transfer edildi (Resim 12). Disk şeklindeki örnekler, bu zirkonya bloklardan özel tungsten karbid frezlerle hacimli bir şekilde frezlendi. Frezleme işlemi bittikten sonra diskler %25-30'luk sinterlenme büzülmesini kompanse edecek şekilde 6 saat 1350 °C' de Cercon fırınında sinterlendi (Resim 13) ve istenilen final boyutlar elde edildi.

3.2.3 Lava sistemi:

Hazırlamak istediğimiz zirkonya diskler kuron alt yapı formunda olmayıp içi dolu cisimler olduğundan ve sinterlenmemiş zirkonya bloklar kullanılacağından, Lava CAD/CAM sistemindeki CAD ünitesinde dizayn edilemedi. Bu nedenle Lava örneklerin elde edilmesinde, kopya freze sistemi ile çalışan ZirkonZahn frezleme makinesi kullanıldı. Sinterlenmemiş Lava zirkonya bloklardan frezleme yapıldı (Resim 14). 25x19 mm'lik zirkonya bloklar plastik kasetlerinden çıkarıldı (Resim 15), üç eşit parçaya bölündü (Resim 16) ve zirkonzahn ünitesinin frezleme işleminin yapılacağı tarafa adapte edildi. Akrilik rezin diskler ise makinenin okuyucu ucunun bulunduğu tarafa adapte edildi (Resim 17). Frezleme işlemi bittikten sonra (Resim 18) diskler %20'lik sinterlenme büzülmesini kompanse edecek şekilde 7,5 saat 1500 °C' de Lava Therm sinterleme fırınında (Resim 19) sinterlendi ve istenilen final boyutlar elde edildi.

3.2.4 DC-Zirkon sistemi:

DC-Zirkon örnekler, CAD/CAM sistemi ile çalışan DCS Precimill frezleme makinesinde üretildi (Resim 20). Tam sinterlenmiş DCS HIP (hot isostatic post-compaction) zirkonya blokları kullanıldı (Resim 21). Alt yapı için gerekli konektör ve gövde boyutlarını belirleyen DCS Dentform yazılım programında, çapı 7 milimetre ve yüksekliği 3 milimetre olan bir disk şekli dizayn edildi (Resim 22). Daha sonra bu bilgiler Precimill frezleme makinesine transfer edildi. Elde etmek istediğimiz diskler, tam sinterlenmiş HIP zirkonya bloklarından, doğrudan istenilen final boyutlarda frezlendi. Frezleme sonrası herhangi bir fırınlama prosedürü uygulanmadı.

Tablo 4: Çalışmamızda kullanılan zirkonya esaslı alt yapıların özellikleri

	ZİRKONZAHN	CERCON	LAVA	DC-ZİRKON
ZrO₂ içeriği	95%	92%	~ 95%	95%
Y₂O₃ içeriği	4,95 ~ 5,26%	5%	3%	< 5%
Al₂O₃ içeriği	0,15 ~ 0,35%	< 1%	< 1%	< 1%
Na₂O içeriği	Maks 0,04%	< 0,5 %	< 0,5 %	< 0,5 %
yoğunluk	6, 05 g/cm ³	6, 05 g/cm ³	6, 08 g/cm ³	6, 08 g/cm ³
vickers sertliği	1250 HV	1330 Mpa	1250 (HV 10)	1200 HV
bükülme direnci	1200 Mpa	1200 Mpa	>1100 Mpa	1200 Mpa
baskı dayanımı	2000 Mpa	2000 Mpa	2000 Mpa	2000 Mpa
elastik modülüsü	210 Gpa	205 Gpa	>205 Gpa	210 Gpa
ısı genleşme katsayısı	-	10,5 x 10 ⁻⁶ K ⁻¹	10 x 10 ⁻⁶ K ⁻¹	10 x 10 ⁻⁶ K ⁻¹
kırılma dayanımı	9-10 MPa m ^{1/2}	9-10 MPa m ^{1/2}	5-10 MPa m ^{1/2}	9-10 MPa m ^{1/2}

Tablo 5: Çalışmamızda kullanılan zirkonya esaslı alt yapıların sinterlenme dereceleri ve süreleri

	ZİR KONZAHN	CERCON	LAVA
Sinterlenme dereceleri	1500 °C	1350 °C	1500 °C
Sinterlenme süreleri	16 saat	6 saat	7,5 saat

3.3 ÇALIŞMAMIZDA KULLANILAN VENEER PORSELENLER

Çalışmamızda IPS e-max Ceram (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) veneer porseleni, Vita VM9 (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) veneer porseleni, Cercon sistemine ait Cercon ceram veneer porseleni (Degudent, Hanau, Germany), ZirkonZahn sistemine ait Ice Keramik veneer porseleni (Steger, Ahrntal, Italy), DCS sistemi için tavsiye edilen Triceram veneer porseleni (Esprident, Ispringen, Germany) ve Lava sistemine ait Lava Ceram (3M, ESPE, Germany) veneer porseleni kullanıldı (Resim 23-28). Bu veneer porselenlerin fiziksel özellikleri Tablo 6’da gösterilmektedir.

Tablo 6: Çalışmamızda kullanılan veneer seramiklerin fiziksel özellikleri

Fiziksel özellikler	IPS e-max Ceram	Vita VM9	Cercon Ceram	Lava Ceram	Triceram
Bükülme direnci	90 ± 10 Mpa	96 Mpa	80 Mpa	100 Mpa	81 Mpa
Kimyasal çözünürlük	15 ± 5 µg/cm ²	10 µg/cm ²	-	0 µg/cm ²	-
Isı genleşme katsayısı	9,5 ± 0,25 x 10 ⁻⁶ K ⁻¹	8,8- 9,2 x 10 ⁻⁶ K ⁻¹	9,2 x 10 ⁻⁶ K ⁻¹	10 x 10 ⁻⁶ K ⁻¹	8,2 x 10 ⁻⁶ K ⁻¹
Tg ısısı	490 ± 10 °C	670 °C	-	-	-
Vickers sertliği	5400 ± 200 Mpa	-	550 (HV 0,2)	530 (HV 0,2)	-
Fırınlama derecesi	750- 760 °C	910 °C	810- 850 °C	810 °C	755-760 °C

3.4 DENEY ÖRNEKLERİNİN HAZIRLANMASI

3.4.1 Yüzey işlemleri:

Çalışmamızda porselen bağlanma deneylerinde standardizasyon sağlayabilmek için ISO TR 11405 spesifikasyonu kullanıldı. Çapı 7 milimetre, yüksekliği 3 milimetre olan zirkonya esaslı silindirler, standart bir yüzey oluşturabilmek için 600, 800 ve 1200 grit silikon karbit kâğıt zımpara ile (English abrasives, London, England) zımpara cihazında (Phoenix Beta Grinder/Polisher, Buehler, Germany) 15 saniye süreyle, su altında ve 300 devir/ dakika' da zımparalandı (Resim 29). Daha sonra yüzey pürüzlülüğünün ve bağlanma kuvvetinin artırılması amacıyla tüm örnekler uygulanan kuşlama işlemi, kalem uçlu kuşlama cihazıyla (Microetcher ERC, Danville Eng., CA, USA), 120 µm Al₂O₃ partikülleri ile 0,5 MPa basınç altında ve yüzeye 10 mm uzaklıktan, 15 saniye süreyle gerçekleştirildi (Resim 30). Kuşlama sonrası tüm örnekler 3 dakika ultrasonik olarak temizlendi. Zımparalama ve kuşlama işlemi sonrası tüm örneklerin yüzey pürüzlülükleri DIN 4762 standartlarında belirtilen kurallara uygun olarak ölçüldü (Perthometer M1, Mahr, Germany) (Resim 31, 32). Yüzey pürüzlülüğü üç ayrı noktadan ölçülerek ortalama değerleri kaydedildi.

3.4.2 Veneer porselenlerin uygulanması:

Her grup, örnek sayısı 10 olan 3 alt gruba ayrıldı. Veneer porselen uygulamasından önce örnekler basınçlı sıcak buhar veren bir aygıtla (Triton SLA, Bego, Germany) 15 saniye süreyle temizlendi. Zirkonya silindirler metal kalıp içerisine yerleştirildi (Resim 33). Bu levhanın üzerine veneer porseleni için hazırlanmış ikinci levha yerleştirildi (Resim 34). Her alt gruptaki alt yapılar üzerine, ISO/TR 11405 standartlarına uygun

olarak, çapı 5 mm ve yüksekliği 3 mm olacak şekilde farklı veneer porselenler uygulandı (Resim 35). Metal kalıbın vidaları açılarak örnekler kalıptan çıkarıldı (Resim 36). Her veneer porselenin liner ve dentin tabakaları, firma talimatlarına uygun olarak ve belirtilen fırınlama derecelerinde (Tablo 7a-b), programlanabilen vakumlu porselen fırınlarında pişirildi. (Resim 37, 38, 39).

3.5 DENEY DÜZENİĞİNİN HAZIRLANMASI VE KESME DENEYİNİN YAPILMASI

Oluşturulan alt yapı-veneer bileşimleri, çapı 15 mm, yüksekliği 13 mm olan metal kalıplar içinde akrilik rezine gömüldü (Resim 40). Veneer porselenlerde görülen fırınlama büzülmesinden dolayı tüm bağlanma yüzeyleri, yani her örneğin veneer seramik kısımlarının çapları dijital kumpas aracılığı ile ölçüldü (Mitutoyo digimatic caliper, Mitutoyo Corp., Kawasaki, Japan) (Resim 41). Örnekler, deney öncesinde 37 ± 1 °C’ de 24 saat süreyle distile suda bekletildi. Daha sonra örnekler Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde var olan kesme aygıtıyla (Instron, 3345, Instron Corp., Norwood, MA, USA) 1 mm/dak. hızda kesildi (Resim 42). Kesme işlemi yapacak bıçak ucu, ISO TR 11405 spesifikasyonunda belirtildiği şekilde 1 mm kalınlığında ve künt olacak şekilde hazırlandı (Şekil 5). Bıçak ucu, örneklerdeki veneer porselen yüzeyiyle 90° lik bir açı yapacak şekilde yerleştirildi ve kesme işlemi 1 mm/dk hızla yapıldı. Kuvvetler Newton (N) olarak ölçüldü. Birim alana düşen yük miktarının saptanabilmesi için, aşağıdaki formül kullanılarak Newton (N) değerleri Megapascal (MPa) değerlerine çevrildi.

$$\text{Makaslama direnci (MPa)} = \text{Yük (N)} / \text{Alan (mm}^2\text{)}$$

$$\text{Alan} = (\pi \times r^2) / 4 \quad (\text{mm}^2)$$

r = bağlanma yüzeyinin çapı

3.6 KOPMA ŞEKİLLERİNİN İNCELENMESİ

Tüm örneklerin kesme deneyi sonrasındaki kopma şekilleri, Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde var olan optik mikroskopta, 40 büyütmede incelendi (Carl Zeiss 398253 OPMI PICO, Essen, Germany). Kopma şekilleri; veneer seramiğin zirkonya alt yapıdan tamamen ayrıldığı adeziv kopma, veneer seramiğin tamamen kendi içinde kırıldığı koheziv kopma ve her iki kırılma tipinin de gözlendiği kombine kopma (adeziv + koheziv) olarak gözlendi (Şekil 6).

