



T.C.
TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

CAD/CAM VE GELENEKSEL YÖNTEMLERLE ÜRETİLEN
SERAMİKLERİN ALT YAPIYA BAĞLANMA
DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Hande YILDIZ DİLLİ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı

Dr. Öğr. Üyesi Işıl SARIKAYA

TOKAT 2019



T.C.
TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

CAD/CAM VE GELENEKSEL YÖNTEMLERLE ÜRETİLEN
SERAMİKLERİN ALT YAPIYA BAĞLANMA
DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Hande YILDIZ DİLLİ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı

Dr. Öğr. Üyesi Işıl SARIKAYA

TOKAT 2019

T.C.
TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞI

CAD/CAM VE GELENEKSEL YÖNTEMLERLE ÜRETİLEN SERAMİKLERİN ALT
YAPIYA BAĞLANMA DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ.

Tezin Kabul Ediliş Tarihi: 11/01 /2019

Jüri Üyeleri (Unvanı, Adı Soyadı)

Başkan : Doç.Dr.OĞUZHAN GÖRLER

Üye :Dr.Öğr.Üyesi IŞIL SARIKAYA

Üye : Dr.Öğr.Üyesi YELİZ HAYRAN

İmzası



Bu tez, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulunun 11/12/2018 tarih ve 31.03 sayılı oturumunda belirlenen jüri tarafından kabul edilmiştir.

Dekan V. : Prof. Dr. Mücahit EĞRİ



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI'NA

Bu belge ile, bu tezdeki bütün bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak toplanıp sunulduğunu, bu kural ve ilkelerin gereği olarak, çalışmada bana ait olmayan tüm veri, düşünce ve sonuçlara atıf yaptığımı ve kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

(11/01/2019)

Tezi Hazırlayan Öğrencinin

Adı ve Soyadı

Hande YILDIZ DİLLİ

İmzası



.....

TEŞEKKÜR

Uzmanlık öğrenimim boyunca ve tezimin hazırlanma aşamasında tüm içtenliği ile bana yardımcı olan ve yol gösteren değerli hocam ve tez danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Işıl SARIKAYA'ya;

Gerek klinik gerekse akademik olarak bilgi ve deneyimleri ile uzmanlık eğitimime katkı sağlayan değerli hocalarım Dr. Öğr. Üyesi Bilal HOLOĞLU, Dr. Öğr. Üyesi Kaan YERLİYURT ve Dr. Öğr. Üyesi Yeliz HAYRAN'a;

İstatistiksel analizlerde bana yardımcı olan Gaziosmanpaşa Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı öğretim üyesi sayın Dr. Öğr. Üyesi Osman DEMİR'e;

Bir arada çalışmaktan keyif aldığım tüm asistan arkadaşlarım ve sevgili personelimize;

Hayatım boyunca bana her şartta destek olan, bu günlere gelebilmemde büyük emeği olan canım ailem Fatma YILDIZ, İsmet YILDIZ ve Ata Emre YILDIZ'a,

Üniversite yıllarımdan bu yana her zaman yanımda olan hayattaki en büyük şansım, eşim Mustafa DİLLİ'ye sonsuz sevgi, saygı ve şükranlarımı sunuyorum.

İTHAF

Aileme ithaf ediyorum...



ÖZET

CAD/CAM VE GELENEKSEL YÖNTEMLERLE ÜRETİLEN SERAMİKLERİN ALT YAPIYA BAĞLANMA DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Amaç: Bu çalışmanın amacı porselen veneerlerin, zirkonya kor ve metal alaşımlara olan bağlanma dayanımını iki farklı teknikle değerlendirmektir.

Gereç ve yöntemler: Zirkonyum (IPS e.max ZirCAD, Vita In Ceram YZ) ve Seçici lazer sinterleme (SLS) teknolojisi ile üretilen Co-Cr alaşımı (Eos) materyallerinin her birinden 20 adet (2,5x12x15mm) dikdörtgen örnek, makaslama bağlanma dayanımı testi için hazırlandı. Co-Cr alaşımlı metal (Eos) ve IPS e.max ZirCAD grupları tabakalama tekniği ile veneerlendi (Vita VM13/IPS e.max Ceram). Vita In Ceram YZ grubu ise hızlı katman teknolojisi ile veneerlendi (Vita Mark II). Örneklerin yarısı termal siklus (12.000 siklus, 5-55°C) ile yaşlandırıldı. Tüm örnekler Universal test cihazında makaslama kuvvetine tabi tutuldu. Yük, kırılıncaya kadar 0.5 mm/dk'lık bir kafa hızında uygulandı. Makaslama bağlanma dayanımı testinden sonra kırılan örnekler, hata paternini belirlemek için SEM kullanılarak incelenmiştir. Sonuçlar SPSS 19.0 yazılımı ile istatistiksel olarak analiz edildi.

Bulgular: Örneklerin makaslama bağlanma dayanımı değerleri arasında anlamlı bir fark vardı ($p < 0.05$). Makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin Co-Cr/tabakalama grubunda en yüksek ($27,28 \pm 6,84$), hızlı katman teknolojisinde ise en düşük olduğu belirlendi ($13,38 \pm 5,15$).

Sonuç: Tabakalama tekniği ve metal destekli porselen örnekleri, hızlı katman teknolojisine göre üstün bir bağlanma dayanımı sergilemiştir.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, bağlanma dayanımı, feldspatik seramik, zirkonya



ABSTRACT

EVALUATION OF BOND STRENGTH TO INFRASTRUCTURE OF CERAMICS PRODUCED BY CAD / CAM AND TRADITIONAL METHODS

Aim: The purpose of this study was to evaluate the bonding strength of the porcelain veneer to the zirconia core and base metal alloy with two different techniques.

Material and methods: 20 rectangular (2,5x12x15mm) specimens each of zirconia (IPS e.max ZirCAD), zirconia (Vita In Ceram YZ) and Co-Cr alloy (Eos) fabricated by selective laser melting (SLM) technology were prepared for the shear bond strength test. Co-Cr alloy metal (Eos) and IPS e.max ZirCAD groups veneered with layering technique (Vita VM13 / IPS e.max Ceram). Vita In Ceram YZ group veneered with rapid layered technology (Vita Mark II). Half of the samples were aged with thermal cycling (12,000 cycles, 5-55 °C). All specimens subjected to shear force in a universal testing machine. Load was applied at a crosshead speed of 0.5mm/min until fracture. After shear bond strength test the fractured specimens were examined using SEM to determine the failure pattern. Results were statistically analyzed with SPSS 19.0 software.

Results: There was a significant difference between the shear bond strength values of samples ($p < 0.05$). The shear bond strength values were highest in Co-Cr / layering group ($27,28 \pm 6,84$) and lowest in fast layer technology ($13,38 \pm 5,15$).

Conclusions: Layering technique and metal fused porcelain specimens exhibited superior bonding strength when compared to rapid layer technology.

Key Words: CAD / CAM, bond strength, feldspathic ceramic, zirconia

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ETİK SÖZLEŞME.....	i
TEŞEKKÜR.....	ii
İTHAF (ADAMA)	iii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER.....	vii
TABLolar LİSTESİ.....	xi
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xiii
KISALTMALAR LİSTESİ.....	xv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	5
2.1. DENTAL SERAMİKLERİN TARİHSEL GELİŞİMİ.....	5
2.2. DENTAL SERAMİKLERİN YAPISI.....	8
2.2.1. Dental Porselen Hammaddeleri ve Oksitleri.....	9
2.2.1.1. Feldspar ($K_2OAl_2O_36SiO_2$).....	9
2.2.1.2. Kuartz (SiO_2).....	9
2.2.1.3. Kaolin ($Al_2O_3SiO_2H_2O$).....	10
2.3. DENTAL SERAMİKLERİN SINIFLANDIRILMASI.....	10
2.3.1. Metal Destekli Seramikler.....	11
2.3.2. Tam Seramikler.....	14
2.3.2.1 Dökülebilir Porselen.....	14
2.3.2.2. Fırınlanabilen Porselenler.....	15
2.3.2.2.1. Platin Folyo Üzerinde Fırınlama.....	15

2.3.2.2.2. Cerestore/Alceram.....	16
2.3.2.2.3. Optec HSP.....	17
2.3.2.2.4. Hi ceram.....	17
2.3.2.2.5. Mirage II.....	18
2.3.2.3. Slip Cast Seramikler.....	18
2.3.2.3.1. In-Ceram.....	18
2.3.2.4. Isı ile Preslenebilir Seramikler.....	20
2.3.2.4.1. IPS Empress.....	20
2.3.2.4.2. IPS Empress 2.....	21
2.3.2.4.3. IPS e.max Press.....	21
2.3.2.5. Frezeleme ile üretilen CAD/CAM seramikleri.....	22
2.3.2.5.1. Feldspatik CAD/CAM Cam Seramikleri.....	23
2.3.2.5.2. Mika Esaslı CAD/CAM Seramiği.....	24
2.3.2.5.3. Lösit ile Güçlendirilmiş CAD/CAM Cam Seramikleri.....	25
2.3.2.5.4. Lityum disilikat ile Güçlendirilmiş CAD/CAM Seramikleri.....	25
2.3.2.5.5. Zirkonyum-Oksit ve Lityum Silikat ile Güçlendirilmiş CAD/CAM Seramikleri.....	26
2.3.2.5.6 Nanoseramik.....	27
2.3.2.5.7 PICN (Polimer İnfiltre Seramikler).....	28
2.3.2.5.8. CAD/CAM Uyumlu Polikristal Alümina ve Zirkonya.....	28
2.4. ZİRKONYUM DİOKSİT	31
2.4.1. Zirkonyum Restorasyonlarda Veneer Yapımı.....	34
2.4.1.1. Fırça Yöntemi ile Tabakalama Tekniği.....	34
2.4.1.2. Isı İle Presleme Yöntemi.....	34

2.4.1.3. Güncel Veneer Üretim Teknikleri.....	35
2.4.1.3.1. CAD-on.....	36
2.4.1.3.2. Dijital Veneerleme Sistemi.....	36
2.4.1.3.3. Hızlı Katmanlama Tekniği.....	37
2.4.2. Zirkonyum Veneer Bağlantısı.....	41
2.4.3. Zirkonya-Veneer Seramik Restorasyonlarda Liner Materyalinin Kullanımı.....	42
2.4.4. Zirkonya Yüzey İşlemleri.....	43
2.4.4.1. Kuşlama.....	44
2.4.4.2. Aşındırma.....	45
2.4.4.3. Asit.....	45
2.4.4.4. Primer.....	46
2.4.4.5. Plazma sprey.....	46
2.4.4.6. Porselen İncisi ile Pürüzlendirme.....	46
2.4.4.7 Isı Uygulaması.....	47
2.4.4.8. Tribokimyasal Silika Kaplama Yöntemi.....	47
2.4.4.9. Selektif İnfiltrasyon Dağlama Yöntemi (SIE).....	48
2.5. MATERYALLERİN TERMAL SIKLUS İLE YAŞLANDIRILMASI.....	49
2.6. DENTAL MATERYALLERİN BAĞLANMA DAYANIMININ DEĞERLENDİRİLMESİNDE KULLANILAN MEKANİK TESTLER.....	50
2.6.1. Çekme Testi.....	51
2.6.2. Mikro-Çekme Testi.....	51
2.6.3. Makaslama (Shear) Bağlanma Dayanımı Testi.....	52
2.7. TARAYICI ELEKTRON MİKROSKOBU (SEM).....	52

3.GEREÇ VE YÖNTEM.....	54
3.1. Çalışmamızda Kullanılan Materyaller.....	54
3.2. Kullanılan Materyallerin Özellikleri.....	54
3.3. Deney Gruplarının Oluşturulması.....	57
3.4. Metal Alt Yapıların Hazırlanması.....	57
3.5. Zirkonya Alt Yapılarının Hazırlanması.....	57
3.6. Zirkonya Örneklerin Sinterlenmesi.....	59
3.7. Metal ve Zirkonya Alt yapılara Veneer Porseleni Uygulanması.....	61
3.8. Hızlı Katman Tekniği İçin Üst Yapıların CAD/CAM’de Üretilmesi.....	65
3.9. Hızlı Katmanlama Tekniğinde Veneer Uygulanması.....	66
3.10. Termal Yaşlandırma.....	67
3.11. Bağlanma Dayanımının Ölçülmesi.....	68
3.12. SEM ile Kopma Şekillerinin İncelenmesi.....	69
3.13. İstatistiksel Analiz.....	71
4. BULGULAR.....	72
4.1. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi Bulguları.....	72
4.2. Kırık Tipi Analizi Bulguları.....	77
4.3. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Sonrası Kopma Yüzeylerinin İncelenmesi.....	78
5. TARTIŞMA.....	82
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	97
7.KAYNAKLAR.....	98
8.ÖZGEÇMİŞ.....	125

TABLolar LİSTESİ

Tablo 2.1: Hızlı katmanlama tekniğinde altyapı ve üstyapıların birleştirilmesinde kullanılan rezin simanlar ve özellikleri.....	39
Tablo 3.1: Metal alt yapının özellikleri.....	54
Tablo 3.2: Üst yapı seramiklerinin özellikleri.....	55
Tablo 3.3: Zirkonya alt yapıların özellikleri.....	55
Tablo 3.4: Çalışmamızda kullanılan materyaller, cihazlar ve üreticileri.....	56
Tablo 3.5: Zirkonya alt yapı materyallerinin sinterleme programı.....	60
Tablo 3.6: IPS e max Ceram fırınlama programı.....	64
Tablo 3.7: Vita VM13 fırınlama programı.....	64
Tablo 4.1: Grupların sınıflandırılması.....	72
Tablo 4.2: Metal alt yapı üzerine tabakalama yöntemi uygulanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı değerleri.....	73
Tablo 4.3: Zirkon alt yapı üzerine tabakalama yöntemi uygulanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı değerleri.....	73
Tablo 4.4: Zirkon alt yapı üzerine hızlı katmanlama yöntemi uygulanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı değerleri.....	74
Tablo 4.5: İki faktöre göre bağlanma dayanımı değerlerinin ortalama değerleri ve standart sapmaları.....	74
Tablo 4.6: ANOVA tablosu (İki yönlü varyans analizi).....	75