Tablo 7a: Liner pişirme ısıları

Liner	P (°C)	D (dk)	t (°C/dk)	F (°C)	H (dk)
IceKeramik	350	5	55	920	2
Cercon Ceram	450	8	60	850	1
Lava Ceram	450	4	45	840	1
Triceram	500	4	65	800	1
IPS e-max Ceram	400	4	60	960	1
Vita VM9	500	6	55	930	1

P: Ön ısıtma derecesi, D: Ön kurutma süresi, t: Fırın ısısının 1 dakikada yükselme derecesi, F: Pişirme derecesi, H: Pişirme derecesinde durma süresi

Tablo 7b: Dentin pişirme ısıları

Dentin	P (°C)	D (dk)	t (°C/dk)	F (°C)	H (dk)
IceKeramik	300	6	55	820	1
Cercon Ceram	450	6	60	840	1
Lava Ceram	450	6	45	810	1
Triceram	500	6	55	760	2
IPS e-max Ceram	400	4	50	750	1
Vita VM9	500	6	55	910	1

P: Ön ısıtma derecesi, D: Ön kurutma süresi, t: Fırın ısısının 1 dakikada yükselme derecesi, F: Pişirme derecesi, H: Pişirme derecesinde durma süresi

3.7 İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME

Deney gruplarının kesme deneyi sonrasında elde edilen bağlanma dayanımları, aritmetik ortalamaları ve standart sapma değerleri hesaplandı. Zirkonya alt yapı ve kendi sistemine ait veneer seramikleri arasındaki bağlanma dayanımı değerleri farklılıkları, % 95 güven aralığında ANOVA tek yönlü varyans analizi (ONE WAY ANOVA) ile değerlendirildi. Çoklu karşılaştırmalar Tukey testi ile yapıldı. Zirkonya alt yapı ve diğer iki tip veneer seramikleri arasındaki bağlanma dayanımı değerleri farklılıkları, iki yönlü varyans analizi (TWO-WAY ANOVA) ile değerlendirildi. İstatistiksel anlamlılık $p < 0,05$ ve iki yönlü olarak kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1 YÜZEY PÜRÜZLÜĞÜ BULGULARI

4.1.1 Zirkonya alt yapıların zımparalandıktan sonraki yüzey pürüzlükleri

Zirkonya esaslı alt yapı ve veneer porselen arasındaki bağlanma kuvvetlerinin değerlendirilmesinden önce, zirkonya yüzeylerini standardize edilebilmek için bağlanma yüzeylerine, zımparalama işlemi yapıldı. Tüm disklerin yüzey pürüzlükleri DIN 4762 standartlarına uygun olarak ölçüldü ve ortalama ile standart sapma değerleri hesaplandı (Tablo 8). Buna göre yüzey pürüzlükleri, ZirkonZahn grubunda $0,071 \pm 0,019 \mu\text{m}$, Cercon grubunda $0,061 \pm 0,019 \mu\text{m}$, Lava grubunda $0,056 \pm 0,021 \mu\text{m}$ ve DC-Zirkon grubunda $0,058 \pm 0,020 \mu\text{m}$ olarak bulundu. Yüzey pürüzlüğü değerleri arasındaki farklılıklar ANOVA tek yönlü varyans analizi (ONE WAY ANOVA) ile değerlendirildi. En yüksek yüzey pürüzlüğü değeri $0,071 \pm 0,019 \mu\text{m}$ ile ZirkonZahn grubunda görülürken, en düşük değer $0,056 \pm 0,021 \mu\text{m}$ değeri ile Lava grubunda görüldü ($p < 0,05$). Her ne kadar gruplar arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı olsa da, elde edilen değerler DIN 4762 standartlarına göre $0,050$ - $0,100 \mu\text{m}$ aralığında olduğundan, her gruptaki örneklerin yüzeylerinde standardizasyon sağlanmış oldu.

Tablo 8: Zirkonya alt yapıların zımparalandıktan sonraki yüzey pürüzlükleri

	n	x (μm)	sd \pm	min (μm)	max (μm)	F#	p
ZirkonZahn	30	0,071	0,019	0,046	0,119	3,40	0,02

Cercon	30	0,061	0,019	0,036	0,128		
Lava	30	0,056	0,021	0,044	0,096		
DC-Zirkon	30	0,058	0,020	0,031	0,093		

4.1.2 Zirkonya alt yapıların kumlandıktan sonraki yüzey pürüzlükleri

Zımparalama işleminden sonra bağlanma kuvvetinin ve yüzey pürüzlüğünün artırılması amacıyla tüm örneklerin bağlanma yüzeylerine, kumlama işlemi uygulandı. Örneklerin yüzey pürüzlükleri DIN 4762 standartlarına uygun olarak tekrar ölçüldü ve ortalama ile standart sapma değerleri hesaplandı. Buna göre yüzey pürüzlükleri, ZirkonZahn grubunda $0,354 \pm 0,046 \mu\text{m}$, Cercon grubunda $0,376 \pm 0,049 \mu\text{m}$, Lava grubunda $0,372 \pm 0,048 \mu\text{m}$ ve DC-Zirkon grubunda $0,346 \pm 0,045 \mu\text{m}$ olarak bulundu. Yüzey pürüzlüğü değerleri arasındaki farklılıklar ANOVA tek yönlü varyans analizi (ONE WAY ANOVA) ile değerlendirildi. En yüksek yüzey pürüzlüğü değeri $0,376 \pm 0,049 \mu\text{m}$ ile Cercon grubunda görülürken, en düşük değer $0,346 \pm 0,045 \mu\text{m}$ değeri ile DC-Zirkon grubunda görüldü ($p < 0,05$). Her ne kadar gruplar arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı olsa da, elde edilen değerler DIN 4762 standartlarına göre $0,3-0,4 \mu\text{m}$ aralığında olduğundan dolayı, her gruptaki örneklerin yüzeylerinde standardizasyon sağlanmış oldu. Örneklerin yüzey pürüzlüğü değerleri Tablo 9'da gösterilmektedir.

Tablo 9: Zirkonya alt yapıların kumlandıktan sonraki yüzey pürüzlükleri

	n	x (μm)	sd \pm	min (μm)	max (μm)	F#	p
ZirkonZahn	30	0,354	0,046	0,301	0,543	2,79	0,04
Cercon	30	0,376	0,049	0,295	0,501		
Lava	30	0,372	0,048	0,271	0,495		
DC-Zirkon	30	0,346	0,045	0,312	0,386		

4.2 BAĞLANMA KUVVETİ BULGULARI

Bağlanma yüzeyinde standardizasyon sağlanan zirkonya alt yapılara farklı veneer seramikler uygulandı, kesme deneyi yapıldı ve sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirildi.

4.2.1 ZirkonZahn örneklerinin bağlanma kuvveti bulguları

ZirkonZahn alt yapı ve üç farklı veneer seramik arasındaki bağlanma kuvveti değerleri farklılıkları, % 95 güven aralığında ANOVA tek yönlü varyans analizi (ONE WAY ANOVA) ile değerlendirildi (Tablo 10). Bağlanma kuvveti değerleri; ZirkonZahn-Ice Keramik grubunda $24,46 \pm 3,72$ MPa, ZirkonZahn-IPS e-max Ceram grubunda $26,04 \pm 4,01$ MPa ve ZirkonZahn-Vita VM9 grubunda $26,52 \pm 6,32$ MPa olarak saptandı. Bu sonuçlara göre, ZirkonZahn alt yapıların kendi üst yapı seramiğine (Ice Keramik) ve diğer iki veneer seramiğe (IPS e-max Ceram, Vita VM9) olan bağlanma kuvvetlerinin ortalama değerleri arasında istatistiksel anlamlılık gözlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 11).

Tablo 10: ZirkonZahn alt yapının veneer seramiklere olan bağlanma kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

ZirkonZahn	n	x (MPa)	sd \pm	min (MPa)	max (MPa)	F#	p
Ice Keramik	10	24,46	3,72	20,25	30,81	0,49	0,61
IPS e-max Ceram	10	26,04	4,01	20,2	31,82		
Vita VM9	10	26,52	6,32	16,66	34,20		

Tablo 11: ZirkonZahn alt yapının veneer seramiklere olan bağlanma kuvvetlerinin çoklu karşılaştırmaları

ZirkonZahn	p
IceKeramik (24,46)- IPS e max ceram (26,04)	0,91
IceKeramik (24,46)- Vita VM9 (26,52)	0,65
IPS e max ceram (26,04) - Vita VM9 (26,52)	0,82

4.2.2 Cercon örneklerinin bağlanma kuvveti bulguları

Cercon alt yapı ve üç farklı veneer seramik arasındaki bağlanma kuvveti değerleri farklılıkları, % 95 güven aralığında ANOVA tek yönlü varyans analizi (ONE WAY ANOVA) ile değerlendirildi (Tablo 12). Bağlanma kuvveti değerleri; Cercon-Cercon Ceram grubunda $20,19 \pm 5,12$ MPa, Cercon-IPS e-max Ceram grubunda $24,17 \pm 4,54$ MPa ve Cercon-Vita VM9 grubunda $21,67 \pm 7,80$ MPa olarak saptandı. Bu sonuçlara göre, Cercon alt yapıların kendi üst yapı seramiğine (Cercon Ceram) ve diğer iki veneer seramiğe (IPS e-max Ceram, Vita VM9) olan bağlanma kuvvetlerinin ortalama değerleri arasında istatistiksel anlamlılık gözlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 13).

Tablo 12: Cercon alt yapının veneer seramiklere olan bağlanma kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Cercon	n	x (MPa)	sd ±	min (MPa)	max (MPa)	F#	p
Cercon Ceram	10	20,19	5,12	12,83	28,13	1,12	0,33
IPS e-max Ceram	10	24,17	4,54	17,54	31,69		
Vita VM9	10	21,67	7,80	11,36	35,01		

Tablo 13: Cercon alt yapının veneer seramiklere olan bağlanma kuvvetlerinin çoklu karşılaştırmaları

Cercon	p
Cercon ceram (20,19)- IPS e max ceram (24,17)	0,08
Cercon ceram (20,19)- Vita VM9 (21,67)	0,49
IPS e max ceram (24,17) - Vita VM9 (21,67)	0,39

4.2.3 Lava örneklerinin bağlanma kuvveti bulguları

Lava alt yapı ve üç farklı veneer seramik arasındaki bağlanma kuvveti değerleri farklılıkları, % 95 güven aralığında ANOVA tek yönlü varyans analizi (ONE WAY ANOVA) ile değerlendirildi (Tablo 14). Lava grubunda alt yapıların, kendi üst yapı seramiğine ve diğer iki veneer seramiğe olan bağlanma kuvvetleri ortalama değerleri arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0,001$). En yüksek değer Lava Ceram grubunda elde edildi ($27,11 \pm 2,72$ MPa). Lava alt yapının Lava Ceram veneer seramiğine bağlanma kuvveti, IPS e-max Ceram ($23,05 \pm 4,88$ MPa) ve Vita VM9 ($18,66 \pm 2,73$ MPa) grubundan anlamlı ölçüde yüksek bulundu (Tablo 15).