Tablo 4.7. İkili karşılaştırmalar.....	76
Tablo 4.8. Gruplar arası başarısızlık modları dağılımı.....	77



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 3.1.a. Metal alt yapıların üretimi b. Metal alaşım tozu.....	57
Şekil 3.2.a. Hassas kesme cihazında blokların kesilmesi. b. Hassas kesme cihazı.....	58
Şekil 3.3.a Zımparalama ve parlatma cihazı b. Örneklerin zımparalanması.....	58
Şekil 3.4.a. Dijital kumpas ile örnek boyutlarının ölçülmesi b. Elde edilen zirkonya alt yapı örnekleri.....	59
Şekil 3.5.a. Örneklerin Sinterlenmesi b. Sinterleme Fırını.....	59
Şekil 3.6 Örnek boyutlarının ölçümü.....	60
Şekil 3.7.a. Alt yapıların kumlanması b. Kumlama cihazı.....	61
Şekil 3.8.a. Porselenin tabakalanması b. Porselenin tabakalanması sırasında kullanılan kalıp.....	61
Şekil 3.9.a. IPS e.max Ceram likit ve tozu b. Vita VM13 likiti ve tozu.....	62
Şekil 3.10.a. Üst yapı porseleninin kumpas ile ölçülmesi b. Porselenin fırınlanması....	63
Şekil 3.11.a. Zirkonya-veneer örnekleri b. Metal-seramik örnekleri.....	63
Şekil 3.12. Üst yapının tasarlanması.....	65
Şekil 3.13.a. Vita Mark II blokların kazınması b. Üst yapı boyutlarının ölçülmesi.....	65
Şekil 3.14.a. Asitle pürüzlendirme b. Asit sonrası opak görünüm.....	66
Şekil 3.15.a. Silan uygulaması b. Primer uygulaması.....	66
Şekil 3.16. Adeziv rezin siman.....	67

Şekil 3.17. Veneerlerin alt yapılarına simante edilmesi.....	67
Şekil 3.18. Termal yaşlandırma cihazında örneklerin görünümü.....	68
Şekil 3.19.a. Makaslama testi b. Universal test cihazı.....	69
Şekil 3.20. Vakum cihazı.....	70
Şekil 3.21. Altın ve palladyum kaplama.....	70
Şekil 3.22. SEM cihazı.....	70
Şekil 4.1. Ortalama +/-1 standart sapma grafiği.....	76
Şekil 4.2.a. Mtk örneği SEM x15 b. Mtk örneği SEM x500.....	79
Şekil 4.3. a. Ztk örneği SEM x15 b. Ztk örneği SEM x500.....	79
Şekil 4.4.a. Zck örneği SEM x15 b. Zck örneği SEM x500.....	80
Şekil 4.5.a. Mty örneği SEM x15 b. Mty örneği SEM x500	80
Şekil 4.6.a. Zty SEM x15 b. Zty SEM x500.....	81
Şekil 4.7.a. Zcy SEM x15 b. Zcy SEM x500.....	81

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

CAD/CAM: Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim

Y-TZP: Yitriyum ile stabilize edilmiş tetragonal polikristalin zirkonya

Al_2O_3 : Alüminyum oksit

SiO_2 : Silikon dioksit

SiC : Silikon karbür

Si_3N_4 : Silikon nitrit

MgF_2 : Magnezyum florür

CEREC: Ceramic-Reconstruction (Seramik ile yeniden diş dokusu oluşturma)

$K_2OAl_2O_36SiO_2$: Feldspar

$Al_2O_3SiO_2H_2O$: Kaolin

SiO_2 : Kuartz

$KAlSi_2O_6$: Lösit

$K_2Mg_5SiO_2OF_4$: Tetrasilik flormika kristali

$SiO_2-Al_2O_3-K_2O$: Lösit kristali

MPa: Megapaskal

$Li_2Si_2O_5$: Lityum disilikat kristali

μm : Mikro metre

RNC: Rezin nano seramik

bisGMA: A glisidil metakrilat

TEGDMA: Trietilen glikol dimetakrilat

PICN :Polimer İnfiltrasyon Seramikler

HIP: Sıcak izostatik presleme

t: Zirkonyanın tetragonal fazı

m: Zirkonyanın monoklinik fazı

DVS: Dijital Veneerleme Sistemi

HF: Hidroflorik asit

DMA: Dimetakrilat monomer

HEMA: Hidroksietil metakrilat

4-META: 4-metakriloksietil trimellitik anhidrid

MEPS: Tiofosforik asit metakrilat

TBC: (Tribochemical Silica Coating: Tribokimyasal silika kaplama)

SIE (Selective infiltration-etching: Selektif İnfiltrasyon Dağlama)

SEM: Tarayıcı Elekktron Mikroskobu

SS: Standart sapma

Au: Altın

Pd: Palladyum

MDP: Metakriloiloksidetil dihidrojen fosfat

1. GİRİŞ

Metal destekli seramik restorasyonlar, metal alt yapının sağlamlığı ile seramik bir veneerin estetik görünümünü birleştirir (Shillingburg, Sather ve ark. 2012). Seramik materyalinin makaslama ve çekme streslerine karşı dayanımının yetersiz olması nedeni ile metal bir alt yapı ile desteklenmesi metal-seramik restorasyonların günümüze kadar yaygın olarak kullanılmasını sağlamıştır (Rosenblum ve Schulman 1997). Çok üyeli sabit bölümlü protezlerde 3 yıllık başarısızlık oranları tam sinterlenmiş zirkonyumda %9.6, güçlendirilmiş cam seramiklerde %10.9 ve cam infiltire edilmiş alüminada %13.8 olarak bulunmuştur. En düşük başarısızlık oranı ise metal-seramik restorasyonlarda (%5.6) gözlenmiştir (Pjetursson, Sailer ve ark. 2015). Ayrıca metal-seramik kronların 10 yıllık başarı oranı ise %94 olarak bildirilmiştir (Walton 1999). Ancak metal seramik restorasyonların biyouyumluluk ve estetik özelliklerindeki kısıtlamalar nedeniyle, tam seramik kronların kullanımı yaygınlaşmıştır (Sadowsky 2006). Tam seramik restorasyonlar ağız içindeki dokularla biyouyumlu olması ve korozyona direnci ile metallere göre üstündür. Işığı yansıtma özelliğine sahip olduklarından doğal diş yapısına yakın görünümde dirler (Yavuzylmaz 2005). Fakat tam seramiklerin düşük kırılma ve bükülme dayanımı, sabit protezlerde alt yapı olarak kullanılmalarını sınırlandırmaktadır (Qualtrough ve Piddock 1997).

Yttrium stabilize tetragonal zirkonya poli-kristali (Y-TZP) tam seramik sistemlerde en yaygın kullanılan materyallerden biridir (Sundh, Molin ve ark. 2005). Zirkonyum seramik, yüksek mukavemet ve dayanıklılığından ötürü ilk olarak kalça protezleri için femur başlarının üretiminde kullanılmıştır (Hamadouche ve Sedel 2000). Y-TZP seramik, protetik diş hekimliğinde tek veya çok üyeli sabit protezler için geleneksel metal-seramiklere alternatiftir (Hannink, Kelly ve ark. 2000). Tam seramik

protezlerde tek bir materyal kullanılarak monolitik restorasyonlar üretilebilmektedir. Aynı zamanda porselen veya farklı cam seramikler gibi estetik materyaller ile yüksek dayanıma sahip polikristalin zirkonya seramiklerin birleştirilmesiyle çok tabakalı restorasyonlar da üretilebilmektedir (Sundh, Molin ve ark. 2005, Miyazaki, Nakamura ve ark. 2013) Bununla birlikte, zirkonya ve veneer tabakası arasında yeterli bağ kuvvetinin elde edilmesi zordur ve veneer seramiklerde gelişebilen kırıklardan dolayı genel olarak arayüzde klinik başarısızlık meydana gelir (Saito, Komine ve ark. 2010, Schmitter, Mueller et al. 2012).

Metal destekli restorasyonların tersine, zirkonya-veneer restorasyonları için chipping tarzı kırık şeklindeki başarısızlık oranlarının anlamlı olarak daha yüksek olduğu bulunmuştur. 5 yıl içinde %36 (Molin and Karlsson 2008) veya 10 yıl içinde %32'ye varan (Sax, Hämmerle ve ark. 2011) başarısızlık oranları bildirilmiştir. Chipping kırıklarının birçoğu fonksiyon ve estetiği etkilemez ve hasta restorasyonu kullanmaya devam edebilir (Anusavice 2012). Fakat daha ciddi kırıklar genellikle restorasyonun değiştirilmesine neden olmaktadır.

Metal veya seramik alt yapılar üzerine veneer yapıların sinterlenmesinde başarının anahtarı, optimal, mekanik olarak stabil bir bağlantı elde etmektir. Alt yapının pürüzlendirilmesi yoluyla mikro-retantif bir kenetleme sağlansa da, çoğunlukla kimyasal kuvvetler veneer ve kor arasındaki iyi bir bağlanma sağlar (Lohbauer, Scherrer ve ark. 2017). Başka farklı etkenler; veneer materyali, veneerleme tekniği, termal genleşme katsayısı uyumsuzluğu, fırınlama sayısı, liner uygulaması ve sinterleme sonrası soğutma oranı porselen/zirkonya bağlanma dayanımını etkileyebilir (Komine, Strub ve ark. 2012). Ayrıca veneer porselenin alt yapı tasarımı ve kalınlığının dikkate alınması gerektiği ileri sürülmüştür (Kirsten, Parkot ve ark. 2014).

Üst yapı ve alt yapının bağlanmasında önemli faktörlerden biri olan alt yapının veneerlemesi için çeşitli teknikler önerilmiştir. Geleneksel olarak, zirkonya kor, tabakalama tekniği vasıtasıyla manuel olarak kaplanıp fırınlanmaktadır (Zaher, Hochstedler ve ark. 2017). İkinci olarak veneerleme yöntemini kolaylaştıracak kayıp mum tekniğine dayanan ısıyla presleme yöntemi de uygulanmaktadır. Böylelikle iç kusurların varlığı en aza indirgenmektedir. Veneer ile kor materyali arasındaki islanabilirlik artışı ile birlikte bağlanmanın iyileştirilmesine katkıda bulunmaktadır (Vidotti, Pereira ve ark. 2013).

Son yıllarda, CAD/CAM sistemleri sadece alt yapı üretimi için değil aynı zamanda üst yapılar için de kullanılmaktadır (Kanat Ertürk, Çömlekoğlu ve ark. 2015). “File splitting” olarak adlandırılan teknikte, zirkonya alt yapı ve veneer seramiği, CAD yazılımı ile birlikte tasarlanır. CAM üniteleri vasıtasıyla milleme işlemi sonrasında iki parça, üreticisine bağlı olarak ya bir cam-seramik (Kanat, Çömlekoğlu ve ark. 2014) ya da bir rezin siman kullanılarak birleştirilir (Borba, de Araújo ve ark. 2011). Bu yöntem teknisyenle ilgili hatalara neden olabilecek laboratuvar işlemlerinin sayısını azaltmakta ve sabit protezler daha hızlı üretilebilmektedir (Sim, Lee ve ark. 2016). Bununla birlikte, zirkonya kor/veneer arayüzünde farklı veneer teknikleri arasındaki bağ kuvvetini karşılaştırmak için literatürde az sayıda çalışma mevcuttur.

Çalışmamızda CAD/CAM ve geleneksel yöntemlerle üretilen üst yapı seramiklerinin alt yapıya bağlanma dayanımlarının karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi amacıyla farklı alt yapı materyalleri ve veneer seramikleri kullanılarak üretilen örnekler termal siklus ile yaşlandırma işlemi uygulandıktan sonra makaslama testi yapılmış ve sonuçlar incelenmiştir.

Çalışmamızın birinci hipotezi CAD/CAM ve geleneksel yöntemlerle üretilen üst yapı seramiklerinin alt yapıya bağlanma dayanımlarını arasında fark yoktur şeklinde kurulmuştur. İkinci hipotezimiz ise termal yaşlandırma uygulanan ve uygulanmayan farklı alt yapı materyalleri ve veneer seramikleri kullanılarak üretilen örnekler arasında bağlanma dayanımı arasında fark yoktur şeklinde kurulmuştur.



2. GENEL BİLGİLER

Günümüzdeki tanımıyla seramik, metal ve ametal olmayan inorganik malzemelerden üretilen ürünlerdir (Sakaguchi ve Powers 2012). Örneğin, yaygın seramiklerden bazıları alüminyum oksit (veya alümina, Al_2O_3), silikon dioksit (veya silika, SiO_2), silikon karbür (SiC), silikon nitrit (Si_3N_4), çimento ve camdır. Porselenler ise birbirleri içinde çözünmeyen elementlerin düşük ısıda eriyerek şekillendiği seramik materyali olarak tanımlanır (Callister Jr ve Rethwisch 2012).

Mekanik davranışlar açısından, seramik malzemeler metallere karşılaştırılabilir sertliğe ve dayanıma sahiptir. Öte yandan, kırılmaya karşı oldukça duyarlıdır. Bu malzemeler tipik olarak ısı ve elektrik geçişinde izolatiftir; yani, düşük elektriksel iletkenliğe sahiptir, metallere ve polimerlere kıyasla yüksek sıcaklığa ve sert çevrelere karşı daha dirençlidir. Optik özelliklerine bakıldığında ise seramikler şeffaf, yarı saydam veya opak olabilirler (Callister Jr ve Rethwisch 2012).