Tablo 14: Lava alt yapının veneer seramiklere olan bağlanma kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Lava				min (MPa)	max (MPa)	F#	p
-------------	--	--	--	------------------	------------------	-----------	----------

	n	x (MPa)	sd ±				
Lava Ceram	10	27,11	2,72	20,92	29,96	13,85	p<0,001
IPS e-max Ceram	10	23,05	4,88	15,51	30,53		
Vita VM9	10	18,66	2,73	15,64	23,78		

Tablo 15: Lava alt yapının veneer seramiklere olan bağlanma kuvvetlerinin çoklu karşılaştırmaları

Lava	p
Lava ceram (27,11)- IPS e max ceram (23,05)	0,03
Lava ceram (27,11)- Vita VM9 (18,66)	0,001
IPS e max ceram (23,05)- Vita VM9 (18,66)	0,03

4.2.4 DC-Zirkon örneklerinin bağlanma kuvveti bulguları

DC-Zirkon alt yapı ve üç farklı veneer seramik arasındaki bağlanma kuvveti değerleri farklılıkları, % 95 güven aralığında ANOVA tek yönlü varyans analizi (ONE WAY ANOVA) ile değerlendirildi (Tablo 16). DC-Zirkon grubunda alt yapıların, kendi üst yapı seramiğine ve diğer iki veneer seramiğe olan bağlanma kuvvetleri ortalama değerleri arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,001$). En yüksek değer Triceram grubunda elde edildi ($40,49 \pm 8,43$ MPa). DC-Zirkon alt yapının Triceram veneer seramiğine bağlanma kuvveti, IPS e-max Ceram ($21,38 \pm 5,99$ MPa) ve Vita VM9 ($31,51 \pm 8,15$ MPa) grubundan anlamlı ölçüde yüksek bulundu (Tablo 17).

Tablo 16: DC-Zirkon alt yapının veneer seramiklere olan bağlanma kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

DC-Zirkon	n	x (MPa)	sd ±	min (MPa)	max (MPa)	F#	p
Triceram	10	40,49	8,43	23,45	51,99	15,84	<0,001
IPS e-max Ceram	10	21,38	5,99	12,85	28,78		
Vita VM9	10	31,51	8,15	18,97	47,73		

Tablo 17: DC-Zirkon alt yapının veneer seramiklere olan bağlanma kuvvetlerinin çoklu karşılaştırmaları

DC-Zirkon	p
Triceram (40,49)- IPS e max ceram (21,38)	0,001
Triceram (40,49)- Vita VM9 (31,51)	0,02
IPS e max ceram (21,38)- Vita VM9 (31,51)	0,005

4.2.5 Tüm grupların bağlanma kuvveti bulguları

Toplam 12 grup içerisinde en yüksek bağlanma kuvveti değeri DC-Zirkon-Triceram grubunda elde edilirken ($40,49 \pm 8,43$ MPa), en düşük değer Lava-Vita VM9 ($18,66 \pm 2,73$ MPa) grubunda elde edildi (Tablo 18, 19).

Tablo 18: Tüm grupların bağlanma kuvveti değerlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Alt yapı grupları	Veneer grupları	n	x (MPa)	sd \pm	min (MPa)	max (MPa)
ZİRKONZAHN	Ice Keramik	10	24,46	3,72	20,25	30,81
	IPS e-max Ceram	10	26,04	4,01	20,2	31,82
	Vita VM9	10	26,52	6,32	16,66	34,2
CERCON	Cercon Ceram	10	20,19	5,12	12,83	28,13
	IPS e-max Ceram	10	24,17	4,54	17,54	31,69
	Vita VM9	10	21,67	7,80	11,36	35,01
LAVA	Lava Ceram	10	27,11	2,72	20,92	29,96
	IPS e-max Ceram	10	23,05	4,88	15,51	30,53
	Vita VM9	10	18,66	2,73	15,64	23,78
DC-ZİRKON	Triceram	10	40,49	8,43	23,45	51,99
	IPS e-max Ceram	10	21,38	5,99	12,85	28,78

	Vita VM9	10	31,51	8,15	18,97	47,73
--	-----------------	----	-------	------	-------	-------

Tablo 19: Tüm grupların bağlanma kuvveti değerlerinin çoklu karşılaştırmaları

Alt yapı grupları	Veneer grupları	p
ZirkonZahn	IceKeramik (24,46)- IPS e max ceram (26,04)	0,91
	IceKeramik (24,46)- Vita VM9 (26,52)	0,65
	IPS e max ceram (26,04) - Vita VM9 (26,52)	0,82
Cercon	Cercon ceram (20,19)- IPS e max ceram (24,17)	0,08
	Cercon ceram (20,19)- Vita VM9 (21,67)	0,49
	IPS e max ceram (24,17) - Vita VM9 (21,67)	0,39
Lava	Lava ceram (27,11)- IPS e max ceram (23,05)	0,03
	Lava ceram (27,11)- Vita VM9 (18,66)	0,001
	IPS e max ceram (23,05)- Vita VM9 (18,66)	0,03
DC-Zirkon	Triceram (40,49)- IPS e max ceram (21,38)	0,001
	Triceram (40,49)- Vita VM9 (31,51)	0,02

	IPS e max ceram (21,38)- Vita VM9 (31,51)	0,005
--	---	--------------

4.2.6 Zirkonya alt yapı gruplarının kendi üst yapı seramiklerine olan bağlanma kuvveti bulguları

Dört farklı zirkonya alt yapı grubunun kendi üst yapı seramiklerine olan bağlanma kuvvetleri değerleri farklılıkları, % 95 güven aralığında ANOVA tek yönlü varyans analizi (ONE WAY ANOVA) ile değerlendirildi ve ortalama değerlerin dağılımları istatistiksel olarak anlamlı bulundu (Tablo 20). En yüksek değer DC-Zirkon grubunda elde edildi (**40,49 ± 8,43 MPa**). DC-Zirkon alt yapının kendi üst yapısıyla olan bağlanma kuvveti, Cercon (**20,19 ± 5,12 MPa**), Lava (**27,11 ± 2,72 MPa**) ve ZirkonZahn (**24,46 ± 3,72 MPa**) gruplarının kendi üst yapılarıyla olan bağlanma

Alt yapılar	n	x (MPa)	sd ±	min (MPa)	max (MPa)	F#	p
-------------	---	---------	------	-----------	-----------	----	---

kuvvetlerinden anlamlı ölçüde yüksek bulundu ($p < 0,001$). Bunun yanı sıra Lava alt yapının kendi üst yapısıyla olan bağlanma kuvveti (**27,11 ± 2,72 MPa**), Cercon grubundan (**20,19 ± 5,12 MPa**) anlamlı ölçüde yüksek bulundu ($p < 0,05$). Cercon ve ZirkonZahn grubunun kendi üst yapılarıyla olan bağlanma kuvvetleri farklılıkları ise istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p > 0,05$) (Tablo 21).

Tablo 20: Dört farklı zirkonya alt yapı grubunun kendi üst yapı seramiklerine olan bağlanma kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Cercon	10	20,19	5,12	12,83	28,13	25,95	<0,001
DC-Zirkon	10	40,49	8,43	23,45	51,99		
Lava	10	27,11	2,72	20,92	29,96		
ZirkonZahn	10	24,46	3,72	20,25	30,81		

Tablo 21: Dört farklı zirkonya alt yapı grubunun kendi üst yapı seramiklerine olan bağlanma kuvvetlerinin çoklu karşılaştırmaları

Zirkonya alt yapılar	p
Cercon (20,19)- DC-Zirkon (40,49)	p<0,001
Cercon (20,19)- Lava (27,11)	p<0,05
Cercon (20,19)- ZirkonZahn (24,46)	p>0,05
DC-Zirkon (40,49)- Lava (27,11)	p<0,001
DC-Zirkon (40,49)- ZirkonZahn (24,46)	p<0,001
Lava (27,11)- ZirkonZahn (24,46)	p>0,05

4.2.7 Zirkonya alt yapı gruplarının IPS e-max Ceram ve Vita VM9 veneer seramiklerine olan bağlanma kuvveti bulguları

Zirkonya alt yapılar ve diğer iki tip veneer seramik (IPS e-max ve Vita VM9) arasındaki bağlanma kuvveti değerleri farklılıkları, iki yönlü varyans analizi (TWO-WAY ANOVA) ile değerlendirildi. IPS e-max veneer seramiğinin 4 farklı zirkonya alt yapıya olan bağlanma kuvveti değerlendirildiğinde, birbirine yakın değerler ile çizgisini koruduğu ve pek sapma göstermediği görüldü. Vita VM9 veneer seramiğinin ise Cercon ve Lava gruplarında en düşük ve birbirine yakın bağlanma kuvveti değerleri gösterdiği saptandı (Şekil 13).

Bunun yanı sıra Şekil 13'teki grafikte, zirkonya alt yapılar ile veneer seramiklerin bağlanma kuvvetlerinin aynı yönlü olmadığı ve istatistiksel olarak anlamlı olduğu görüldü. Tüm gruplar içerisinde en yüksek bağlanma kuvveti değeri DC-Zirkon-Triceram grubunda elde edilirken, ikinci en yüksek değer DC-Zirkon-Vita VM9 grubunda elde edildi. ZirkonZahn alt yapı grubunda ise her üç veneer seramiğe olan bağlanma kuvveti değerlerinin birbirine çok yakın olduğu görüldü.

4.3 KOPMA ŞEKİLLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Örneklerin kesme deneyi sonrasındaki kopma şekilleri mikroskop altında incelendi ve adeziv (Resim 43) ve kombine (adeziv + koheziv) kopma şekilleri (Resim 44) gözlemlendi. Hiçbir örnekte koheziv kopma gözlenmedi. Tüm gruplarda kombine kopma sayısının (73), adeziv kopma sayısından (47) daha fazla olduğu görüldü (Tablo 22). ZirkonZahn- Vita VM9, Cercon- Vita VM9 ve DC-Zirkon- Vita VM9 gruplarında, örneklerin tümünde (10) kombine kopma olduğu gözlemlendi. En fazla adeziv kopma ise Cercon- Cercon Ceram (8) grubunda görüldü.

Tablo 22: Kesme deneyi sonrası örneklerde görülen kopma şekilleri

Alt yapı grupları	Veneer Grupları	n	Adeziv kopma	Kombine kopma
ZİRKONZAHN	IceKeramik	10	5	5
	IPS e-max Ceram	10	5	5
	Vita VM9	10	-	10
CERCON	Cercon Ceram	10	8	2

	IPS e-max Ceram	10	5	5
	Vita VM9	10	-	10
LAVA	Lava Ceram	10	3	7
	IPS e-max Ceram	10	6	4
	Vita VM9	10	5	5
DC-ZİRKON	Triceram	10	5	5
	IPS e-max Ceram	10	5	5
	Vita VM9	10	-	10

5. TARTIŞMA

Günümüz diş hekimliğinde estetik beklentilerin artması ile doğal dişlerin görünümünü en iyi şekilde taklit eden tam seramik sistemler geliştirilmiştir. Bu sistemlerin; estetik, biyouyumluluk, renk stabilitesi gibi avantajlarına rağmen, kırılma ve düşük darbe dayanımı gibi özelliklere sahip olmaları, zirkonya esaslı seramiklerin kullanımını gündeme getirmiştir. Yüksek mekanik performans, dayanıklılık ve direnç gösteren zirkonya esaslı seramikler, tam seramik restorasyonların güvenilirliğini arttırmıştır (4, 6). Ancak zirkonya alt yapı doğal dişe benzer translusentlikte üretilmediğinden, restorasyonun estetiğini geliştirmek için feldspatik porselenle ya da zirkonya alt yapı için özel olarak geliştirilmiş çeşitli üst yapı seramikleriyle veneerlenmektedir (7, 10, 13, 127). Bu üst yapı seramiklerinin alt yapıya olan bağlanması, klinikte kırık oluşumu açısından önemlidir. Zirkonya ile yapılan klinik çalışmalar, üst yapı porseleninin alt yapıdan ayrılmasının en sık görülen klinik başarısızlık olduğunu göstermektedir (13). Steyern ve ark. (14) DC-Zirkon esaslı restorasyonların 2 yıl sonundaki veneer kırılma oranlarını % 15, Sailer ve ark. (15) 3 yıl sonundaki veneer kırılma oranlarını %13 ve Raigrodski ve ark. (152) Lava esaslı

restorasyonların 31 ay sonundaki veneer kırılma oranlarını % 25 olarak bildirmişlerdir. Bu oranlar metal seramiklere nazaran oldukça yüksektir. Metal seramik restorasyonlarda 3 yıl sonunda veneer tabakasının kırılmasına bağlı gelişen başarısızlık oranları, tek kuronlar için % 0,4 (16) ve köprüler için % 2,9 (17) olarak bildirilmiştir.