2.1. DENTAL SERAMİKLERİN TARİHSEL GELİŞİMİ

Diş hekimliği M.Ö.1. yüzyıldan 18. yüzyıla kadar hemen hemen hiç gelişmemiş olarak kaldı. 18. yüzyılda yapay dişlerin aday malzemeleri insan dişleri, insan dişlerinin boyut ve şekline göre oyulmuş hayvan dişleri, fildişi ve nihayetinde "mineral" veya porselen dişler olmuştu. Bu dönemde az bulunan maliyetli insan dişleri dışında suni diş materyalleri mekanik özellikleri ve biyolojik istikrarı temel alınarak seçildi (Kelly, Nishimura ve ark. 1996). "Modern diş hekimliğinin kurucusu" olarak tanınan Pierre Fauchard sabit bölümlü protezler alanında çalıştı. Sabit bölümlü yapay dişleri korumak için dişlerin köklerine vidalanmış "tenons" adı verilen çiviler veya pivotları kullanan ilk

kişiydi (Johnson 1959). 1774 yılında Paris’li eczacı Alexis Duchateau ve diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant ile birlikte ilk porselen yapay dişleri kendisi için üretmiştir (Kelly, Nishimura ve ark.1996). De Chemant çalışmalarını İngiltere’de Josiah Wedgwood isimli bir bilim adamı ve porselen üreticisi ile devam etmiştir. İki araştırmacı yüksek ısılarda pişirme teknikleri geliştirmek için birçok laboratuvar deneyleri yapmışlardır. Çinliler’in formülü ilk olarak Paris’te denenmiş ve İngiltere’de çalışmalar devam etmiştir. Amerika ise 30-40 yıl sonra 1817’de Paris’de eğitim görmüş Peale ve 1830 yıllarında Stokton sayesinde porselen dişlerle tanışmıştır (Jones 1985). Bilinen ilk kişisel seramik restorasyonların tarih kayıtları 1837 yılına, Murphy’nin bilimsel tezine dayanmaktadır (Wildgoose, Johnson ve ark. 2004). O dönemde yapılan porselen dişler total protezlerde kullanılan dişlerdi ve bu renk değiştirmeyen, koku oluşturmeyen dişler, popülerlik kazanmış ve karikatürlere konu olmuştu (Wildgoose, Johnson ve ark. 2004).

1890’lı yıllarda dental seramiklerin sabit protezlerde kullanımıyla seramikler yeni bir gelişim sürecine girmiştir. 1885’te Logan porselenin platin bir post ile kaynaştığı Richmond kronunu tanıtmıştır. Platin matriks üstüne feldspatik porseleni işleyen Dr. Charles Land, inley ve kronları geliştirdikten sonra 1889 yılında jaket kron patentini almıştır (Tylman 1965). Seramik malzemelerin nispeten yüksek mukavemet ve estetik özellikleri bu son derece estetik ve doğal görünümlü restorasyonlara talebi arttırmıştır.

1960’lı yıllarda metal-seramik restorasyonlara uygun porselenler tanıtılmıştır. (Kelly 1997). Alüminyum kor ve kaplama porselenlerinin gelişimi ise ilk kez 1965’te tanımlanmıştır (Denry 1996). Southan ve Jorgensen, tam porselen kronun yapımı sırasında porselenin platin folyoyu ısıtmasındaki zorluklardan dolayı ısıya dayanıklı day modelini ilk kez 1972 de Hi-ceram alümina porselenini fırınlayarak kullanmışlardır (Yavuzylmaz, Turhan ve ark. 2005). Bu sistemde revetman üzerinde oluşturulan

seramiğin pişirilmesiyle birbirine yaklaştırılmış porselen partiküllerinin kaynaşması yani 'sinterleme' söz konusudur (Başbuğ and Gözneli 2012).

Dental seramikler önceden genellikle sinterleme ile üretilirken, 1980'lere gelindiğinde yüksek teknolojili seramik materyaller için kullanılan üretim teknikleri uygulanmıştır. Sonrasında cam seramikler, slip-cast seramikler ve ısı ile preslenebilen seramikler geliştirilmiştir (Denry 1996). 1983'de Grossman, tarafından piyasaya sürülen ilk dökülebilir seramik sistemi % 45 cam, % 55 tetrasilik mika içeriği ile Dicor (Dentsply, ABD) sistemidir. MgF_2 içeren cam levha bloklar halinde kullanıma sunulmuştur ve kayıp mum tekniği ile kullanılmaktadır. Dicor cam porselen, $1370^{\circ}C$ 'de refraktör day içerisinde santrifüj tekniği ile dökülür (Denry 1996). Isı ile preslenebilen porselen sistemleri ise ilk olarak 1983 yılında Zürih Üniversitesi'nde geliştirilmiştir (Kelly, Nishimura ve ark. 1996). Preslenebilir porselenler; üretim kolaylığı, üstün mekanik ve optik özellikleri sayesinde en popüler ürünlerdendir. IPS Empress 1986 yılında Ivoclar firması (Almanya) tarafından ticari olarak piyasaya sürülmüştür (Kelly, Nishimura ve ark. 1996). Yapısında feldspatik porselen ve lösit kristalleri bulunur. IPS Empress seramik çekirdeklerinin mikro yapısı oldukça yoğundur Lösit kristalleri yaklaşık olarak 1-3 μm büyüklüğündedir. IPS Empress'in üstün estetik özellikleri vardır, ancak dayanıklılığının düşük olması köprü restorasyonlarının yapımına izin vermemektedir (Myers, Ergle ve ark. 1994). IPS Empress II, lityum disilikat (SiO_2-LiO_2) ve lityum ortofosfat içeren bir kor seramiğidir. IPS Empress sisteminin dayanımının bazı yerlerde yetersiz kalması nedeni ile 1998 yılında IPS Empress 2 sistemi geliştirilmiştir (Datla, Alla ve ark. 2015).

Teknolojik gelişmelerle birlikte yeni seramik tipleri ve sistemleri üretilirken, seramiklerin kullanım alanı da genişlemiştir. Hastaların estetik beklentilerine daha uygun olan tam seramik restorasyon sistemleri bilgisayar destekli sistemler tarafından

üretilmeye başlanmıştır (Başbuğ ve Gözneli 2012). 1970'lerde Duret ve Preston'un öncülüğünde CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) sistemi, diş hekimliğinde sabit protetik restorasyonların üretiminde kullanılmaya başlanmıştır (Duret ve Preston 1991). 1980'lerde ise Moermann'ın çalışmaları sonucunda CEREC (Ceramic-Reconstruction) sistemi geliştirilmiştir (Mormann 1989). Bu uygulama yenilikçi olmakla birlikte inley ve okluzal restorasyonların üretimi ile sınırlıydı. CAD/CAM'in teknik terimi, diş hekimliğinde CEREC sisteminin dünyaya tanıtımı ile popüler hale geldi. Sistemin yenilenmesi ile hem klinik hem de laboratuvar ortamında, yalnızca inley ve onleyler değil kron ve köprü restorasyonları da üretilebilmektedir (Mormann 1989). CAD/CAM teknolojisindeki 3. sistem Dr. Andersson'un 1993'te geliştirdiği Procera sistemidir (Andersson, Razzoog ve ark. 1998). Procera sistemini temel alan ağa bağlı CAD/CAM sistemleri, özellikle yüksek mukavemetli seramik alt yapıların üretimi için dikkatleri üzerine çekmiştir. Ağ ve uydu bağlantılı dijital dönüştürücülerle tam seramik restorasyonların alt yapılarının üretimini gerçekleştirmiştir. Uyduda dijital hale getirilen alt yapı için veriler online olarak bir işleme merkezine aktarılmaktadır (Russell, Andersson ve ark. 1995, Andersson, Razzoog ve ark. 1998). Sonraki yıllarda ise posteriorda köprü yapımına da izin veren zirkonyum oksit bazlı Cercon, Lava CAD/CAM gibi sistemler geliştirilmiştir (Wildgoose, Johnson ve ark. 2004).

2.2. DENTAL SERAMİKLERİN YAPISI

Dental seramikler oksijen ile bir veya daha çok metalik veya yarı metalik element bileşiklerini içeren metalik olmayan inorganik yapılardır (Anusavice, Shen ve ark. 2013).

Yapıları dört köşenin her birinde O (oksijen) anyonlarıyla birlikte her bir tetrahedronun merkezinde Si (silisyum) katyonlarının konumlandığı tetrahedra zincirleri ile karakterize edilir (Anusavice, Shen ve ark. 2013). Na^+ , K^+ ve Ca^+ gibi metal iyonlar silika tetrahedranın (SiO_4), Si-O ağını parçalayıp amorf iki boyutlu bir yapı oluşturduğu zaman camsı faz oluşur. Vitröz (camsı) faz temel olarak %65 SiO_2 ve %15 Al_2O_3 içerir. Fazın geri kalanı potasyum, sodyum ve lityum oksitleri ile borik oksitten oluşur. İçerik maddeler karıştırılır ve vitröz fazı oluşturma için yüksek bir sıcaklıkta pişirilir. Ergime sırasında feldspar; silika, kaolin veya camın dış katmanları ile reaksiyona girerek partikülleri birleştirir. Eriyik kitle suda soğutulur ve öğütülerek ince toz haline getirilir. Renklendirme veya güçlendirme etkilerini elde etmek amacıyla opaklaştırıcı, metal oksit ve kristalin alümina ilavesi için toz haline getirme işlemi tekrarlanabilir (Fraunhofer 2013).

Dental porselenler minimal kaolin içerir ve gerçek dental camlardır. İçeriğin feldspar ile eritilmesiyle elde edilen porselen “feldspatik porselen” olarak adlandırılır.

2.2.1. Dental Porselen Hammaddeleri ve Oksitleri

2.2.1.1. Feldspar ($\text{K}_2\text{OAl}_2\text{O}_36\text{SiO}_2$)

Temel fazı oluşturur. Yaklaşık 1290°C 'de eriyerek camsı hale gelir fakat şeklini korur. Seramiğin pişirilmesi sırasında diğer bileşenleri bir arada tutar. Yüksek fırınlama büzülmesi gösterir. Kristal opak bir madde iken ısıtıldıktan sonra camsı ve yüksek viskoziteli, parlak bir madde halini alır. Seramiğe yarı şeffaflık verir (Zaimoğlu, Can ve ark. 1993, Fraunhofer 2013)

2.2.1.2. Kuartz (SiO_2)

Silika yapısında olup matriks içerisinde doldurucu görevi yapar, pişirme sonucu meydana gelebilecek büzölmeleri önler. Sahip olduğu üç boyutlu tetrahedra ağı nedeniyle amorf, yüksek ergime noktalı camı (erimiş silika) oluşturur. Yüksek sıcaklıkta silikanın dağınık faz oluşturmasıyla feldspara bağlanması gerçekleşir. Erime ısısı yüksek olduğu için pişirme sırasında restorasyonun şeklini korumasına yardım eder (Zaimoğlu, Can ve ark. 1993, Fraunhofer 2013).

2.2.1.3. Kaolin ($Al_2O_3SiO_2H_2O$)

Düşük miktarda ilave edilerek porselene opaklık verir ve matriks oluşumuna katılır. Erime noktası 1750°C üzerindedir. Yüksek ısıya maruz kaldığı zaman kuartz partiküllerin iskeletine yapışır ve önemli derecede büzölür. Su ile karıştırıldığında yapışkanlaşır. Ve böylece kron yapımında işlenebilir bir kitle oluşur (Zaimoğlu, Can ve ark. 1993, Fraunhofer 2013).

Metal oksitler: Titanyum (Ti), magnezyum (Mg), demir (Fe), kobalt (Co), bakır (Cu), nikel (Ni) gibi yüksek ısıya dayanıklı metal oksitlerin küçük miktarlarda ilavesi porselene renk verir (Fraunhofer 2013).

2.3. DENTAL SERAMİKLERİN SINIFLANDIRILMASI

Diş hekimliği seramikleri yapım tekniklerine göre şu şekilde sınıflandırılabilir;

1. Metal Destekli Seramikler

2. Tam Seramikler

- Fırınlanabilen Seramikler

- Dökülebilen Seramikler
- Slip-Cast Seramikler
- Preslenebilen Seramikler
- Frezeleme ile Üretilen Seramikler

2.3.1. Metal Destekli Seramikler

Metal-seramik sistemler, sabit dental restorasyonların üretiminde 1960'lardan beri kullanılmaktadır. Metal-seramik restorasyonlar, metal bir kor üzerine en az iki seramik tabakanın pişirildiği bir yapıyı içerir (McLean 2001, Sakaguchi ve Powers 2012). Dental porselenler, doğal görünümlü bir restorasyon elde edebilmek için metallere bağlanmaktadır. Metal destekli restorasyonlarda kullanılan bu porselenler, 1950'lerde, feldsparın termal ekspansiyon katsayısını, altın alaşımlarının değerlerine ($13-14 \times 10^{-6}$) uyumlu hale getirmek suretiyle geliştirilmiştir (Craig ve Powers 1989, O'Brien 2002, Sakaguchi ve Powers 2012).