Zirkonya alt yapılar kırılmaya oldukça dirençlidir, fakat üst yapının kırılması halen problem olmaya devam etmektedir (12). Bu nedenle, yaptığımız çalışmada zirkonya alt yapılar üzerine uygulanan üst yapı seramiklerinin bağlanma kuvvetlerinin karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesine karar verildi. Çalışmamızda 4 farklı zirkonya sistemi; Zirkozahn, Cercon, Lava ve DC-Zirkon araştırmaya dahil edildi. Zirkonya alt yapıların kendi sistemlerine ait veneer seramikleri (Ice Keramik, Cercon Ceram, Lava Ceram, Triceram) ile zirkonya için özel olarak üretilmiş, piyasada her tip zirkonya üzerinde yaygın olarak kullanılan ve ısı genleşme katsayıları zirkonyaya uygun veneer seramikleri (IPS e-max Ceram ve Vita VM9) araştırma kapsamına alındı.

Her ne kadar tam seramik restorasyonların klinik başarısızlığı, hastaya bağlı faktörler, prematür kontaklardan kaynaklanan dinamik yükler, yetersiz bağlanma kuvvetleri, restorasyonun geometrisi, materyalin özellikleri ve yorgunluk fenomeni gibi birçok faktöre bağlı olsa da, in vitro testler bu başarısızlıktaki mekanik parametreleri aydınlatmaya yardımcı olmaktadır (10). Alt yapı- üst yapı tabakaları arasındaki bağlanma kuvvetinin ölçülmesinde farklı deney yöntemleri kullanılmaktadır. Bunlar; makaslama kuvvetlerine karşı direnç (SBS, shear bond strength), gerilim kuvvetlerine karşı direnç (MTBS, microtensile bond strength) ve üç/dört nokta eğilme (three/four point bending) deneyleridir. Her deney yöntemin avantajları ve dezavantajları vardır (13). SBS deneyi, iki materyalin bir adeziv ajan aracılığıyla birleştirildiği ve sıyrılma ile ayrılma meydana gelene kadar yük uygulandığı bir deneydir (153). Bağlanma kuvveti, uygulanan maksimum yükün bağlanma yüzeyine bölünmesiyle hesaplanır (154). Yaygın olarak kullanılmasının nedenleri, deney protokolünün basit olması, örneklerin kolay hazırlanması (155) ve çabuk sonuç alınmasıdır (156). Bu avantajlar nedeniyle çalışmamızda SBS deney yöntemi kullanıldı.

SBS deneylerini standardize edebilmek, test edilen materyallerin klinik performanslarını taklit edebilmek ve klinik kullanılabilirliğini ispat edebilmek için bazı konulara dikkat edilmektedir. Bunlar; saklama koşulları, materyal tipi, örnek hazırlıkları, uygulanan yük miktarı ve yüzey alanıdır (156). Zirkonya alt yapı ve üst yapı seramikleri arasındaki bağlanma kuvvetini değerlendiren herhangi bir standart bulunmadığı için, çalışmamızda ISO' nun dış dokularına bağlanma deneyi için hazırladığı TR 11405 No' lu spesifikasyonu kullanıldı (157). Buna göre; örneklerin bağlanma yüzeyi 5 mm olarak hazırlandı. Kesme işlemini yapacak bıçak ucu 1 mm kalınlığında ve künt şekilde hazırlandı. Bıçak ucu, örneklerdeki veneer porselen yüzeyiyle 90°'lik bir açı yapacak şekilde yerleştirildi ve kesme işlemi 1 mm/dk hızla yapıldı.

Zirkonya ile üst yapı seramiklerinin bağlanmasını değerlendiren araştırmalarda, bağlanma yüzeyi standardizasyonunun sağlanması amacıyla, sırasıyla 600, 800 ve 1200 grit silikon karbit zımpara kağıdı ile zımparalandığı görüldü. Üst yapı porseleni uygulamasından önce ise yüzey pürüzlülüğünün ve bağlanmanın artırılması amacıyla, örnekler 120 µm Al₂O₃ partikülleri ile 0,35 MPa basınçla kumlama işlemi yapıldığı belirlendi (13, 19, 20). Bu bilgilerin ışığında, hazırladığımız zirkonya diskler sırasıyla 600, 800, 1200 grit kağıt zımpara ile önce zımparalandı ve daha sonra 120 µm Al₂O₃ partikülleri ile 0,5 MPa basınçla kumlandı. Tüm örneklerin yüzey pürüzlülüklerinin DIN 4762 standartlarında belirtilen kurallara uygun olarak ölçülmesiyle, örneklerde istediğimiz standardizasyon elde edildi. Çalışmamızda takip edilen bu uygulamalar, bize diğer araştırmacıların bulgularıyla bizim elde ettiğimiz bulguları karşılaştırma olanağı sağladı.

ISO, bağlanma kuvveti ölçümleri öncesinde, deney örneklerinin suda bekletme şartlarını üç şekilde belirtir: 1) 37 °C' de distile suda 24 saat süreyle kısa süreli bekletme, 2) 37 °C' de distile suda 20-24 saat süreyle bekletme ve sonrasında termosiklus uygulaması ve 3) 37 °C' de distile suda 6 ay süreyle uzun süreli bekletme (157). Çalışmamızda 37 °C' de distile suda 24 saat süreyle kısa süreli bekletme ve sonrasında bağlanma deneyi saptanması yöntemi uygulandı.

Tam seramik restorasyonun uzun süreli performansı, veneer seramiğin alt yapıya olan adezyonuna ve mekanik bütünlüğüne bağlıdır (21). Veneer delaminasyonu, yani veneer seramiğin tabakalar halinde alt yapıdan ayrılması, alt yapı- üst yapı arasındaki bağlanma kuvvetinin düşük olmasından kaynaklanmaktadır (19). Bağlanma kuvvetini azaltan faktörler; veneer seramiğin alt yapıyı yetersiz ıslatması, fırınlama sırasında büzülmesi, ara yüzdeki zirkonya kristallerinin ısıdan etkilenerek dönüşüme uğraması (11), yüzey pürüzlüğünün yetersizliği, ısı genleşme katsayısı uyumsuzluğu ve ara yüzdeki yapısal defektlerdir (139, 140).

Veneer seramikteki stresler restorasyonun hizmet süresini belirleyen önemli bir faktördür. Alt yapı ve üst yapı arasındaki ısıl uyumsuzluk, veneer seramiğinin ısı genleşme katsayısının alt yapı seramiğinden düşük ya da yüksek olmasına bağlı olarak, veneer tabakasında baskı ya da gerilim stresleri oluşturur. Seramikler baskı streslerine karşı dayanıklıyken gerilim streslerine karşı dayanıksızdır. Veneer tabakasında küçük baskı streslerinin oluşması istenilen bir durumdur. Çünkü bu şekilde veneer seramik kuvvetlenir ve kırılma direnci artar. Veneer seramiğin ısı genleşme katsayısının alt yapıdan bir miktar düşük olması sayesinde, soğuma sırasında bu tip istenilen baskı stresleri oluşmaktadır (143). Veneer materyalinin ısı genleşme katsayısı değeri alt yapı materyalinden yüksek olduğunda ise veneer delaminasyonu ve mikroçatlaklar gözlenebilmektedir (137).

Metal seramik sistemlerde ısı genleşme katsayısı uyumsuzluğuna bağlı oluşan aşırı stresler, metaldeki elastik ya da plastik deformasyon sayesinde bir miktar kompanse edilmektedir. Ancak zirkonya alt yapı, metal alt yapıların aksine oldukça rijittir. Bu da zirkonya esaslı restorasyonlarda, veneer tabakasında daha fazla yıkıcı streslerin oluşumuna yol açmaktadır. Dolayısıyla veneer seramiğin direnci, uzun dönem başarıda önemli bir parametredir (158, 159).

Shell ve Nielsen 1962 yılında, iyi bir bağlanmadaki en önemli faktörlerden birinin ara yüzdeki rezidüel streslerin serbestliği olduğunu, bunun da ancak alt ve üst yapıların ısı genleşme katsayılarının birbirine çok yakın uyumu ile sağlanabileceğini bildirmişlerdir (160). 1972 yılında Nielsen, altın alaşım üzerine porselen fırınlamış ve

soğuma esnasında oluşan stresleri hesaplamıştır. Bu hesaplamalara göre alt ve üst yapı arasındaki ısı genleşme katsayısı farkının $0,125 \times 10^{-6}$ olduğunda bağlanma kuvvetinin kontrol altında tutulabileceğini, bu fark arttıkça ($0,600 \times 10^{-6}$) bağlanma kuvvetine oldukça fazla zarar verilebileceğini bildirmiştir (161). Zirkonya, diğer seramiklere nazaran daha düşük bir ısı genleşme katsayısına sahiptir. Bu nedenle son yıllarda, zirkonya ile aynı ya da daha düşük ısı genleşme katsayısına sahip özel veneer seramikleri geliştirilmiştir. Üretici firmalar, zirkonya alt yapıların ısı genleşme katsayısı değerlerini, DC-Zircon ve Lava için $10 \times 10^{-6} /K$ ve Cercon için $10,5 \times 10^{-6} /K$ olarak belirlemişlerdir. Her firma bu zirkonya esaslı alt yapıların ısı genleşme katsayısı değerlerine uygun veneer materyalleri geliştirmiştir. Veneer seramiklerin ısı genleşme katsayısı değerleri ise IPS e-max Ceram için $9,5 \times 10^{-6} /K$, Vita VM9 için $8,8-9,2 \times 10^{-6} /K$, Triceram için $8,7-9,0 \times 10^{-6} /K$, Lava Ceram için $9,8-10 \times 10^{-6} /K$, Cercon Ceram için $9,2 \times 10^{-6} /K$ olarak belirlenmiştir. Bu değerler, çalışmamızda kullandığımız zirkonya alt yapıların ve veneer seramiklerin ısı genleşme katsayılarının birbirine yakın ve uyumlu olduklarını göstermektedir.