Yaygın olarak feldspatik porselen olarak adlandırılan metal-seramik restorasyonlar için veneer seramikleri genellikle lösit bazlıdır. Feldspar türevli cam, tek başına $8.6 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{K}$ civarında düşük bir termal genişleme katsayısı sergiler (McLean 2001). Feldspatik porselene lösit ilavesiyle metal alt yapı ile uyumlu bir termal genişleme katsayısına sahip veneer seramiği elde edilmiştir. Lösit (KAlSi_2O_6) oda sıcaklığında tetragonal bir yapı gösterir. 625°C 'de %1.2'lik bir hacim genişmesi ile birlikte tetragonalden kübik faza geçen bir potasyum alumino-silikattır. Bu, yüksek bir termal genişleme katsayısına (20 ila $25 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{K}$) neden olur (McLean 2001).

Feldspatik porselenler, genellikle %15 ila %25 arasında l s t içerir (Denry ve Holloway 2010). Bu miktar, porselenin termal büzülme katsayısının, hafif bir sıkıştırma altında seramik yerleştirmek için metalinkinden biraz daha az olacak şekilde ayarlanmıştır. Dental restorasyonlar için veneer seramikleri, nihai ürünün gözenekliliğini azaltmak için vakum altında klasik olarak sinterlenir (Denry ve Holloway 2010).

Metal ile kuvvetli bir bağ elde etmek için belirli koşulların karşılanması gerekir. Porselen, metal yüzeyini ıslatmalı ve termal genleşme ve büzülmeden kaynaklanan gerilmeler, porselenin gerilme mukavemetini aşmamalıdır. Metal alaşımlar yüksek sıcaklık stabilitesine sahip olmalı ve porselen bağlama için ince film oksitleri üretmelidir (Craig ve Powers 1989, Bagby, Marshall ve ark. 1990, McLean 2001, O'Brien 2002, Sakaguchi ve Powers 2012). Bu nedenle metal alt yapı öncelikle bir  n ısı uygulamasına tabi tutularak yüzeyin oksitlenmesi sağlanır. Böylece porselen, metal yüzeyini daha iyi ıslatacak ve yapışmayı güçlendirecektir. Ancak aşırı oksit üretimi bazen nikel-krom alaşımları kullanıldığında meydana geldiği gibi zayıf bir bağ oluşturabilir (McLean 2001). Daha sonra opak tabaka oksitlenmiş metal alt yapının koyu görünümünü maskeleyerek için uygulanır. Bu ince tabaka aynı zamanda metal-seramik bağlantısına katkıda bulunur. Opak porselen yaklaşık %15 kalay oksit, zirkonyum oksit veya titanyum dioksit içerir. Opak tabakanın üzerindeki ana tabaka, gövde veya dentin tabakasıdır.  nsizal veya mine porseleni olarak adlandırılan daha saydam porselen ise kronlara doğal bir yarı saydamlık kazandırır (O'Brien 2002, Sakaguchi ve Powers 2012). Restorasyon, gleyz uygulandıktan sonra renk olarak kararlı; doku dostu, biyolojik olarak inert ve kimyasal olarak dayanıklı hale gelmektedir (Sakaguchi ve Powers 2012).

Genel olarak porselen restorasyonlar, porselen tozunun distile su veya özel sıvılar ile karıştırılıp macun kıvamında bir metal döküm veya bir platin folyo matrisine k  k

bir fırça ile uygulanmasıyla oluşturulur. Macunun her katmanı eklendiğinde, suyun çoğu bir vibratör ve emici kağıt mendille çıkarılır. Bu adım, porselene mukavemet sağlar ve yoğunluğunu artırır. Her tabaka inşa edildiğinde porselen pişirilir. Son olarak nemli porselen, önce kalan suyu çıkarmak için fırının önünde kurutulur ve daha sonra vakum altında fırınlanır. Porselen ısıtıldığında bitişik parçacıklar “sinterleme” adı verilen bir işlemden bir araya gelirler. Sinterleme sırasında yüzey enerjisinin bir sonucu olarak porselen tanecikleri birbirleriyle temas halinde akış yoluyla bir araya gelirler (O'Brien 2002).

Metal seramik restorasyonlarda metal alt yapıların üretim yöntemleri aşağıdaki gibi sınıflandırılmaktadır.

- Konvansiyonel döküm yöntemi
- Hızlı üretim yöntemleri
 - Eksiltmeli hızlı üretim yöntemi (CAD/CAM yöntemi)
 - Eklemeli (tabakalı) hızlı üretim yöntemi (rapid prototip)

Eklemeli üretim yöntemleri ise litografi, seçmeli lazer eritmesi, elektron ışınıyla eritme, seçmeli lazer sinterleme, direkt metal lazer sinterleme ve ergitme, elektron ışınıyla serbest şekil verme, lazerle tasarlanmış net şekillendirme ve direkt metal depozisyonu olarak sıralanabilir (Santos, Shiomi ve ark. 2006).

Konvansiyonel yöntemlerde iskelet altyapıların üretiminde revetman, döküm, tesviye ve polisaj işlemleri çok zaman almaktadır. CAD/CAM’de ise metal alt yapıların milling işlemi ile üretilmesi esnasında çok fazla malzeme israfı olmaktadır (Van Noort 2012). Metal blokların frezelenmesi zor ve zaman alıcıdır. Aynı zamanda milling için

freze ekipmanları kolayca yıpranmaktadır. Bu dezavantajların önüne geçen lazer sinterleme teknolojileri ile kısa zamanda yüksek dayanıklılığa sahip kompleks geometrilerdeki metal altyapılar elde edilebilir (Kruth, Mercelis ve ark. 2005, Azari ve Nikzad 2009).

2.3.2. Tam Seramikler

Gelişmiş kırık direncine ve mükemmel estetik kabiliyete sahip seramiklerdeki son gelişmeler ve CAD/CAM'deki yenilikler, tam seramik restorasyonların kullanımında önemli bir artış sağlamıştır (Anusavice, Shen ve ark. 2013). Tam seramikler metal destekli restorasyonlarda olduğu gibi sinterleme ile üretilebilirken ısı-presleme, slip-cast ve CAD/CAM gibi farklı üretim teknikleri ile de üretilebilir. Eş zamanlı olarak, tam seramik malzemeler mekanik açıdan giderek daha iyi performans göstermektedir (Denry 1996, Denry ve Holloway 2010).

2.3.2.1 Dökülebilir Porselen

Dökülebilir porselen sistemler, kayıp mum tekniği ile eritilmiş cam seramiğin santrifüj yardımıyla dökülmesi yoluyla üretilir. Tek anterior ve posterior kronlar için endikedir. Tijenerek revetmana alınan mum modeller, düşük ısılarda eritilerek revetmandan uzaklaştırılır ve degazing işlemi yapılır. Isıtılan revetman porseleni, motorlu santrifüj döküm makinesinde dökülür (Yaluğ ve Nalbant 1998). İki çeşit dökülebilir porselen sistemi bulunmaktadır. İlk döküm cam porselen 1983'te Grossman tarafından piyasaya sürülen, tetrasilik flormika kristalleri ($K_2Mg_5SiO_2OF_4$) içeren Dicor (Dentsply International, York, ABD) adındaki porselenlerdir (Johnson, Shareef ve ark. 1998). Diğer

dökülebilir porselen Hobo ve Iwata tarafından 1985 yılında geliştirilen Cera Pearl (Cera Pearl; Kyocera Corp, Kyoto, Japonya) adındaki apatit porselendir (Hobo ve Iwata 1985, Kwiatkowski 1990). Doğal diş yapısını taklit edebilen sentetik hidroksilapatit kristallerinden oluşmaktadır. Dökülebilir cam porselen 1360°C, dökülebilir apatit porselen ise 1460°C’de dökülür. Kristalizasyon için, dökülebilir apatit porselen 870°C’de 12 saat, dökülebilir cam porselen ise 1070°C’de 6 saat tutulur (Uno, Kasuga ve ark. 1991). Fakat dökülebilir cam seramiklerde bu durum, döküm ve takiben kristalizasyon işlemi, mikro pöröz ve homojen olmayan bir yapıya neden olur. Bu nedenle fazla miktarda seramik büzülmesi gerçekleşir (Studer, Lehner ve ark. 1998). Ağızda tekrar kontrol edildikten sonra uygun efekt ve boyama işlemleri yapılarak gleyz uygulanır. Pahalı ekipman gerektirmektedir ve başarı oranlarının düşük olması sebebiyle günümüzde kullanılmamaktadır (Malament ve Socransky 1999).

2.3.2.2. Fırınlanabilen Porselenler

2.3.2.2.1. Platin Folyo Üzerinde Fırınlama

Bu yöntemde alçı modeldeki refraktör day üzerine platin folyo uyumlanır. Kullanılan folyo kalınlığı 0.025mm ile 0.05mm arasında değişmektedir. Bunun üzerine Al_2O_3 veya MgO ile güçlendirilmiş kor hamuru yerleştirilerek kondanse edilir. Kor üzerine ise geleneksel feldspatik porselen veneerlenir ve restorasyon bitirilir. Alüminöz porselen kor yapımı için ilk ticari ürün "Vitadur N" adı altında kullanıma sunulmuştur (Odén, Andersson ve ark. 1998, Coşkun ve Yaluğ 2002).

Platin folyo tekniği kullanılarak hazırlanan diğer bir porselen Magnezyum kor seramiği, 1985 yılında O'Brien tarafından deneysel bir materyal olarak geliştirilmiştir

(Piddock ve Qualtrough 1990). Yüksek ısıl genleşme katsayısı ($14.5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$), metale ($13.5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) bağlanması için tasarlanmış gövde ve insizal porselenleri ile eşleşir. Magnezyum kor materyali platin folyo tekniğinin bir modifikasyonu ile 2050°F (1121.1°C)'da fırınlanır. Magnezyum silika camı ile reaksiyona girer. Bu işlem, forsterit (Mg_2SiO_4) oluşumuna yol açar. Bekleme süresine bağlı olarak çeşitli miktarlarda ince forsterit kristallerinin çökmesi, önerilen kuvvetlendirme mekanizmasıdır. İşlem sonunda platin folyo çıkartılarak iç yüzeyin gleyz işlemi yapılır. Magnezyum kor gleyz ile önemli ölçüde güçlendirilir (Denry 1996).

Platin folyo ile güçlendirilmiş ilk kron sistemi, 1976'da McLean ve Sced tarafından geliştirilmiştir (McLean 2001). Bu sistemde, folyonun yüzeyi $2,0 \mu\text{m}$ kalay ile kaplanmıştır. Kalay kaplamanın oksidasyonu porselenin bağlanmasını arttırmıştır. Bu sistem Vita-Pt ticari adıyla pazarlanmıştır (McLean 2001). 1980'lerde bir dizi folyo sistemi piyasaya sürülmüştür. Bunlar Renaissance (Williams Gold Refining Co, ABD), Flexobond (Elephant Edel-metale, Hollanda), Platideck (Schone Edel-metale, Degussa, Hollanda) Sunrise, sistemleridir (Griggs 2007).

2.3.2.2.2. Cerestore/Alceram

Wall ve Cipra'ya göre Sozia ve Riley tarafından 1983 yılında ilk büzülmesiz tam porselenler (Cerestore) geliştirilmiştir (Wall ve Cipra 1992). $\%65-70 \text{Al}_2\text{O}_3$, $\%8-10 \text{MgO}$ (MgAl_2O_3) içermektedir. Epoksi day üzerinde enjeksiyonla şekillendirme teknolojisi kullanılarak oluşturulan bir sistemdir. Bu opak alüminöz kor, geleneksel felspatik porselen ile kaplanmaktadır. Magnezyum oksitin (spinell) hacim kontrolü için alüminyum oksite eklenmesi, ideal bir marjinal uyum sağlar. Ancak, bu büzülmesiz tam

seramik sistemi, 89 ± 13 MPa'lık düşük bir bükülme dayanımı göstermiştir. Bunun sonucunda başarısızlık oranlarında artış meydana gelmiştir (Studer, Lehner ve ark. 1998, Coşkun ve Yaluğ 2002).

2.3.2.2.3. Optec HSP

1990 yılında geliştirdi ve ticari bir ürün olan OPTEC HSP tanıtıldı (Liu, O'Brien ve ark. 1990). Optec HSP materyali (Jeneric, Pentron Inc., ABD), %45'e kadar tetragonal lösit içeren bir feldspatik porselendir. Bir kor materyali değildir. Folyo veya refraktör day model üzerinde yapılabilir. Optec HSP porseleni, geleneksel metal destekli seramikler ile kullanılan feldspatik porselen ile karşılaştırıldığında lösit içeriği daha fazladır. Bu nedenle yüksek bir çekme ve basma direncine sahiptir. Ancak materyaldeki yüksek orandaki lösit, bir dezavantaj olarak yüksek termal büzölmeye yol açar (Denry 1996).

2.3.2.2.4. Hi ceram

Alümina, yüksek elastisite modülüne (350GPa) ve yüksek kırılma tokluğuna (3,5 ila 4MPa) sahiptir. Benzer termal genişleme katsayısına sahip camsı bir matris içindeki dağılımı, korun önemli ölçüde güçlendirilmesini sağlar. 1965 yılında Mclean tarafından geliştirilen ilk alüminöz kor porselenleri ağırlıkça %40 ila %50 alümina içermektedir. Kor, bir platin folyo üzerinde pişirilerek daha sonra üzerine feldspatik porselen ile veneerlenmekteydi (Sakaguchi ve Powers 2012). Hi-Ceram (Vident, Baldwin Park, Kaliforniya, ABD) bu tekniğe göre daha yeni bir yöntem ile üretilmektedir. Alüminöz kor porselen doğrudan refraktör day üzerine fırınlanmaktadır (Wall ve Cibra 1992).

Geleneksel Alümina kor yapısına benzer, ancak %70 oranında alümina içerir. Bunun yanında, diğer tam porselen sistemlerine göre daha fazla adım gerektirir. Son

fırınlamadan sonra aşındırıcılarla day materyali kromdan uzaklaştırılırken kenar uyumu bozulabilir. Partiküller arasında homojenite sağlanamaması sonucu pörözite olabilir (Wall ve Cipra 1992, Denry 1996).

2.3.2.2.5. *Mirage II*

Mirage II (Chamaeleon Dental, Kansas City, ABD) tetragonal zirkonya liflerinin dahil edildiği geleneksel bir feldspatik porselendir. Yttrium ile stabilize zirkonyaların geleneksel bir feldspatik porselene ilavesinin, kırılma tokluğu, dayanımı ve termal streslere karşı direncine önemli gelişmeler sağladığı gösterilmiştir (Denry 1996). Bununla birlikte, saydamlık ve füzyon sıcaklığı gibi diğer özellikler, olumsuz yönde etkilenebilir. Bu zirkonya takviyeli feldspatik diş porseleninin (Mirage II) bükülme dayanımı geleneksel feldspatik porselenden anlamlı olarak farklı olmadığı belirtilmiştir (Seghi, Denry ve ark. 1995, Friedl, Hiller ve ark. 1998).

2.3.2.3. *Slip Cast Seramikler*

2.3.2.3.1. *In-Ceram*

Dental restorasyonları için slip cast seramikler 1990'larda tanıtıldı. Bu yöntemin diş hekimliğinde kullanımı, cam infiltrasyonu için üç ürünle sınırlanmıştır. Bunlar In-Ceram Alümina (Vita Zahnfabrik, Almanya), In-Ceram Spinell (Vita Zahnfabrik, Almanya) ve In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik, Almanya)'dır (Griggs 2007). In-Ceram Alümina porseleni, üç boyutlu olarak birbirleriyle penetrasyon gösteren, alümina ve cam denilen iki faz içermektedir. Bu sistemde kor materyaline yüksek direnç sağlayan,

1-5µm gren boyuna sahip alüminyum oksit kristalleri kullanılır. Slip, bir akışkan içinde (genellikle su) asılı bir düşük viskoziteli sıvının veya seramik tozu parçacıklarının bir karışımına denir. Alümina kristallerinin su içindeki süspansiyonuna da "slip" adı verilir. Alümina içerikli slip alçı day üzerine sürülür. Alçı suyu emer ve day üzerinde 0,5mm kalınlığında alümina tabakası kalır. 1200°C' de yaklaşık 2 saat fırınlanır. Bu olaya "slip-casting" denir (Wall ve Cipra 1992, Griggs 2007, Fraunhofer 2013). Üretilen gözenekli alt yapıya daha sonra 960°C ikinci fırınlamada lantan bazlı bir cam infiltre edilerek, camın tüm pöröz boşluklara kılcal hareketle akması sağlanır. Bu sayede biri camsı fazdan ve diğeri kristalin altyapıdan olmak üzere birbiri içine geçen sürekli ağlar üretilmektedir (Denry ve Holloway 2010, Fraunhofer 2013). Sonuçta oluşan sinterlenmiş alümina kor seramik, alüminöz porseleninkinden 3 kat ve güçlendirilmemiş porselenden 4-5 kat daha fazla bükülme dayanımına sahiptir (Fraunhofer 2013). Son olarak kor materyalinin üzeri yüzey porseleni ile kaplanarak restorasyon bitirilir.

Saf alüminanın yerine magnezyum alüminat spinel içeren korlar In-Ceram Spinell olarak adlandırılır. Alümina korlara göre üstün translüsensiye ve daha düşük bükülme dayanımına sahiptir.

Alümina slip tozu içine zirkonyum oksitin (zirkonya) dahil edilmesi ile daha yüksek bükülme dayanımına sahip In Ceram Zirconia adı verilen korlar üretilmiştir. Fakat sinterlenmiş alümina-zirkonya korlar nispeten opakdır ki bu da korların maskelenmesini zorlaştırır (Fraunhofer 2013).

Dış hekimliğinde slip casting yönteminin karmaşık bir dizi adım gerektirmesi nedeniyle sınırlı bir şekilde uygulanmaktadır.

2.3.2.4. Isı ile Preslenebilir Seramikler

2.3.2.4.1. Ips Empress

IPS-Empress (Ivoclar Vivadent, Almanya) sistemi 1983 yılında Zürih  niversitesi tarafından geliştirilmiştir. Ivoclar Vivadent, 1986 yılında projeyi devralmış ve 1990 yılında piyasaya sunmuştur (Brochu ve El-Mowafy 2002). IPS Empress sisteminde kullanılan materyal feldspatik porselen ve l sit kristalleri ($\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$) içermektedir (Höland, Frank ve ark. 1995, Oh, Dong ve ark. 2000).  nley, onley, veneer porselen ve tek kron yapımında kullanılmaktadır.

IPS empess (Ivoclar Vivadent, Almanya) seramik ingotlar farklı tonlarda mevcuttur. Bunlar, 1200 C' de sinterleme ile üretilir ve yüzey kristalleşmesiyle elde edilen lösit kristalleri içerir (Höland, Frank ve ark. 1995).

Seramik bloklar, yumuşatılarak basınc altında kayıp mum tekniği ile oluşturulan refraktör kalıba preslenir. 1075 C-1180 C arası sıcaklıkta 0.3-0.4MPa' lık basınc altında EP500 adı verilen pres fırınında 20 dakika tutulur. Lösit kristalleri, sıcak presleme adımı ile restorasyon boyunca daha da yayılır. IPS Empress'in son mikroyapısı, hacimce %40 oranında tetragonal lösit içerir. Lösit kristalleri 1-5 m boyutlarında ve camsı bir matriste dağılır (Berkson, Atsü ve ark., Başbuğ ve Gözneli 2012).

Preslenebilir seramikler genellikle sadece kor ve alt yapı malzemeleri olarak kullanılırlar. Alt yapının rengi yüzey boyaması ya da veneer porselen uygulaması ile modifiye edilir. Bu işlemler için gerekli olan fırınlamalar ve ısı ile presleme işlemi, kristallerin olgunlaşmasını sağlar ve mekanik özelliklerini iyileştirir (Mörmann 1996). IPS e.max ZirPress (Ivoclar-Vivadent) gibi preslenebilir veneer malzemeleri mevcuttur.

Ancak veneer materyali olarak preslenebilir seramikler kullanıldığında estetik sınırlamalar kaçınılmazdır (Griggs 2007).

2.3.2.4.2. IPS Empress 2

Lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) içerikli seramik olarak IPS Empress materyalinin sabit protezlerde kullanımındaki mekanik yetersizliği nedeniyle; IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) ısıyla preslenebilen seramik olarak, 1988 yılında piyasaya sürülmüştür (Guazzato, Albakry ve ark. 2004). IPS Empress 2 cam seramik, tek üyeli restorasyonların yanı sıra ikinci premolara uzanan anterior bölgenin 3 üyeli sabit protezlerinin üretiminde kullanılabilir. Esneme dayanımı 350-450MPa'dır ve kırılma dayanımı yaklaşık olarak lösit cam seramiklerden 3 kat daha fazladır (Höland, Schweiger ve ark. 2000).

IPS Empress 1 ve IPS Empress 2, hemen hemen aynı laboratuvar işlemleri ile üretilirken, kimyasal içerikleri farklı cam seramiklerdir (IPS Empress cam seramik: $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$; IPS Empress 2 cam seramik: $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$). Bu sistemde kor yapılı oluşturmak için hazır lityum disilikat cam seramik ingotlar özel fırında 920°C 'de visköz akma özelliğine ulaşır ve basınçla revetman boşluğunun içine yollanır (Höland, Schweiger ve ark. 2000). Lityum disilikat cam seramik kullanımında ısı ve basınç tekniğinin; lityum disilikat fazda, homojen yapı oluşumunu sağladığı, kontrol edilemeyen mikroçatlak oluşumunu engellediği, kısa sürede ve kolay restorasyon hazırlanmasına olanak sağladığı ifade edilmiştir (Zaimoğlu 2004).

2.3.2.4.3. Ips e.max Press

Empress 2'den sonra yeni seramik formülasyonu IPS e.Max Press 2005 yılında piyasaya sürülmüştür (Ivoclar ürün kataloğu, IPS e.Max Press, 2011) Mekanik özellikleri ve translüsensi özellikleri geliştirilmiş preslenebilen bir lityum-disilikat cam seramiktir (Tysowsky 2009). IPS e.max Press'in mikro yapısı bir camsı matris içinde gömülü (yaklaşık %70) lityum disilikat kristallerden ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) oluşur. Bu ürün sadece bir kor materyali değil, aynı zamanda çeşitli restorasyonlar için monolitik materyal olarak da üretilebilir. Ayrıca, hem anterior hem de posterior dişler için endikedir. IPS e.max Press ve IPS Empress 2 seramiklerin lösit içerikli IPS Empress'den daha yüksek mukavemet değerleri bu materyallerin lityum disilikat kristalleri içermesine bağlıdır.

2.3.2.5. Frezeleme ile üretilen CAD/CAM seramikleri

CAD/CAM; dental restorasyonları tasarlamak ve üretmek için kullanılan bir bilgisayar sistemini ifade eder. CAD teknolojisi, restorasyonun şeklini ve boyutlarını tanımlamak için bir yazılım kullanırken, CAM teknolojisi, bu tasarlanan modele göre, bir dental seramik bloğun bilgisayar kontrollü (CNC) makinede frezelenmesiyle (eksiltici üretim), restorasyonun üretilmesini sağlar (Silva, Miranda ve ark. 2017). Preslenebilir seramiklerde olduğu gibi, CAD/CAM seramikleri de prefabrike bloklar olarak mevcuttur (Griggs 2007). Tüm CAD/CAM sistemleri üç bileşenden oluşur:

İlki restorasyon geometrisini bilgisayar tarafından işlenebilen dijital verilere dönüştüren bir dijitalleştirme aracı/tarayıcıdır. Bu cihaz, ilk endoskopta, istenen görüntü alanı üzerinde ışık yansıtan bir lazer kaynağı (diyet) içerir. Birinciye bitişik ikinci bir endoskop, bir kameranın ağız içinde görüntü almasını sağlar. Bu kamera, verileri dijitalleştiren ve farklı görünümleri ilişkilendiren bir sisteme bağlanır. Ardından, gerekli

tüm donanım ve yazılımları içeren CAD sistemi; operatörün, izlenimin elektronik bir modelini oluşturmasına, ekranda görüntülemesine ve protezin tasarımı için kullanmasına olanak tanır. Üçüncüsü, CNC makinesini içeren CAM sistemidir. Seramik blokları otomatik olarak frezeleyip istenen restorasyona dönüştüren bir üretim teknolojisidir (Duret, Blouin ve ark. 1988, Beuer, Schweiger ve ark. 2008).

2.3.2.5.1. Feldspatik CAD/CAM Cam Seramikleri

Dental seramiklerdeki camlar, esas olarak, feldspar adı verilen bir grup maden mineralinden türetilir ve silika (silikon oksit) ve alümina (alüminyum oksit) bazlıdır, dolayısıyla feldspatik porselenler, alüminosilikat camları olarak adlandırılan bir aileye aittir. Mikroyapıları, camsı matrikse katılan dolgu maddelerinin varlığıyla farklılık gösterir (Fasbinder 2012). Dental seramiklerde kullanılacak ilk dolgu maddelerinde biri, lösit adı verilen bir kristalli mineraldir. Bu materyal, kronlar parsiyel kronlar ve inley/onley restorasyonlar elde etmek için kullanılabilir (Denry ve Kelly 2008).

Vita Mark I

Vita Mark I (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) Cerec sistemi (Siemens) ile kullanılan ince grenli bir feldspatik porselendir. Metal destekli porselen restorasyonlarda kullanılan feldspatik porselen bileşiminin dayanım ve aşınma özelliklerine benzer özellikler gösterir (Rosenblum ve Schulman 1997). İnley ve onley restorasyonların yapımında kullanılan sert frezeleme için uygun tamamı sinterize bir bloktur (Martin ve Jedynakiewicz 1999). Bu CAD/CAM inleyler ve onleylerin klinik performansı 10 yıllık prospektif bir çalışmada değerlendirilmiş ve %90,4 başarı oranı elde edilmiştir (Otto ve De Nisco 2002).

Vita Mark II

1991 yılında CEREC (Cerec-Siemens GmbH, Bensheim, Almanya) için özel olarak sunulan Vita Mark II (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) blokları, geleneksel feldspatik seramiğe benzer malzemelerden yapılır. Vita Mark I'e göre arttırılmış dayanıma sahip bir feldspatik porselendir. Mark I'in bileşiminden daha ince (4µm) grenlidir (Rosenblum ve Schulman 1997). Yaklaşık 100MPa olarak bildirilen bükülme dayanımının gleyz uygulandıktan sonra 160MPa'ya çıktığı bildirilmiştir (Li, Chow ve ark. 2014).

Vitablocs TriLuxe

Vita Mark II, birden fazla renk seçeneği sunmasına rağmen monokromatiktir. Vitablocs TriLuxe, Triluxe Forte ve RealLife blokları (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) çok renkli katmanları içerir ve bir renk ve saydamlık gradyanı sunar (Vita CAD/CAM Materyalleri Ürün Kataloğu)

Cerec Blocs

Cerec Blocs (Sirona Dental Systems, Benedict, Almanya) 2007 yılında Vita Zahnfabrik (www.vita-zahnfabrik.com) tarafından üretilmiştir. Vita Mark II' ye benzer yapıya sahiptir ancak farklı bir renklendirme sistemi kullanır. Yarı saydam (T), orta (M) ve opak (O) olarak, üç renk doygunluğu derecesine sahip altı farklı CEREC bloğu bulunmaktadır (Fasbinder 2010). Ayrıca estetik olarak hoş, çok gölgeli bloklarda da mevcuttur.