Aboushelib ve ark. yaptıkları bir çalışmada, ısı genleşme katsayısı $12,5 \times 10^{-6} /K$ olan deneysel bir üst yapı seramiğini, ısı genleşme katsayısı $10,5 \times 10^{-6} /K$ olan zirkonya alt yapı üzerine uygulamış ve üst yapıda spontan kırıklar gözlemiştir. Isı genleşme katsayısı $9,5 \times 10^{-6} /K$ olan başka bir üst yapı seramiğini aynı zirkonya alt yapı üzerine uygulandığında ise daha iyi sonuçlar elde etmiştir (13). Bu sonuçlar Nielsen' in sonuçlarını destekler niteliktedir.

Alt yapı-veneer bileşimindeki stres dağılımında, alt yapı materyalinin elastik modülünün de önemli etkisi bulunmaktadır. Fazla yüke maruz kalan posterior köprüler için yüksek elastik modülüne sahip zirkonya alt yapılar tercih edilmektedir. Çünkü zirkonya, daha zayıf olan veneer tabakasındaki stresleri azaltmakta ve yük taşıma kapasitesini arttırmaktadır. Studart ve ark. yaptıkları çalışmada, Empress, Cercon ve In Ceram-Zirkonya alt yapıların elastik modülü değerlerini araştırmışlar, Empress 2/Eris, Cercon/Cercon S ve In Ceram-Zirconia/Vita VM7 alt yapı/veneer bileşimlerinin kırılma şekillerini mikroskopta inceleyerek kırık orijinlerini gözlemlemişlerdir. Buna göre elastik modülü değerlerini Empress 2 için 124,6 GPa, Cercon için 219,8 GPa ve

In Ceram-Zirconia için 300,7 GPa olarak bulmuşlardır. Yüksek elastik modülüsüne sahip alt yapı materyallerinin (Cercon ve In Ceram-Zirconia), zayıf veneer materyalindeki stresleri azalttığı, köprünün yük taşıma kapasitesini arttırdığı ve restorasyonun kırılmasını geciktirdiği söylenmiştir. Dayanıklı alt yapı materyaline sahip bileşimlerde (Cercon/Cercon S ve In Ceram-Zirconia/Vita VM7) veneer dış yüzeyinden başlayan çatlak, alt yapı-veneer ara yüzüne doğru yön değiştirip veneerin tabaka halinde ayrılmasına neden olduğunu belirtmişlerdir. Empres 2/Eris bileşiminde ise çatlağın, veneer yüzeyinde düz bir şekilde yayıldığını gözlemişlerdir. Zayıf bir alt yapıya sahip alt yapı-veneer bileşiminin mekanik özellikleri, esas olarak veneer tabakasının düşük kırılma dayanımı tarafından belirlenmektedir. Çünkü alt yapı-veneer ara yüzünde çatlağı durdurucu ve hapsedici bir mekanizma bulunmamaktadır. Dolayısıyla posterior köprü restorasyonları için yüksek dayanımlı alt yapı materyallerinin kullanılması tavsiye edilmektedir (138).

Koçak, Cercon zirkonya sistemi ile yaptığı doktora çalışmasında; köprü protezlerinde oluşan kırıkları mikroskopik olarak değerlendirmiş ve kırık merkezinin zirkonya alt yapı materyali ile üst yapı porseleni arasında olduğunu gözlemlemiştir. Bu açıdan Cercon sistemi değerlendirildiğinde; alt yapı ile üst yapı porseleni arasındaki bağlanma kuvvetinin düşük olduğunu ve bu durumun da kırık riskini arttırabileceğini belirtmiştir (162).

Zirkonya alt yapılar %5-7'lik Y_2O_3 konsantrasyonu ile tipik kimyasal ve yapısal özellikler göstermektedir (51). Ancak son zamanlarda yapılan analizler, farklı zirkonya alt yapıların, farklı yüzeysel ve yapısal karakteristikler gösterdiğini bulmuşlardır. Tanecik çapları, şekilleri, kompozisyonları, yoğunlukları ve sertliklerindeki farklılıklar değişkenliklere neden olmaktadır (120, 163). Örneğin Cercon ve Lava benzer kimyasal özellikler göstermesine rağmen, renklendirme yöntemleri farklıdır. Cercon' da renk pigmentleri, bloklar isostatik olarak preslenmeden önce eklenir ve böylece homojen ve eşit pigment dağılımı sağlanır. Lava'da ise blok aşındırıldıktan sonra elde edilen alt yapılar renklendirme solüsyonlarına batırılır. Böylece pigmentler dış yüzeyde daha yüksek konsantrasyonlarda birikir. Yüzeydeki pigmentlerin sinterleme prosedürü

sırasında kristalleşme eğilimi vardır ve bu kristalize tabakanın bağlanmadaki zayıflamadan sorumlu olduğu söylenmektedir (20).

Aboushelib ve ark. zirkonya tipinin, renginin ve veneer porselen uygulama tekniklerinin, bağlanma kuvveti (MTBS) üzerine etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında; 5 tip zirkonya alt yapı (Cercon beyaz, Cercon sarı, Lava beyaz, Lava sarı ve Procera) ve 2 tip veneer porseleni (Nobel Rondo ve Cercon Ceram Express) karşılaştırmışlardır. Sonuçta zirkonya tipinin ve renginin bağlanmada önemli etkisi olduğunu bulmuşlardır. Renklendirilmiş zirkonya gruplarındaki bağlanma kuvvetinin, beyaz zirkonyaya nazaran anlamlı derecede düşük olduğu görülmüştür. Bağlanma kuvveti değeri Cercon beyaz- Nobel rondo için $42,4 \pm 11,5$ MPa iken, Cercon sarı- Nobel rondo için $24,3 \pm 8,7$ MPa olarak bulunmuştur. Benzer sonuçlar presleme tekniği ile uygulanan Cercon Ceram Express grubunda da görülmüştür. Cercon beyaz- Cercon Ceram Express için bağlanma kuvveti değeri $37,9 \pm 5,1$ MPa, Cercon sarı- Cercon Ceram Express için ise $17,2 \pm 5,3$ MPa değerleri bulunmuştur (20). Çalışmamızda, beyaz bloklardan üretilen Cercon alt yapılar ve tabakalama tekniğiyle uygulanan Cercon Ceram arasındaki bağlanma kuvveti değeri $20,18 \pm 5,12$ MPa olarak belirlenmiştir. Bizim değerlerimizin daha düşük olmasının, Cercon Ceram veneer seramiğinin, Cercon Ceram Express'ten ($37,9 \pm 5,1$ MPa) farklı olarak, tabakalama tekniği ile uygulanmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Aboushelib ve ark. Cercon, Empress, Empress 2 ve Vita alt yapı materyalleri üzerine, üretici firmaların tavsiye ettiği üst yapı porselenlerini uygulayarak (Cercon Ceram, Empress Eris ve Vitadur Alpha), alt yapı- üst yapı arasındaki bağlanma kuvvetlerini değerlendirmişlerdir. Alt yapı- üst yapı porseleni arasındaki bağlanma kuvvetlerini Cercon için $29,1 \pm 13,7$ MPa, Empress için $44,6 \pm 9,1$ MPa, Empress 2 için $37,2 \pm 10,8$ MPa ve Vita için $32,2 \pm 7,8$ MPa olarak belirlemişlerdir. Bununla birlikte, Cercon sisteminde alt yapı üzerine liner uygulanmasının, bağlanma kuvvetini neredeyse iki kat arttırdığını ve $16,9$ MPa' dan $29,1$ MPa' ya yükselttiğini bulmuşlardır. Sonuç olarak en düşük bağlanma kuvvetini zirkonyanın gösterdiğini ve kendi üst yapısıyla arasındaki bağlanma kuvvetini geliştirmek için yeni çalışmalar yapılması gerektiğini bildirmişlerdir (13). Çalışmamızda, öncesinde liner uygulanan Cercon-Cercon Ceram

örneklerin bağlanma kuvveti değerinin benzer şekilde $20,18 \pm 5,12$ MPa olduğu belirlenmiş ve diğer tam seramik sistemlere kıyasla (Empress, Empress 2, Vita) daha düşük olduğu görülmüştür.

Al-Dohan ve ark, farklı seramik alt yapı materyalleri üzerine uygulanan farklı üst yapı porselenlerinin bağlanma kuvvetlerini inceledikleri çalışmalarında; IPS Empress 2/Eris, Procera AllCeram/AllCeram, Procera AllZircon/CZR ve DC-Zircon/Vita D alt yapı/üst yapı bileşimlerinin bağlanma kuvvetlerini (shear bond strength), metal- seramik kontrol grubu ile karşılaştırmalı olarak incelemişlerdir. IPS Empress 2 için $30,86 \pm 6,47$ MPa, Procera AllCeram için $22,40 \pm 2,40$ MPa, Procera AllZircon için $28,03 \pm 5,03$ MPa, DC-Zircon için $27,90 \pm 4,79$ MPa ve metal seramik kontrol grubu için $30,16 \pm 5,88$ MPa değerleri bulunmuştur. Sonuç olarak Procera AllZircon, IPS Empress 2 ve DC-Zircon grupları ile metal seramik kontrol grubunun bağlanma kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı ve bunların klinik davranışlarının da benzer olabileceği bildirilmiştir (21). Çalışmamızda, Al-Dohan'la benzer şekilde ($27,90 \pm 4,79$ MPa), DC-Zircon- Vita VM9 grubunda $31,51 \pm 8,15$ MPa değeri elde edilmiştir.

Aboushelib ve ark. yaptıkları bir çalışmada, tek tip zirkonya alt yapı (Cercon) ve 7 farklı üst yapı seramiği (Cercon Ceram S, Cercon Ceram Express, Nobel Rondo Dentine, Nobel Rondo Shoulder, Lava Dentine, Sakura Interaction ve deneysel preslenebilir seramik) arasındaki bağlanma kuvvetini (mikrotensile bond strength) değerlendirmişlerdir. En yüksek değerleri, preslenebilen veneer seramiklerden Nobel Rondo Dentine ($41,1 \pm 11,1$ MPa) ve Ceram Express'in ($38,6 \pm 6,4$ MPa) gösterdiğini bulmuşlardır. Bunun dışında alt yapı ve üst yapı arasında tercihen kullanılan liner materyalinin, alt yapı yüzeyinin cilalanmasının ve ısı genleşme katsayısı yüksek bir seramikle veneerlenmesinin bağlanma kuvvetine etkisini de araştırmışlardır. Liner materyalini, tabakalama tekniği ile uygulanan veneer seramiklerden Sakura Interaction, Ceram S ve Lava için tavsiye etmişlerdir. Preslenebilir üst yapı seramikleri olan Nobel Rondo Dentin ve Ceram Express için kullanıldığında ise bağlanma kuvvetini önemli derecede zayıflattığını ve üst yapının tabaka halinde ayrılma riskini dramatik bir şekilde arttırdığını belirtmişlerdir. Alt yapı yüzeyinin cilalanmasının bağlanma kuvvetini arttırıcı ya da azaltıcı herhangi bir etkisinin olmadığını söylemişlerdir. Isı genleşme

katsayısı alt yapıdan yüksek bir üst yapı seramiği kullanıldığında ise bu seramiğin tabakalar halinde ayrıldığı ve büyük çatlakların olduğu gözlenmiştir (19). Aboushelib'in çalışmasında liner uygulanan Cercon- Cercon Ceram grubunda $26,3 \pm 8,6$ MPa değeri elde edilirken, bizim çalışmamızda da, Cercon- Cercon Ceram grubunda benzer bağlanma kuvveti değerinin ($20,18 \pm 5,12$ MPa) elde edildiği görülmüştür.