2.3.2.5.2. Mika Esaslı CAD/CAM Seramiği

Dicor

Hem laboratuvar seramiği hem de frezeleme için piyasaya sürülen mika bazlı cam seramiktir. Dökülebilir Dicor seramiğin %45'lik kristal içeriğine kıyasla CAD/CAM versiyonu Dicor MGC (Dentsply, York, ABD) içerik olarak %70'e varan kristalin faza sahiptir. Bükülme dayanımı, yaklaşık 229MPa'dır (Seghi, Sorensen et al. 1995). İşlenebilirliği, camsı matriks içinde yüksek oranda birbirine kenetlenmiş olan tetrasiklik flormika ($K_2OMgF_2MgOSiO_2$) kristalleri ile mümkün hale gelmiştir (Denry 1996).

2.3.2.5.3. Lösit ile Güçlendirilmiş CAD/CAM Cam Seramikler

ProCAD

1998 yılında tanıtılan ilk lösit takviyeli cam-seramik CAD/CAM blok ProCAD (Ivoclar Vivadent, Almanya); CEREC inLAB (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ile kullanılmak üzere üretilmiştir. 2006 yılında tanıtılan Empress CAD (Ivoclar-Vivadent), Empress ProCAD'in devamı niteliğindedir. Empress CAD daha ince partikül boyutuna (1-5 μ) sahip olmasına rağmen, %35 %45 lösit takviyeli cam seramik olarak IPS Empress 1 (Ivoclar-Vivadent) ile benzer yapıdadır (Ivoclar ürün kataloğu IPS Empress CAD, 2011).

Paradigm C

Bu kategorideki diğer bir örnek ise Paradigm C'dir (3M ESPE, Seefeld, Almanya). %30 oranında iki fazlı lösit seramik içeren cam seramik CAD/CAM bloğudur. Parlak translüsensisi ve floresansı sayesinde bukalemun etkisi gösterir. Kristalizasyon aşaması gerektirmez. İnley, onley, lamina ve kron endikasyonları mevcuttur (Paradigm C Ürün Kataloğu, 2015).

2.3.2.5.4. Lityum disilikat ile Güçlendirilmiş CAD/CAM Seramikleri

IPS e.max CAD

IPS e.max CAD (Ivoclar-Vivadent) lityum disilikat içerikli seramik l s t takviyeli seramiklerle aynı iki fazlı yapıya sahiptirler. Bununla birlikte, kristal fazın oranı artar. Cam matriks ise hacmin %30'una indirgenmiştir (Willard ve Chu 2018). Bu, mavi seramik bloklar metasilikat ve lityum disilikat çekirdekleri içerir ve 130 ± 30 MPa esneme dayanımına sahiptir. Bu haldeyken, blok kolayca frezelenabilir, sonra restorasyon 20-25 dakika vakumda 850°C 'de fırında yeniden kristalleştirilir. Bu ısıl işlem sırasında metasilikatlar çözülür, lityum disilikat kristalleşir ve restorasyona gleyz işlemi yapılmış olur. Ayrıca bloğun rengi maviden, seçilen renk ve saydamlığa geçer. Bu durumda, seramik hacimce yaklaşık %70 kristal içermektedir ve dayanımı 360MPa'ya çıkmaktadır (Li, Chow ve ark. 2014, Lambert, Durand ve ark. 2017, İvoclar  r n kataloğu, IPS e.max CAD, 2011).

2.3.2.5.5. Zirkonyum-Oksit ve Lityum Silikat ile G clendirilmiş CAD/CAM Seramikleri

Vita Suprinity

Yaklaşık %10 oranında zirkonya içerir. Zirkon takviyeli lityum silikat seramiktir (ZLS) (Vita Suprinity  r n Kataloğu). Oldukça ince boyutlarda ($0.50-7\mu\text{m}$) lityum metasilikat ve lityum disilikat kristalleri içerirler. Oluşan kristaller, lityum disilikat kristallerden 4 ila 8 kat daha k c kt r. Vita suprinity seramik bloklar, sadece lityum metasilikat kristalleri içeren, prekristalize bir yapıdadır. Bu halde frezeleme kolay yapılmaktadır (Rinke, R diger ve ark. 2015). Su soğutmalı milling işleminden sonra ve restorasyonun tamamlanması için çift lityum silikat mikroyapısına 8 dakikada 840°C 'de fırınlama işlemi ile ulaşılr (Denry ve Kelly 2014).

Vita Suprinity PC

VITA Zahnfabrik Mayıs 2016'da yeni nesil bir cam seramik malzeme olan VITA Suprinity PC'yi piyasaya sürmüştür. Yenilikçi bir üretim sürecinin yardımıyla cam seramik, zirkonya ile zenginleştirilmiştir (ağırlıkça yaklaşık %10). Vita Suprinity PC zirkon takviyeli bir lityum silikat seramiktir (ZLS) (Vita CAD/CAM Materyalleri Ürün Kataloğu).

2.3.2.5.6 Nanoseramik

Lava Ultimate

Rezin nano seramik materyali olarak Lava Ultimate; güçlü, aşınmaya dirençli ve yüksek estetik özelliği ile indirekt CAD/CAM restorasyonlar için CAD/CAM seramik bloklara alternatif sunmaktadır. Yüksek çapraz bağlı resin matrikse gömülü nanoseramik partiküller içermektedir. Yaklaşık olarak ağırlığının %80'i nanoseramik parçacıklardan oluşmaktadır. Resin nano seramik (RNC) materyalleri karşı dentisyon için daha az aşındırıcıdır ve minimal diş preparasyonu gerektirmesi ile daha konservatiftir (Koller, Arnetzl ve ark. 2012).

Cerasmart

Cerasmart (GC, Tokyo, Japan); monomer olarak, Bis-MEPP, UDMA ve DMA; doldurucu olarak ise 20nm silika, 300nm baryum camdan oluşur. Basma dayanımı 242MPa'dır. İnley, onley, anterior ve posterior kron, implant üstü kron endikasyonları mevcuttur (Lauvahutanon, Takahashi ve ark. 2014).

Shofu block HC

Organik matriksi, silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA mikro silika pigmentleri ile ağırlıkça %60'dan fazla inorganik içeriği vardır (Gracis, Thompson ve ark. 2015).

Paradigm MZ

Paradigm MZ100 (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) 2010'dan önceki yıllarda piyasaya sunulan rezin içerikli ilk CAD/CAM seramik bloktur. Bisfenol A glisidil metakrilat (bisGMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) organik matriks içinde %85 oranında ultra ince (0.6 μ) küresel zirkonya-silika seramik parçacıkları içermektedir (Gracis, Thompson ve ark. 2015, Mainjot, Dupont ve ark. 2016).

2.3.2.5.7 PICN (Polimer İnfiltre Seramikler)

Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), %86 (ağırlıkça) seramik içeren polimer infiltre seramik ağ materyali (PICN) olarak tanınan, polimer infiltre feldspatik seramiklerdendir. UDMA ve TEGDMA karışımı infiltre edilmiştir. Seramik ve kompozit materyallerinin ikisinin de özelliklerine sahip olmasının yanında, PICN materyalleri doğal dişi taklit eden mekanik ve estetik olarak benzer karaktere sahiptir (Coldea, Swain ve ark 2013, Mainjot, Dupont ve ark. 2016).

2.3.2.5.8. CAD/CAM Uyumlu Polikristal Alümina ve Zirkonya

Metal destekli seramiklere alternatif olarak geliştirilen alümina veya zirkonya içeren yüksek mukavemetli seramikler, diğer tam seramik muadillerine göre daha üstün bir stabilite ancak daha düşük translüsensi gösterirler (Peláez, Cogolludo ve ark. 2012). Polikristalin seramik doğası gereği göreceli olarak opaktır ve yeterli bir estetik sonuç için üzerine veneer seramiğinin tabakalanmasını gerektirir (Kelly ve Benetti 2011).

Alumina Esaslı Polikristalin Seramik

Procera AllCeram sistemi, kor materyali olarak yoğun sinterlenmiş yüksek saflıkta (%99,9) bir alüminyum oksit (Odén, Andersson ve ark. 1998). 600MPa'lık bükülme dayanımı ile tam seramik restorasyonlar arasında yüksek bir bükülme dayanımına sahiptir (Andersson, Razzoog ve ark. 1998).

Zirkonya Esaslı Polikristalin Seramik

Zirkonya bloklar CAD/CAM tekniği ile pöröz, yarı sinterize ve tam sinterize olmak üzere üç farklı halde frezelenbilir (Kunii, Hotta ve ark. 2007). Bu bloklar aynı kimyasal kompozisyona sahip olmalarına karşın, bloğun elde edilmiş şekline bağlı olarak direnç ve ışık geçirgenliği açısından farklı özelliktedirler.

- Pöröz Zirkonyum Bloklar (Green Stage, Dry-Pressed Zirkonya Seramikler)

3Y-TZP tozunun özel bağlayıcılar kullanılarak ısı uygulanmadan soğuk izostatik presleme ile üretilen bloklardır. Stabil, tebeşir benzeri sinterlenmemiş green-stage olarak adlandırılan, en kolay işlenebilen zirkon bloklardır (Christel, Meunier ve ark. 1989). Kuru ortamda elmas ve tungsten frezlerle şekillendirilirler (Witkowski 2005). Frezeleme esnasında %20-25 daha büyük hazırlanırlar. Sinterleme işleminden sonra sinterlenmemiş pöröz zirkonya, yaklaşık %20-30 oranında bir büzülmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı bir hale gelir (Christel, Meunier ve ark. 1989, Raigrodski 2004, Tinschert, Natt ve ark. 2004). Örnek olarak aşağıdaki ürünler verilebilir.

- Cercon Base, Cercon (Degudent, Frankfurt, Almanya)
- Lava Frame, Lava (3M ESPE, Seefeld, Almanya)

- Hint-ELs Zirkon TPZ-G, DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Almanya)
- ZirkonZahn, Steger (Steger, Brunneck, İtalya)
- Xavex G 100 Zirkon, Etkon (Etkon, Grafelfingen, Almanya)

- Yarı Sinterize Zirkonyum Bloklar

Literatürde ‘presinterize’ veya ‘Non-Hot Isostatic Pressing (non-HIP)’ zirkonyum olarak adlandırılan bu bloklar, toz formundaki yttrium-stabilize tetragonal zirkonyum polikristaline bağlayıcı madde ilave edildikten sonra soğuk izostatik presleme yöntemi uygulanarak hazırlanırlar (Christel, Meunier ve ark. 1989).

Frezeleme işleminin tam sinterize zirkonyum bloklardan daha kolay olmasının yanında, sinterlemeden sonra %20 ile %30 oranında hacimsel büzülme meydana gelir ve materyalin dayanıklılığı artar. Sonuç olarak, çoğu üretici, daha az zaman harcayarak, yumuşak frezelemeyi sert frezelemeye tercih etmektedir (Shah ve Bal). Aşağıdaki sistemler bu gruba örnek verilebilir;

- In-Ceram YZ Cubes, Cerec InLab (Sirona, Bensheim, Almanya)
- ZS-Blanks, Everest (KaVo, Leutkirch, Almanya)
- Hint-ELs Zirkon TZP-W, DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Almanya)
- DC-Shrink, Precident DCS (DCS, Allschwil, İsviçre)
- LAVA All-Ceramic System (3M ESPE, Seefeld, Almanya)
- Cercon Smart Ceramics (DeguDent, Hanau, Almanya)
- Procera Zirconia (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)

- Tam Sinterize Zirkonyum Bloklar

1400°C–1500°C arasındaki sıcaklıklarda ve yüksek basınç (1000bar) altında sıcak izostatik presleme işlemi uygulanarak Hot Isostatic Pressing (HIP) blokların %99 yoğunlukta üretilmesi sağlanır. HIP işlemine tabi tutulan bloklar gri-siyah bir materyal haline dönüştüğünden, beyaz rengi tekrar elde edilebilmek için atmosfer basıncı altında ilave bir ısıl işlem uygulanması gerekir (Sundh, Molin ve ark. 2005)

Bu bloklar "sert" frezeleme ile millenir ve daha sonra herhangi bir işlem gerektirmeden restorasyonun üretimi tamamlanmış olur. Frezeleme işlemi pre-sinterize zirkon bloklara göre daha zordur sağlam bir freze ekipmanı gerektirmektedir. Blokların aşındırılması esnasında materyalin mekanik özellikleri azalabilmekte, yüzey çatlakları oluşabilmektedir (Denry ve Kelly 2008). Örnekleri aşağıda verilmiştir.

- DC-Zirkon, Precident DCS (DCS, Allschwil, İsviçre)
- Z-Blanks, Everest (KaVo, Leutkirch, Almanya)
- Zirkon TM, Pro 50, Cynovad (Cynovad, Montreal, Kanada)
- Hint-ELs Zirkon TZP-HIP, DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Almanya)
- HIP Zirkon, Etkon (Etkon, Grafelfingen, Almanya)

2.4. ZİRKONYUM DİOKSİT

1960'larda yeni bir biyomateryal olarak keşfedilen zirkonyum dioksit (ZrO_2) ile ilgili yapılan çalışmalar o yıllarda ortopedi alanında yoğunlaşmıştır. Özellikle de total kalça replasmanları için femur başı bölgesinde kullanılmıştır (Evans ve Heuer 1980). Zirkonyum dioksit, metal-seramik yapılar ile karşılaştırıldığında üstün estetik potansiyeli nedeniyle son zamanlarda ortodontik braketler, endodontik postlar, implant abutmentleri ile sabit protezler gibi diş hekimliği alanlarında oldukça yaygın kullanılmaktadır (Thompson, Stoner ve ark. 2011).