Tanrıkulu, yaptığı doktora çalışmasında; IPS e.max ZirCAD zirkonya alt yapı üzerine, presleme ve tabakalama olmak üzere farklı iki teknikle uygulanan üst yapı porselenlerinin bağlanma kuvvetlerini karşılaştırmalı olarak incelemiştir. Üst yapı porseleni olarak, IPS e.max Zirpress ve Noritake CZR Pres presleme tekniği; IPS e.max Ceram, Lava Ceram ve Noritake CZR tabakalama tekniği kullanılmıştır. En yüksek bağlanma kuvveti değeri, tabakalama tekniği ile uygulanan Noritake CZR ($27,10 \pm 4,36$ MPa) ile elde edilirken, en düşük değer presleme tekniği ile uygulanan Noritake CZR Pres ($17,06 \pm 5,03$ MPa) ile elde edilmiştir. Diğer presleme tekniği ile uygulanan IPS e.max Zirpress grubu için bağlanma kuvveti değeri $24,58 \pm 11,50$ MPa, tabakalama tekniği ile hazırlanan IPS e.max Ceram grubu için $18,06 \pm 3,49$ MPa ve Lava Ceram grubu için ise bağlanma kuvveti değerleri $22,28 \pm 6,08$ MPa olarak bildirilmiştir (164). Bizim çalışmamızda Lava Ceram veneer seramiğinin Lava alt yapıya bağlanma kuvveti $27,11 \pm 2,72$ MPa olarak bulunmuştur. Bu değer Lava Ceram- IPS e.max ZirCAD grubundan yüksek olmasının ($22,28 \pm 6,08$ MPa), alt yapı farklılığından ve Lava alt yapı- üst yapı uyumundan kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Metal seramik restorasyonların kırılmaya karşı dirençlerinin sağlanması için minimum 25 MPa bağlanma kuvvetine sahip olmaları yeterliyken, tam seramik restorasyonlar için gerekli olan minimum bağlanma kuvveti değeri henüz belirlenmemiştir (18). Shell ve Nielsen 1962 yılında, porselen-altın alaşımlarının bağlanma kuvvetlerini inceledikleri çalışmalarında, bu restorasyonların makaslama kuvvetleri dirençlerini yaklaşık 89,63 MPa olarak belirlemişlerdir (160). 1967 yılında Leone ve Fairhurst, aynı materyal ve yöntemi kullanarak bu değeri 89,63- 93,76 MPa olarak bulmuşlardır (165). Anthony ise yine benzer materyal ve yöntemi kullanarak makaslama kuvveti direncini 137,89 MPa olarak bildirmiştir (166). Ancak zirkonya ile yapılan çalışmalarda, porselen-zirkonya bağlanma kuvveti değerlerinin 16 MPa ile 42

MPa arasında değiştiği ve bu değerlerin metal- seramiklere nazaran oldukça düşük olduğu görülmektedir (13, 19, 20, 21, 164). Çalışmamızda benzer şekilde 18,66- 40,49 MPa arasındaki değerlerde değişen bağlanma kuvveti değerleri elde edilmiştir.

Yaptığımız çalışmada en yüksek iki değer de DC-Zirkon alt yapı grupları göstermiştir ($40,49 \pm 8,43$ MPa ve $31,51 \pm 8,15$ MPa). DC-Zirkon alt yapının diğer 3 zirkonya alt yapıdan (ZirkonZahn, Cercon, Lava) en büyük farkı HIP zirkonya olması, yani fırınlamaya ihtiyaç duymayan tam sinterlenmiş bloklardan frezleme yapılmasıdır. Dolayısıyla, sinterlenmemiş zirkonyanın fırınlanması ve ardından soğuması sırasındaki ısı değişiklikleri ile meydana gelen faz dönüşümlerinin ve tanecik değişimlerinin, bağlanma kuvvetini etkileyebilecekleri düşünülebilir.

Araştırmamızın sonucunda, kendi üst yapı seramiğiyle en yüksek bağlanma kuvvetini gösteren zirkonya alt yapı gruplarının DC-Zirkon ($40,49 \pm 8,43$ MPa) ve Lava ($27,11 \pm 2,72$ MPa) olduğu grlmştir. Dolayısıyla alt yapı olarak DC-Zirkon ve Lava'nın tercih edildiği restorasyonlarda, kendi üst yapı seramikleri olan Triceram ve Lava Ceram uygulanması ile veneer delaminasyon riski azalabilir ve restorasyonun başarısı artabilir. Bunun aksine, Cercon ve ZirkonZahn gruplarında, kendi üst yapı seramiklerinin dışında IPS e-max Ceram ya da Vita VM9 veneer seramiklerinden herhangi biri kullanılabilir.

Çalışmamızda, kesme deneyi sonrası tüm örneklerin kopma şekilleri mikroskop altında incelendiğinde, adeziv ve kombine (adeziv + koheziv) kopma şekilleri gözlenmiştir. Hiçbir örnekte koheziv kopma gözlenmemiştir. Toplam 120 rnek içinde kombine kopma sayısının 73, adeziv kopma sayısının ise 47 olduğu grlmştir. ZirkonZahn- Vita VM9, Cercon- Vita VM9 ve DC-Zirkon- Vita VM9 gruplarında, örneklerin tümünde kombine kopma olduğu gözlenmiştir. En fazla adeziv kopmanın Cercon- Cercon Ceram (8) grubunda görülmesi, Cercon Ceram st yapı seramiğinin bağlanmada yetersiz olduğu konusunda şüphe uyandırmıştır. Cercon- Cercon Ceram grubunda adeziv kopmanın yüksek ve bağlanmanın düşük olması, Koçak'ın bulgularını desteklemektedir (163). Araştırmamızda zirkonya alt yapı tipinin kopma tipini belirleyici bir özellik göstermediği, ancak Vita VM9 veneer seramiğinin 3 zirkonya sisteminden de (DC-Zirkon, Cercon, ZirkonZahn) kombine bir şekilde koptuğu

belirlenmiştir. Dolayısıyla Vita VM9 veneer seramiğinin iyi adezyon gösteren bir üst yapı seramiği olduğu söylenebilir.

Bir tam seramik restorasyonun klinik başarısızlığı, hastaya bağlı faktörler, dinamik yükler, restorasyonun geometrisi, materyalin özellikleri ve yorgunluk fenomeni gibi birçok faktöre bağlıdır. Dolayısıyla yapılan in vitro testlerle elde edilen bilgiler, klinik çalışmalarla desteklenmelidir. Ağız ortamında var olan pek çok etkenin, deney düzeneğine yansıtılamamasına bağlı olarak, elde ettiğimiz bağlanma kuvveti değerlerinin değişebileceğini düşünmekteyiz. Bu durumda, henüz metal-seramik bağlanma kuvvetine ulaşmamış zirkonya alt yapı-üst yapı bağlanma kuvvetinin artırılması ve klinik komplikasyonlarının azaltılması için çalışmaların devam etmesi gerekmektedir. Bununla birlikte, kumlama ve aşındırma gibi yüzey hazırlık işlemlerinin zirkonya yüzeyinde daha hassas ve kontrollü bir şekilde uygulanması, dayanıklılığı artırılmış veneer seramiklerin geliştirilmesi ve alt yapıların uniform kalınlıkta değil, veneer seramiği destekleyecek şekilde ve anatomik formda hazırlanması, veneer kırılma riskini azaltabilir.

6. SONUÇLAR

1. Toplam 12 grup içerisinde en yüksek bağlanma kuvveti değeri DC-Zirkon alt yapı ve Triceram veneer seramiği arasında elde edilirken (**40,49 ± 8,43 MPa**), en düşük bağlanma kuvveti değeri Lava alt yapı ve Vita VM9 veneer seramiği (**18,66 ± 2,73 MPa**) arasında elde edildi.

2. Kendi üst yapı seramiğiyle en yüksek bağlanma kuvvetini gösteren zirkonya alt yapı gruplarının DC-Zirkon (**40,49 ± 8,43 MPa**) ve Lava (**27,10 ± 2,72 MPa**) olduğu görüldü.

3. DC-Zirkon alt yapının kendi üst yapısıyla olan bağlanma kuvveti (**40,49 ± 8,43 MPa**), Cercon (**20,19 ± 5,12 MPa**), Lava (**27,10 ± 2,72 MPa**) ve ZirkonZahn (**24,46 ± 3,72 MPa**) alt yapı gruplarının kendi üst yapılarıyla olan bağlanma kuvvetlerinden istatistiksel olarak anlamlı ölçüde yüksek bulundu ($p < 0,001$).

4. Lava alt yapının kendi üst yapısıyla olan bağlanma kuvveti (**27,10 ± 2,72 MPa**), Cercon alt yapı grubundan (**20,19 ± 5,12 MPa**) anlamlı ölçüde yüksek bulundu ($p < 0,001$).

5. Cercon alt yapıların bağlanma kuvveti değerleri Cercon Ceram veneer grubunda **20,19 ± 5,12 MPa**, IPS e-max Ceram veneer grubunda **24,17 ± 4,54 MPa** ve Vita VM9 veneer grubunda **21,67 ± 7,80 MPa** olarak saptandı. Bu sonuçlara göre, Cercon alt yapıların kendi üst yapı seramiğine (Cercon Ceram) ve diğer iki veneer seramiğe (IPS e-max Ceram, Vita VM9) olan bağlanma kuvvetlerinin ortalama değerleri arasında istatistiksel anlamlılık gözlenmedi ($p > 0,05$).

6. ZirkonZahn alt yapıların bağlanma kuvveti değerleri Ice Keramik veneer grubunda **24,46 ± 3,72 MPa**, IPS e-max Ceram veneer grubunda **26,04 ± 4,01 MPa** ve Vita VM9 veneer grubunda **26,52 ± 6,32 MPa** olarak saptandı. Bu sonuçlara göre, ZirkonZahn alt yapıların kendi üst yapı seramiğine (Ice Keramik) ve diğer iki veneer seramiğe (IPS e-max Ceram, Vita VM9) olan bağlanma kuvvetlerinin ortalama değerleri arasında istatistiksel anlamlılık gözlenmedi ($p > 0,05$).

7. IPS e-max veneer seramiğinin 4 farklı zirkonya alt yapıya olan bağlanma kuvvetlerinin, ZirkonZahn alt yapı grubunda **26,04 ± 4,01 MPa**, Cercon alt yapı grubunda **24,17 ± 4,54 MPa**, Lava alt yapı grubunda **23,05 ± 4,88 MPa** ve DC-Zirkon alt yapı grubunda **21,38 ± 5,99 MPa** değerleri ile birbirine yakın olduğu görüldü.

8. Tüm örneklerde kombine kopma sayısının (73), adeziv kopma sayısından (47) daha fazla olduğu görüldü. Hiçbir örnekte koheziv kopma gözlenmedi. ZirkonZahn- Vita VM9, Cercon- Vita VM9 ve DC-Zirkon- Vita VM9 gruplarında, örneklerin tümünde (10) kombine kopma olduğu gözlemlendi. En fazla adeziv kopma ise Cercon- Cercon Ceram (8) grubunda görüldü.