Garvie ve ark. (1975) oda sıcaklığında kararlı tetragonal zirkonyadan yapılan yüksek mukavemetli zirkonya seramiklerini bildirmiştir. Protetik diş tedavisinde kron ve köprü restorasyonların yapımında kullanılan bu CAD/CAM zirkonyum bloklar yitrium katyonu ilaveli tetragonal zirkonya polikristalleridir (3Y-TZP). Restorasyonlar, kısmi olarak sinterlenerek üretilen zirkonyum bloklardan yumuşak frezeleme ile elde edilirken, tam sinterlenmiş bloklardan ise sert frezeleme işlemi ile elde edilmektedir. Yumuşak frezeleme sonrasında restorasyona sinterleme işlemi yapılmalıdır. Restorasyon, sinterleme sırasında büzülmeyle telafi etmek için bilgisayar yazılımında (CAD) %20-25 oranında büyük tasarlanarak üretilir. Bu sinterleme, $1500^{\circ}C$ 'ye ulaşan bir sinterleme fırında yaklaşık olarak 400 dakika sürer (Lambert, Durand ve ark. 2017). CAD/CAM ya da MAD/MAM sistemleri kullanılmaksızın şekillendirilemezler (Piconi ve Maccauro 1999).

Zirkonya doğada polimorfiktir, yani kimyasında hiçbir değişiklik olmaksızın farklı sıcaklıklarda farklı bir kristal yapı sergiler. Üç kristal formda bulunur: düşük sıcaklıklarda monoklinik, $1170^{\circ}C$ 'nin üstünde tetragonal ve $2370^{\circ}C$ 'nin üstünde kübiktir. Monoklinik fazda zirkonyum diğer fazlara göre daha düşük mekanik özellikler sergiler (Liu ve Essig 2008).

Zirkonyum yüzeyinde oluşan çatlak gibi mekanik uyarılarla stres altında iken tetragonal (t) fazdan monoklinik (m) faza dönüşür. Çatlağın ucundaki bölgede monoklinik faz nedeniyle bir hacim artışı (yaklaşık %4.5) meydana gelir. Bu faz dönüşümünden kaynaklanan gerilmeler (daha büyük boyutlu bir faza) çatlak yayılımını başlatan ve teşvik eden stres alanlarına zıt yönde hareket edecektir. Bu mekanizma, çatlak yayılımı ile ilişkili enerjinin, hem faz dönüşümünde hem de hacim genişlemesinden kaynaklanan gerilmelerin üstesinden gelmesinden dolayı kırılma tokluğundaki artışla sonuçlanacaktır. Bu işlem, dönüşüm sertleşmesi olarak bilinir (Gupta, Bechtold ve ark. 1977).

Ancak $t \rightarrow m$ faz dönüşümü kontrol altına alınmalıdır, çünkü hacim artışı ileri derecede kırıklara neden olabilir. Bu nedenle saf zirkonyaya CaO, MgO, Al₂O₃, Y₂O₃ ve CeO₂ gibi metal oksitleri ilave edilerek oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulması ve hacimsel genişlemenin kontrol edilmesi gerekmektedir. Kısmen stabilize zirkonya (PSZ) olarak bilinen zirkonya sadece tetragonal kristallerden oluşan tek fazlı bir malzeme haline gelir. Bu malzeme ise tetragonal zirkonya polikristal (TZP) olarak adlandırılır (Piconi ve Maccauro 1999). Sinterleme stresin neden olduğu faz dönüşümünü engeller ve yükseklik ayarlamaları gerekmediği veya kuşlama işlemi yapılmadığı sürece neredeyse hiç monoklinik faz görülmeyen bir son yüzey ortaya çıkar (Denry ve Kelly 2008).

Zirkonya'nın mekanik özellikleri, herhangi bir dental seramik için bildirilen en yüksek değerlerdir. Bu, posterior sabit protezlerin yapımına izin verebilir ve alt yapı kalınlığında önemli bir azalma sağlar. Bu özellikler nedeniyle, mukavemet ve estetiğin en önemli olduğu durumlarda zirkonya restorasyonlar endikedir (Sturzenegger, Feher ve ark. 2000).

2.4.1. Zirkonyum Restorasyonlarda Veneer Yapımı

2.4.1.1. Fırça Yöntemi ile Tabakalama Tekniği

Geleneksel olarak, zirkonya korlar bir tabaklama tekniği vasıtasıyla manuel olarak kaplanır. Bu teknikte, feldspatik porselen toz ve likiti karıştırılır ve karışım fırça ile kor üzerine tabakalanır (McLean 1979, Raigrodski 2004). Seramiğin şekillendirilmesi sırasında vibrasyon işlemi ile yüzeye çıkarılan hava boşlukları ve nem, kâğıt mendiller kullanılarak ortamdan uzaklaştırılır. Böylece seramik partikülleri birbirine yaklaştırılır ve kırık başlangıcından sorumlu olan porozite riski önlenerek materyalin dayanıklılığı artırılır (Ertürk, Çömlekoğlu ve ark. 2015). Tabakalama genellikle fırınlama büzülmesi telafi etmek için yapılmaktadır. Ancak bu teknik, beceri ve çok aşamalı bir uygulama gerektirmektedir (Ishibe, Raigrodski ve ark. 2011).

Tabakalama tekniğinde, mükemmel estetik elde edilse de, arzu edilen renk ve şekli üretmek için birkaç fırınlama gerekir (Miyazaki, Nakamura ve ark. 2013). Tüm bu işlemler zirkonyumun neme maruz kalmasına neden olur. Sinterleme koşulları termal rezidüel stresleri açığa çıkarabilir ve kor-veneer arayüzünde zirkonyanın düşük ısı bozunmasını başlatabilir (Inokoshi, Zhang ve ark. 2014).

2.4.1.2. Isı İle Presleme Yöntemi

Dental seramik restorasyonların üretimindeki ilerlemeler sayesinde iki tabakalı zirkonya alt yapılı restorasyonların yapılması için yeni bir teknik geliştirilmiştir. Bu yöntem porselenin tozu ile likitinin karıştırılıp uygulandığı geleneksel tabakalama yönteminin yerine, porselen kor üzerine, veneer yapımını kolaylaştıracak kayıp mum tekniğine dayanan bir presleme yöntemidir (Denry ve Holloway 2004).

Seramik ingotlar, kayıp mum tekniğiyle hazırlanan refraktör kalıp içine 1150°C'de (0,3-0,4MPa) basınç altında preslenir. Bu sıcaklıkta özel olarak tasarlanmış otomatik bir pres fırınında 20 dakika tutulur. Farklı renklerde seramik ingotlar mevcuttur (Denry 1996). Bu teknik, zirkon altyapının dayanıklılığı ile ısıyla preslenmiş üst yapı seramiğinin mükemmel marjinal uyumunu bir arada sunmaktadır.

Bu üretim metodu ile porozite gibi iç kusurların varlığı en aza indirilebilir. Veneer ile kor materyali arasındaki ıslanabilirliğin iyileştirilmesine olanak sağlar. (Datla, Alla ve ark. 2015, Guess 2009, Guess, Vagkopoulou ve ark. 2014). Bununla birlikte ısı ile presleme yöntemi, mükemmel estetik elde edilmesini zorlaştırabilir. Çünkü restorasyonun görünümü önceden renklendirilmiş ingotlara bağlıdır. Isıyla presleme tekniği ile kor üzerine temel bir katmanın oluşturulduktan sonra üzerine estetik seramik uygulamasıyla bu estetik kısıtlama en aza indirilebilir (Ishibe, Raigrodski ve ark. 2011). Ayrıca, ısıyla presleme tekniği daha az pişirme basamağı gerektirdiğinden ve zirkonya alt yapı üzerine basınç altında vakumla preslendiğinden, zirkonyanın neme maruz kalması önlenmiş olur. Restorasyon basınç altında soğutulur, mikro boşluk oluşumu azaltılmış olur. Bu teknikte, kor ile veneer malzemesi arasında daha iyi ıslanabilirlik ve yüzey teması yaratılmış olur. Böylece veneer materyali hacminde homojenlik ve daha az boşluk oluşur. (Ishibe, Raigrodski ve ark. 2011) Isıyla presleme tekniğinde, restorasyonların kalıptan ayrılması esnasında modelleme mumunun temizliği, presleme materyalinin kalitesi, fırının kalibrasyonu ve kumlama gibi faktörler restorasyonun başarısını etkileyebilir. (Van Noort 2012).

2.4.1.3. Güncel Veneer Üretim Teknikleri

2.4.1.3.1. CAD-on

Zirkonya alt yapıli restorasyonlarda, alt yapı ile aynı anda tasarlanan cam seramik üst yapıların CAD/CAM sistemi ile elde edilmesi yöntemidir (Ertürk, Çömlekoğlu ve ark. 2015). CAD-on tekniğinde güçlü bir cam-seramik lityum disilikat esaslı IPS e.max CAD, IPS e.max ZirCAD zirkonyum bloklardan elde edilen alt yapılar üzerine veneer materyali olarak kullanılmaktadır. Bu teknikte, iki blok CAD/CAM de millenerek düşük füzyonlu bir cam-seramik (IPS e.max CAD Crystall./Connect) kullanılarak birleştirildikten sonra sinterlenmektedir. Üretici firma tarafından arayüzde kullanılan düşük füzyonlu cam seramiğinin kalınlığı yaklaşık 80µm'dir. Freze makinesinin yazılımı, zirkonya altyapı ve üst yapının millenmesi sırasında bu mesafeyi standardize eder (Du, Niu ve ark. 2013). Bu yeni yöntem için mevcut literatür halen yetersizdir ve bu tekniğin sağladığı çok tabakalı yapı hakkında sınırlı bilgi bulunmaktadır (Du, Niu ve ark. 2013).

Füzyon cam seramiğinin tiksotropik özelliği nedeniyle, özel bir titreşim cihazı (Ivomix, Ivoclar Vivadent, Schaan, Almanya) ile karıştirılması CAD-on tekniğinde üretici tarafından tavsiye edilir. Tek kullanımlık olarak imal edilen kapsül, sıvılaştırma ve eritme işlemleri için özel bir vibratörün alt yapı yüzeyine 10 saniye boyunca konur. Karıştirıcı, bileşenleri kor ve üst yapılar arasında bir araya getirerek malzemenin daha homojen olmasını sağlar (Kanat, Çömlekoğlu ve ark. 2014).

Bununla birlikte, bir CAD/CAM üretimi lityum disilikat üst yapı seramiğinin zirkon alt yapıya sinterlenmesi, mekanik stabilitede önemli bir artışa yol açar. Bu zirkonya tabanlı restorasyonların klinik güvenilirliğini artırır (Beuer, Schweiger ve ark. 2009).

2.4.1.3.2. Dijital Veneerleme Sistemi

DVS esaslı kronlar zirkon kor, füzyon porseleni ve millenebilen cam seramik olmak üzere üç bileşenden oluşur. Her bileşen farklı tonlarda ve yarı saydamlık derecelerinde mevcuttur (Kim, Kwon ve ark. 2014).

Bir CAD/CAM kaplama yöntemi olarak tanıtılan DVS üretim için gereken süreyi ve üretim sürecinden kaynaklanan kusurları azaltabilir. DVS, üst porselen ve zirkonya koru fırınlama yoluyla birleştirilerek tam seramik kronlar üretir; bu fırınlama sırasıyla cam seramik blok ve zirkon bloğun millenmesinden sonra arayüzün füzyon seramiği ile kaplanmasından sonra gerçekleştirilir (Sim, Lee ve ark. 2016).

Kullanılan CAD/CAM sistemi için Lava cam seramik bloklar mevcuttur. Lava DVS (3M ESPE, ABD), cam seramik olarak Lava Frame Zirconia (3M ESPE, ABD), alt yapıların veneerlenmesinde kullanılmaktadır. Dört çeşit (E1-E2) Lava DVS cam seramik blok S ve M boyutlarında bulunmaktadır. Millenen veneer cam seramik, daha sonra renk koordineli Lava DVS füzyon porseleni (D1-D10) ile zirkonya alt yapıya kaynaştırılmaktadır. Restorasyonda daha küçük ayarlamalar için düzeltici porselenler (CR1-CR4) kullanılabilir (Lava ürün kataloğu, Lava Frame–Lava DVS–Lava Wax, 2010). Bu seramik ideal olarak ısıl genleşme katsayılarının uygun eşleşmesi nedeniyle zirkonya kor yapıya sinter bond tekniği için uygundur. Veneer yapının iç boyutları, kor yapısının dış boyutlarına karşılık gelir. İki parçayı birleştirmek için veneer yapının iç yüzünde birleştirme boşluğu mevcut olmalıdır. Veneer üst yapının dış boyutu tam anatomik kronun şekline karşılık gelir (Choi, Kim ve ark. 2012).

2.4.1.3.3. Hızlı Katmanlama Tekniği

Tarama işleminden sonra, inLab MX XL (Sirona, Bensheim, Almanya), CEREC 3 (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) veya CEREC AC (Sirona,

Charlotte, NC, ABD) sistemlerinden biri kullanılarak kron veya köprü restorasyonları üretilir. Yazılım, optimal alt yapının kalınlığına göre üst yapı veneer seramiğinin andırkatsız olarak alt yapıya uyumlu olarak üretimine olanak tanır. Ardından, kor; VITA In-Ceram YZ zirkonyum oksit bloklarından millenir ve yüksek sıcaklıkta sinterleme fırını VITA Zyrcomat'da sinterlenir. Daha sonra veneer yapı feldspatik seramik VITABLOCS Mark II ya da TriLuxe Forte bloklarından millenir. Sonuç olarak, eşleşen ve birbirine adapte edilebilen iki yapı elde edilir (Vita Rapid Layer Technology. 2011).