7. KAYNAKLAR

1. Mc Lean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 61- 66.
2. Fischer H, Marx R. Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. *Dent Mater.* 2002 Jan;18(1):12-9.
3. Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Koperski RD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater* 2000; 16: 226–33.
4. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part 2. Zirconia- based dental ceramics. *Dent Mater* 2004; 20: 449- 456.
5. Subbarao EC. Zirconia- an overview. In: Heuer AH, Hobbs LW, editors. *Science and Technology of Zirconia. Advances in ceramics, vol. 3.* Amsterdam:

- Elsevier, 1981: 1- 24: In “Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater* 2008; 24 (3): 289- 298”.
6. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspath-, leucite-, mica- and zirconia- based ceramics. *J Dent* 2000; 28: 529-535.
 7. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil* 2004;31: 682–8.
 8. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile Bond Strength of Different Components of Core Veneered All-Ceramic Restorations. Part 3: Double Veneer Technique. *J Prosthodont* 2008; 17: 9- 13.
 9. Dundar M, Ozcan M, Gokce B, Comlekoglu E, Leite F, Valandro LF. Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dent Mater* 2007 May;23(5):630- 6.
 10. White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all- ceramic system. *J Prosthet Dent* 2005; 94: 125- 131.
 11. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD–CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater* 2005;21: 242–51.
 12. Donovan TE. Metal-free dentistry. *J Esthet Restor Dent*. 2005;17(3):141-3.
 13. Aboushelib MN, De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all- ceramic restorations. *Dent Mater* 2005; 21: 984- 991.
 14. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DCZircon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 180-187.
 15. Sailer I, Fehér A, Filser F, Lüthy H, Gauckler LJ, Schärer P, CHF Hämmerle. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3- year follow-up. *Quintessence Int* 2006; 37: 685- 693.
 16. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic

reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. *Clinical Oral Implant Research* 2007; 18: 73–85.

17. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed partial dentures. *Clinical Oral Implant Research* 2007; 18: 86–96.
18. Craig RG, Powers JM. *Restorative dental materials*. 11th ed. Mosby; 2002. p. 551-592.
19. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all- ceramic restorations. Part 2: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater* 2006; 22: 857- 863.
20. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of Zirconia Type on Its Bond Strength with Different Veneer Ceramics. *J Prosthodontics* 2008; Mar 17: (Epub ahead of print).
21. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog M, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 349- 355.
22. Mc Lean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics*. Volum I. Quint Pub, Chicago, pp 1- 13, 1997.
23. Akın E. *Diş Hekimliğinde Porselen*. (3.Baskı) İ.Ü Basımevi, İstanbul, pp 1- 30, 1990.
24. Nayır E. *Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi*. (7.Baskı) İ.Ü Basımevi, İstanbul, pp 19, 64- 89, 1999.
25. Van Dijken JWV. All-ceramic restorations: Classification and clinical evaluations. *Compendium* 1999; 20 (12): 1115- 24.
26. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996; 75: 18- 32.
27. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am*. 1985; 29: 621- 644.
28. Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials*. (11. Ed) Saunders, pp 660- 663, 2003.

29. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part 1. Pressable and alumina glass- infiltrated ceramics. *Dent Mater* 2004; 20: 441- 448.
30. The glossary of prosthodontic term. (8. Ed) Mosby, St Louis, pp 22, 2005.
31. O'Brein WJ. *Dental Materials and Their Selection*. (3. Ed) Quintessence, Chicago, chapter 15, Dental Porcelain, pp 210- 224, 2002.
32. Craig RG. *Restorative Dental Materials*. (10. Ed) Mosby, St Louis, chapter 17, pp 467- 468, 1996.
33. Akaya B, Canikoğlu MB. Tam seramik sistemleri ve vaka sunumları. *Diş hekimliğinde klinik*, 2001; 14: 22- 28.
34. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1996; 27: 701- 706.
35. Tinschert J, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina- and zirconia- based three- unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 231- 238.
36. Björkner B, Bruze M, Möller H. High frequency of contact allergy to gold sodium thiosulphate. An indication of gold allergy? *Contact Dermatitis* 1994; 3: 144- 151.
37. White SN, Zhao XY, Zhaokun Y, Li ZC. Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *Int J Prosthodont* 1995; 8 (5): 413- 420.
38. Fairhurst CW, Anusavice KJ, Hashinger DT, Ringle RD, Twiggs SW. Thermal expansion of dental alloys and porcelains. *J Biomed Mater Res* 1980; 14: 435- 446.
39. Fairhurst CW, Lockwood PE, Ringle RD, Thompson WO. The effect of glaze on porcelain strength. *Dent Mater* 1992; 8: 203- 207.
40. Mackert JR, Evans AL. Effect of cooling rate on leucite volume fraction in dental porcelains. *J Dent Res* 1991; 70: 137- 139.
41. Kelly JR, Campbell SD, Bowen HK. Fracture-surface analysis of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1989; 62: 536- 541.
42. White SN, Caputo AA, Vidjak FM, Seghi RR. Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dent Mater* 1994; 10: 52- 58.

43. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont* 1996; 9: 434- 439.
44. Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *J Prosthet Dent* 2001; 86: 495- 510.
45. McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent* 1998; 19: 307- 312.
46. Anusavice KJ, Shen C, Vermost B, Chow B. Strengthening of porcelain by ion Exchange subsequent to thermal tempering. *Dent Mater* 1992; 8: 149- 152.
47. DeHoff PH, Anusavice KJ. Analysis of tempering stresses in bilayered porcelain discs. *J Dent Res* 1992; 71: 1139- 1144.
48. Mc Lean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J* 1965; 119: 251- 267.
49. Garvie RC, Hannink RHJ, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature (London)* 1975; 258: 703- 704.
50. Rauchs G, Fett T, Munz D, Oberacker R. Tetragonal- to- monoclinic phase transformation in CeO₂- stabilised zirconia under uniaxial loading. *J Eur Ceram Soc* 2001; 21: 2229- 2241.
51. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial: Review. *Biomaterials* 1999; 20: 1- 25.
52. Swain MV. Toughening mechanisms for ceramics. *Materials Science Forum* 1989; 13: 237- 253.
53. Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia- TZP and alumina advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 1999; 7: 113- 119.
54. Chevalier J, Olagnon C, Fantozzi G. Subcritical crack propagation in 3Y- TZP ceramics: static and cyclic fatigue. *J Am Ceram Soc* 1999; 82: 3128- 3129.
55. Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, et al. Reliability and properties of ground Y- TZP- Zirconia ceramics. *J Dent Res* 2002; 81: 487- 491.

56. McLaren EA, White SN. Glass- infiltrated zirconia/ alumina- based ceramic for crowns and fixed partial dentures: clinical and laboratory guidelines. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1999; 11: 985- 994.
57. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y- TZP dental ceramic. *J Dent* 2005; 33: 9- 18.
58. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dental Materials* 1999; 15: 426- 433.
59. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 2000; 13: 131- 135.
60. Gupta TK, Lange FF, Bechtold JH. Effect of stress induced phase transformation on the properties of polycrystalline zirconia containing tetragonal phase. *J Mater Sci* 1978; 13: 1464- 1470.
61. Evans AG, Heuer AH. Review- transformation toughening in ceramics: martensitic transformation in crack- tip stress fields. *J Am Ceram Soc* 1980; 63: 241- 248.
62. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2007;98:389- 404.
63. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent* 2002 Jul; 88(1): 4- 9.
64. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002 Jul; 88(1): 10- 15.
65. Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1995 Aug; 74(2):145- 150.
66. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont* 1995 May-Jun;8(3):239- 246.

67. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int.* 2002 Jul-Aug; 33(7):503- 510.
68. Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2002; 23: 911-6,918.
69. Schweiger MH, Höland W, Frank M, Drescher H, Rheinberger V. IPS Empress II: A new pressable high-strength glass-ceramic for esthetic all-ceramic restorations. *Quint Dent Technol* 1999; 22: 143- 151: In PhD thesis of Von Kassiani Stamouli entitled 'Fracture resistance of different zirconia three-unit posterior all-ceramic fixed partial dentures, 2006'.
70. Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater* 2003 Nov; 19(7): 603- 611.
71. Sorensen J. The IPS Empress II system. Defining the possibilities. *Quint Dent Technol* 1999; 22: 153- 163: In PhD thesis of Von Kassiani Stamouli entitled 'Fracture resistance of different zirconia three-unit posterior all-ceramic fixed partial dentures, 2006'.
72. Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Young H, Jones J, Gibbs C. Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004 Jul-Aug;17(4):469- 475.
73. Marquardt P, Strub JR. Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence Int* 2006 Apr;37(4):253- 259.
74. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc* 2006;137:514-22.
75. Xiao-ping L, Jie-mo T, Yun-long Z, Ling W. Strength and fracture toughness of MgO-modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. *Dent Mater* 2002; 18: 216-20.
76. Giordano RA 2nd, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent* 1995 May;73(5):411- 418.

77. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont.* 2002 Jul-Aug;15(4):339- 346.
78. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 1996; 76 (2): 140-144.
79. Sorensen JAK, Torres TJ. In Ceram alumina ceramic bridge technology. *Quint Dent Technol* 1992; 15: 41- 46: In PhD thesis of Von Kassiani Stamouli entitled 'Fracture resistance of different zirconia three-unit posterior all-ceramic fixed partial dentures, 2006'.
80. Magne P, Belser U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont.* 1997 Sep-Oct;10(5):459- 466.
81. McLaren EA, White SN. Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. *J Prosthet Dent.* 2000 Feb;83(2):216- 222.
82. Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont.* 2002 Mar-Apr;15(2):183- 188.
83. Suarez MJ, Lozano JF, Paz Salido M, Martinez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont.* 2004 Jan-Feb;17(1):35-38.
84. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int* 2005; 36: 105-13.
85. Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 450-6.
86. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 394-404.
87. Denissen HW, van der Zel JM, van Waas MA. Measurement of margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *Int J Prosthodont* 1999; 12: 395-400.
88. Van der Zel JM, Vlaar S, de Ruitter WJ, Davidson C. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2001; 85:2 61-7.

89. Denissen HW, Dozic A, van der Zel JM, van Waas MA. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent* 2000; 84: 506- 13.
90. LAVA- technical product profile.
91. Procera technical product profile.
92. Kavo Everest CAD/CAM System Technical Information.
93. Hint-Els technical product profile.
94. Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP. Computer- assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent* 2001; 4: 243- 262.
95. Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA- the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent* 2001; 4: 195- 206.
96. Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Scharer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent* 2001; 4: 89- 106.
97. Sjölin R, Sundh A, Bergman M. The Decim system for the production of dental restorations. *Int J Comput Dent* 1999; 2: 197- 207.
98. Giordano R. CAD/CAM: An overview of machines and materials. *J Mass Dent Soc* 2002; 51(1): 12- 5.
99. Luthardt RG, Holzhter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater.* 2004 Sep;20(7):655- 662.
100. Heymann HO, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD, Roberson TM. The clinical performance of CAD/CAM generated ceramic inlays. A four year study. *J Am Dent Assoc* 1996; 127: 1171- 1181.
101. Vita Celay Zirkonya Blanks working instructions. Brochure B.
102. Zeno-TEC technical product profile.
103. Zirkonzahn technical product profile.
104. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent.* 2004 Jan;7(1):25- 45.
105. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc.* 1988 Nov;117(6):715- 720.

106. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc.* 2006 Sep;137(9):1289-96.
107. Witkowski S. (CAD-)/CAM in dental technology. *Quint Dent Technol* 2005; 1-16: In PhD thesis of Von Kassiani Stamouli entitled 'Fracture resistance of different zirconia three-unit posterior all-ceramic fixed partial dentures, 2006'.
108. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial. *Biomaterials* 2006; 27: 535- 543.
109. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res.* 1989; 23: 45- 61.
110. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 106: 605-614.
111. Kittipibul P, Godfrey K. In vitro shearing force testing of the Australian zirconia- based ceramic Begg bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995; 108: 308- 315.
112. Tanne K, Matsubara S, Hotei Y, Sakuda M, Yoshida M. Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 106: 273- 278.
113. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 1999; 27: 275-278.
114. Meyenberg KH, Luthy H, Scharer P. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent* 1995; 7: 73- 80.
115. Zalkind M, Hochman N. Direct core building using a preformed crown and prefabricated zirconium oxide post. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 730- 732.
116. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2004 May-Jun; 17(3):285-90.
117. Akagawa Y, Hosokawa R, Sato Y, Kamayama K. Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two

- years' function in monkeys: A clinical and histologic study. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 551- 558.
118. Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, Tsuru H. Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *J Prosthet Dent* 1993; 69: 599- 604.
 119. Tosun T. Kuron ve köprü protezlerinde zirkonyum. *Dentalife*. 2007; 22: 18- 26.
 120. Ardlin BI. Transformation- toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low- temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002; 18: 590- 595.
 121. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin N Am* 2004; 48: 513- 530.
 122. Lüthy H, Loeffel O, Hammerle CHF. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater* 2006; 22: 195- 200.
 123. Lin JD, Duh JG. Fracture toughness and hardness of ceria and yttria doped tetragonal zirconia ceramics. *Mater Chem Phys* 2002; 78: 253- 261.
 124. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina- reinforced dental ceramic. *Biomaterials* 2004; 25: 2153- 2160.
 125. Sorensen JA. The Lava system for CAD/CAM production of high-strength precision fixed prosthodontics. *Quintessence Dent Technol* 2004; 26: 57- 67.
 126. Chevalier J, Gales B, Drouin JM. Low temperature aging of Y- TZP ceramics. *J Am Ceram Soc* 1999; 82: 2150- 2154.
 127. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 2005; 21: 476- 482.
 128. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 322- 326.
 129. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, et al. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* 1999; 20: 371- 376.

130. Scarano A, Di Carlo F, Quaranta M, Piattelli A. Bone response to zirconia ceramic implants: an experimental study in rabbits. *J Oral Implantol* 2003; 29: 8-12.
131. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 86: 520- 525.
132. Moffa JP, Guckes AD, Okawa MT, Lilly GE. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part 2. Industrial safety and biocompatibility. *J Prosthet Dent* 1973; 30: 432- 441.
133. Hansen PA, West LA. Allergic reaction following the insertion of a PD- CU-AU fixed partial denture: a clinical report. *J Prosthodont* 1997; 6: 144- 148.
134. Raigrodski AJ. Contemporary all- ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 2004; 48: 531- 544.
135. Theunissen GSAM, Bouma JS, Winnubst AJA, Burggraaf AJ. Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics. *J Mater Sci* 1992; 27: 4429-4438.
136. 3M- ESPE Dental ürün kataloğu.
137. De Jager N, De Kler M, Zel JM. The influence of different core material on the FEA- determined stress distribution in dental crowns. *Dent Mater* 2006; 22: 234-242.
138. Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater* 2007; 23: 115- 123.
139. Isgro G, Pallav P, van der Zel JM, Feilzer AJ. The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 465- 473.
140. Al-Shehri SA, Mohammed H, Wilson CA. Influence of lamination on the flexure strength of dental castable glass ceramic. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 23-28.
141. Guazzato M, Proos K, Sara G, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain- core ceramics. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 142-149.

142. Anusavice KJ. Dental Ceramics. In: Philips' Science of dental ceramics. (11. Ed) Saunders, pp 655- 719, 2003.
143. Bagby M, Marshall SJ, Marshall GW Jr. Metal ceramic compatibility: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 1990 Jan; 63(1): 21-5.
144. Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J Dent Res* 1995; 74: 1253- 1258.
145. Hsueh CH, Luttrell CR, Becher PF. Analyses of multilayered dental ceramics subjected to biaxial flexure tests. *Dental Mater* 2006; 22: 460- 469.
146. Taskonak B, Mecholsky JJ, Jr, Anusavice KJ. Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials* 2005; 26: 3235-41.
147. Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dental Mater* 2007; Feb 23 (2): 177- 185.
148. Wakabayashi N, Anusavice KJ. Crack initiation modes in bilayered alumina/porcelain disks as a function of core/veneer thickness ratio and supporting substrate stiffness. *J Dent Res* 2000; 79: 1398-404.
149. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *Int J Prosthodont* 1998; 11: 183-9.
150. Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/ zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials* 2004; 25: 5045- 5052.
151. Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP. Influence of core thickness on a restored crown of a first premolar using finite element analysis. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 474-80.
152. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, Mercante DE. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2006 Oct; 96(4):237-44.
153. Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials. 11th ed. Mosby; 2002. p. 85.

154. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Why do shear bond test pull out dentin? *J Dent Res* 1997;76: 1298-307.
155. McDonough WG, Antonucci JM, He J, Shimada Y, Chiang MY, Schumacher GE, et al. A microshear test to measure bond strengths of dentin-polymer interfaces. *Biomaterials* 2002; 23(17):3603–8.
156. Hadavi F, Hey JH, Ambrose ER, Louie PW, Shinkewski DJ. The effect of dentin primer on the shear bond strength between composite resin and enamel. *Oper Dent* 1993; 18: 61-5.
157. International Organization for Standardization. ISO TR 11405. Dental materials- Guidance on testing of adhesion to tooth structure. Pp 1- 13, 1994.
158. Anusavice KJ, Carroll JE. Effect of incompatibility stress on the fit of metal-ceramic crowns. *J Dent Res* 1987;66: 1341–5.
159. Fischer J, Fleetwood PW, Baltzer N. Thermal creep analysis of precious metal alloys for the ceramic-fused-to-metal technique. *Journal of Biomedical Material Research (Applied Biomaterials)* 1999;48: 258–64.
160. Shell JS, Nielsen JP. Study of the bond between gold alloys and porcelain. *J Dent Res* 1962 Nov-Dec; 41: 1424-37.
161. Nielsen JP, Tuccillo JJ. Calculation of interfacial stress in dental porcelain bonded to gold alloy substrate. *J Dent Res* 1972 Jul-Aug; 51(4): 1043-7.
162. Koçak A. Cercon zirkonya sistemi ile yapılan posterior sabit protezlerin uzun dönem klinik başarılarının incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul, 2006.
163. Chevalier J, Deville S, Munch E, et al: Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials* 2004;25: 5539-5545.
164. Tanrıku S. Zirkonyum oksit alt yapılar üzerine uygulanan farklı üst yapı porselenlerinin bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması olarak incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul, 2007.
165. Leone EF, Fairhurst CW. Bond strength and mechanical properties of dental porcelain enamels. *J Prosthet Dent* 1967 Aug; 18(2): 155-9.
166. Anthony DH, Burnett AP, Smith DL, Brooks MS. Shear test for measuring bonding in cast gold alloy-porcelain composites. *J Dent Res* 1970 Jan-Feb; 49(1): -33.

ÖZGEÇMİŞ

1- GENEL

ADI SOYADI	: Dt. Zeynep Özkurt
YAZIŞMA ADRESİ	: Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Diş Hastanesi, Bağdat cad. No:238 Göztepe - 34728 İstanbul/Türkiye
DOĞUM TARİHİ ve YERİ	: 07.05.1981 İstanbul
TEL : 0-216-363 60 44- 145	GSM : 0533 326 94 88
E-POSTA : zeynepozkurt@hotmail.com	FAKS : 0-216-363 62 11

2- EĞİTİM

1988- 1995	Akçay Nihat Tansoy İlköğretim Okulu- Balıkesir
------------	--

1995- 1998	Edremit Yabancı Dil Ağırlıklı Lise- Balıkesir
1998- 2004	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi- İstanbul
2004- 2008	Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi- İstanbul

3- AKADEMİK FAALİYETLER

Katıldığı kongre ve sempozyumlar

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

4-YAYIN BİLGİLERİ

1-N. Çapa, Z. Özkurt ve E. Kazazoğlu (2006). Ağız içi porselen tamir sistemleri. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 16 (1):34- 40, 2006.
2- Z. Özkurt ve İ. Dikbaş (2006) Post simantasyonunda prensipler. Türk Dişhekimliği Dergisi, 13: Ekim-Kasım-Aralık: 220- 225, 2006.
3- Ö. Malkondu, Z. Özkurt ve E. Kazazoğlu (2006). Diş Hekimliğinde Zirkonyum. İmplantTR, Ekim-Kasım-Aralık: 18- 28, 2006.
4- İ. Dikbaş, T. Köksal, B. Bal, Z. Özkurt ve E. Kazazoğlu (2006). A survey of dentists’ attitudes toward denture cleansing. Oral Health and Dental Management in the Black Sea Countries Journal. 4 (18), December: 8- 12, 2006.
5- T. Köksal, İ. Dikbaş, Z. Özkurt , B. Bal ve E. Kazazoğlu (2007). A survey of dentists’ attitudes toward denture adhesives. Oral Health and Dental Management in the

Black Sea Countries Journal. 6: 33- 39.
6- Z. Giray, Z. Özkurt ve E. Kazazoğlu (2007). Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri. Dentiss. 1 (3), Mayıs-Haziran: 34- 38.
7- Z. Özkurt , N.Çapa, E. Kazazoğlu ve N.Başal (2007). Üst çene ön bölgedeki tek diş eksikliklerinde uygulanan implant destekli sabit restorasyonlar. Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 10 (2): 128- 134.
8- Ö.Malkondu, Z. Özkurt ve E. Kazazoğlu (2007). Zirkonya esaslı restorasyonların üst yapı seramiğinde görülen kırılmalar. Türk Dişhekimliği Dergisi, 69: Temmuz: 147- 150.
9- Z. Özkurt , Ö.Malkondu, E. Kazazoğlu (2007). Dental İmplantlarda immediyat yükleme. İmplantTR, 2 (5), Mayıs- Haziran: 10- 15.
10- Z. Özkurt , G. Duygu, C.Canpolat ve E. Kazazoğlu (2008). Reconstruction of Edentulous Maxillary and Mandibular Arches With Implant-Supported Fixed Restorations Using a Digital Treatment Planning Technique: A Clinical Report. J Oral Implantology. 34 (3): 161- 168.

5- ALINAN BURSLAR

DESTEKLEYEN KURUM	DESTEKLENEN PROJE	DESTEK MİKTARI
TÜBİTAK	'Farklı zirkonya esaslı alt yapılara bağlanan veneer seramiklerin makaslama kuvvetlerine karşı dirençlerinin karşılaştırılması' başlıklı doktora tezi	13.950,00 YTL