Zirkon alt yapının maksimum 2.5bar basınç ve 50 μ büyüklüğünde Al₂O₃ taneleri ile kumlanması önerilmektedir. VITABLOCS TriLuxe Forte'den üretilen üst yapı ise alkolle temizlenmeli veya yağsız hava ile kurutulmalıdır. Vita Ceramics Etch (hidroflorik asit jel %5) ile 60 saniye süre ile uygulanır. Asit uygulamasının ardından silan ajanı uygulanmalıdır (Lohbauer, Scherrer ve ark. 2017, Vita Rapid Layer Technology, 2011). "Hızlı Katman Tekniği" nde (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) tabakaları bağlamak için adeziv simantasyon kullanır. Silikat seramikten yapılan veneer yapısı, rezin siman kullanılarak kor yapısına bağlanır.

Tekniğin bir numaralı avantajı geleneksel seramik füzyon üretiminde esas olan iki tabakanın termal genleşme katsayılarını eşleştirme ihtiyacını azaltmaktır. Füzyon yani alt yapı ve üst yapı porseleninin düşük füzyon seramiği kullanılarak aynı anda sinterlenmesi üretici firma tarafından tavsiye edilmesine rağmen rezin simanla yapıştırma tekniği, hızlı ve kolay kullanım nedeniyle genellikle klinikte tercih edilmektedir (Schmitter, Schweiger ve ark. 2014). Hızlı katmanlama tekniğinde altyapı ve üstyapıların birleştirilmesinde kullanılan farklı özellikteki rezin simanlar Tablo 1 'de listelenmiştir.

Tablo 2.1. Hızlı katmanlama tekniğinde altyapı ve üstyapıların birleştirilmesinde kullanılan rezin simanlar ve özellikleri

Marka adı & üretici	Adezyon stratejisi	Aktivasyon modu	Tavsiye edilen sertleşme zamanı
RelyX Unicem/3M ESPE	Self-adeziv	Dual-kür	5-6 dk*
Panavia F 2.0/ Kuraray	Geleneksel	Dual-kür	3dk*
Panavia 21/ Kuraray	Geleneksel	Self-kür	~ 4dk 30s*

*Karıştırma başladıktan sonra geçen süre ** Protezin yerleştirilmesinden sonra geçen süre

Panavia 21

Anaerobik sertleşen ve radyoopak olan bir adeziv rezin simandır. Oksijensiz bir ortama gelene kadar polimerize olmaz. Panavia 21 (Kuraray, ABD) tüm indirekt restorasyonların simantasyonunda klinik olarak endikedir. Bununla birlikte, veneerler için renk seçimi sınırlıdır. Panavia 21'in karıştırma süresi neredeyse tüm rezin simanlarda olduğu gibi 20 saniyedir. Buna ek olarak, Panavia 21 ile restorasyon yapıştırılmadan önce, diş yapısına ED Primer (Kuraray, ABD) uygulanması önerilmektedir. ED Primer, Panavia 21'in sertleşmesini başlatacak şekilde formüle edilir ve yerleştirildikten sonra 3 dakika sonra son sertleşme tamamlanır (Kuraray Ürün Kataloğu, 2014).

Panavia F 2.0

Işık ve kimyasal olarak polimerize olan (dual) rezin simanların içinde en yaygın kullanılanlarından biri de Panavia F 2.0 (Kuraray, ABD)'dir. İki adet pasta, bir oksijen inhibitör jeli (Oxyguard II) ve bir self etch ED Primer'dan oluşmaktadır (Faria-e-Silva, Moraes ve ark. 2009). A pasta içeriği; silika, dimetakrilat monomer, fonksiyonel asit MDP, ışık başlatıcı, hızlandırıcı dan, B pasta içeriği ise baryum cam, sodyum florid, dimetakrilat monomer (DMA)'den oluşur (Kuraray Ürün Kataloğu, 2014). ED primer II, HEMA ve 5-NMSA ve de MDP ihtiva eder ve likit A ve likit B'den oluşur. Panavia F 2.0 patı, florid salma özelliğine sahiptir. Panavia F 2.0'ın, 6.000 termal siklustan sonra zirkonya üzerine adezyonunun azaldığı rapor edilmiştir (Özcan, Kerkdijk ve ark. 2008).

RelyX U200

RelyX Unicem 2 Clicker (3M ESPE, Almanya) ve RelyX Unicem 2 Automix 21 (3M ESPE, Almanya) 2011 yılında 3M ESPE tarafından piyasaya sürülmüştür. RelyX Unicem 2 sisteminde Clicker dispenseri adı verilen bir şırınga mevcuttur. RelyX Unicem 2 Automix ise önceki RelyX Ultimate ile benzer iken Automix dağıtım sistemi sayesinde daha fazla kolaylık sağlar. Şırınga, simanı üç farklı boyutta sunulan karıştırma uçları ile dağıtmaktadır. Standart uygulamalar için karıştırma uçları, kök kanalında çalışırken güvenli ve boşluk oluşmadan simanın gönderilmesini sağlayan endo 21 uçları ve inley/onleylerin simantasyonu için özel uçları da mevcuttur (RelyX Unicem Ürün Kataloğu 2010).

RelyX Unicem 2; dual kür, self adeziv bir rezin simandır. İndirekt tam seramik, kompozit veya metal restorasyonların post ve vidaların adeziv simantasyonu için kullanılır. RelyX Unicem 2 Clicker kullanıldığında, diş yapısına ilave yüzey işlemi

gerekli değildir (RelyX Unicem Ürün Kataloğu 2010). Simanın çeşitli tonları mevcuttur. RelyX Unicem 2 Clicker, iki işlevli metakrilat içerir. İnorganik dolgu maddelerinin oranı hacimce yaklaşık %43'tür; tane boyutu yaklaşık 12.5µm'dir. (Rely X Unicem 2 Ürün Kataloğu, 2009)

Çalışma süresi ortam sıcaklığına ve ağız ortamının sıcaklığına bağlıdır. RelyX Unicem 2 dual kür bir simandır ve bu nedenle doğal veya yapay ışığa duyarlıdır. Base pat: Fosforik asit grupları içeren metakrilat monomerleri, silan doldurucu, silan doldurucu, başlama komponentleri, stabilizitör, reolojik ilaveler, katalizör pat: Metakrilat monomerler, alkalın (bazık) doldurucu, silan doldurucu, başlama komponentleri, stabilizitör, pigmentleden oluşur (Rely X Unicem Ürün Kataloğu 2010).

2.4.2. Zirkonyum Veneer Bağlantısı

Seramik üstyapı porselenleri birçok klinik amaca hizmet etmektedir. Estetik olmayan altyapıların görünümünü iyileştirmek bunlardan biridir. Bir zirkonya alt yapının yüzeyine feldspatik bir cam seramik tabakası eklemek daha doğal bir restorasyon görünümü yaratır. Ek olarak, veneer materyalleri doğal görünümlü ve insan minesine benzer sertlik ve aşınma direncine sahiptir (Lohbauer, Scherrer ve ark. 2017). Ancak bu çift tabakalı yapı nedeniyle arayüzde çatlaklar oluşup büyüyebilir ve chipping (koheziv başarısızlık) veya delaminasyon (adeziv başarısızlık) gibi kırılmalara yol açabilir (Raigrodski, Hillstead ve ark. 2012, Mirsayar ve Park 2016).

Ancak, chipping mekanizması pek çok faktöre bağlı karmaşık bir mekanizmadır. Bu başarısızlıkların meydana gelmesinde rezidüel stresler etkili olmaktadır. Bu stresler, herhangi bir dış kuvvet uygulanmadan restorasyonun kendi içinde mevcut olmakla birlikte, ilave fonksiyonel kuvvetlere maruz kalındığında mekanik başarısızlıklara ve

restorasyon ömründe azalmaya neden olmaktadır. Sıkıştırıcı rezidüel stresler seramiği güçlendirirken, gerilme türündeki rezidüel stresler çatlakların başlamasını ve yayılmasını kolaylaştırmaktadır. Veneer seramiğindeki stresler, sinterleme işleminin ardından soğuma periyodu sırasında meydana gelen termal gradyanların kronolojik etkileri ve kor veneer seramiği arasındaki termal genişleme özelliklerinde uyumsuzluktan kaynaklanır (Baldassarri, Stappert ve ark. 2012, Mainjot, Schajer ve ark. 2012).

Zirkonyum oksit seramiklerin ısısal genişleme katsayısı ($10.8 \times 10^{-6} K^{-1}$), zirkonyum oksit altyapılar için kullanılan veneer seramiklerin termal genişleme katsayısından ($9.1-9.7 \times 10^{-6} K^{-1}$) biraz daha büyüktür. Sinterlemeden sonra restorasyonun soğumasıyla birlikte veneer porseleni ve zirkonya arasında termal büzülmedeki küçük farklılıktan ötürü oluşan baskı stresleriyle mekanik kilitlenme meydana gelir (Vagkopoulou 2009).

Termal genişleme katsayısı farkının yanısıra başka faktörler de bağlanmada etkilidir. Veneer seramiğin güçlendirilmesi de zirkonya-veneer restorasyonlarda koheziv başarısızlıkların oluşmasını engelleyebilir (Fischer, Stawarzcyk ve ark. 2009). Bunlar veneer materyalinin zirkonya kor yüzeyinde ıslanabilirliği, termal ve mekanik stresler nedeniyle kor veneer arayüzünde zirkonya kristallerinin faz dönüşümü ve veneer uygulaması sırasında meydana gelen defektler olarak sıralanabilir.

2.4.3. Zirkonya-Veneer Seramik Restorasyonlarda Liner Materyalinin Kullanımı

Liner, zirkonya alt yapı ile veneer seramik arasında alt yapının opak görüntüsünü maskelemek ve de zirkonyanın ıslanabilirliğini artırmak için ara tabaka olarak uygulanır. Toz ve likitin karıştırılması esasına dayanır. Kremi bir kıvama gelen karışım alt yapının

tüm yüzeyine uygulanır ve kısa bir süre kurutulduktan sonra fırınlama işlemine tabi tutulur (Aboushelib, De Jager ve ark. 2005).

Liner uygulamasının zirkonya-veneer seramik bağlanma dayanımını arttırdığını gösteren çalışmalar mevcuttur (Aboushelib, De Jager ve ark. 2005, Aboushelib, Kleverlaan ve ark. 2006). Aksine liner uygulamasının, zirkonya alt yapısı ve veneer porseleni arasındaki bağlanma başarısızlığını arttırdığını gösteren çalışmalar da vardır (Kim, Lim ve ark. 2011, Wang, Zhang ve ark. 2014, Jang, Noh ve ark. 2018). Liner materyali uygulanmasının, özellikle preslenebilen seramiklerde, zirkonya kaplama bağ kuvvetinde zararlı bir etkiye sahip olduğu kanıtlanmıştır (Aboushelib, Kleverlaan ve ark. 2008).

Ticari liner materyallerinin kimyasal bileşimi üreticiye bağlı olarak değişir ancak ana bileşen silika (SiO_2)'dır. Bu nedenle seramik bir astarın mekanik özellikleri veneer porselenlere benzer ve porselen/astar arayüzünde astar/zirkonya ara yüzünden daha güçlü bir bağ beklenir. Bu nedenle, zirkonya içeren bir seramik linerin, liner/zirkonya arayüzüne ve aynı zamanda liner/porselen ara yüzeyine kaynaşmasının bağlanmayı geliştireceği varsayılmıştır (Lee ve Kwon 2017).

2.4.4. Zirkonya Yüzey İşlemleri

Veneerlerin metal ya da seramik yüzeylere sinterlenmesinde başarının anahtarı, mekanik olarak stabil bir bağlantı elde etmektir. Her iki tabaka arasındaki adezyona çeşitli faktörler katkıda bulunur. Kimyasal kuvvetler çoğunlukla veneer ve kor arasındaki iyi yapışmadan sorumludur, ancak alt tabakanın pürüzlendirilmesi yoluyla mikro retantif kenetlenmeyle desteklenebilirler (Lohbauer, Scherrer ve ark. 2017).

Zirkonya altyapı ve veneer porseleni arasında termal genişleme katsayıları ve fırınlama sıcaklıklarında farklılıklar vardır. Bu, farklı ürünlerin farklı toz bileşimlerine sahip olduğunu gösterir. Termal genişleme katsayılarının uyumluluğunda iyileştirme gereklidir ve bu iyileştirme muhtemelen toz bileşiminin optimize edilmesini gerektirecektir (Miyazaki, Nakamura ve ark. 2013).

Üç farklı tam seramik sisteminin kor ve üst yapı porseleni arasındaki bağlanma dayanımını ve kohezyon dayanımının değerlendirildiği bir çalışmada zirkonya-veneer bağlanma dayanımı, diğer tam seramik sistemlere kıyasla daha düşük bulunmuştur. Bu sonuç veneer porseleni uygulanmış zirkonya restorasyonların işlevsel olarak kopma ve kırılmaya daha hassas olduğunu göstermektedir (Aboushelib, De Jager ve ark. 2005).

2.4.4.1. Kumlama

Mikroretansiyon alanları yaratmak ve yüzey pürüzlülüğünü arttırmak için en çok kullanılan yöntem Al_2O_3 tanecikleri ile kumlamadır. Al_2O_3 içeren taneciklerin yüzeye hızla çarpması sonucunda belirli elementlerin yüzeyden uzaklaşması veya birikimi ile karmaşık reaksiyonların oluştuğu ve yüzey enerjisinin aktive olduğu belirtilmiştir. Porselen yüzeylerin simantasyondan önce pürüzlendirilmesinde 50, 100, 110 ya da 250μ partikül büyüklüğünde kum kullanılabilirle beraber çoğunlukla porselen yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde 110μ 'luk Al_2O_3 kullanılmıştır (Uludamar, Akalin ve ark. 2011).

Kumlama, zirkonya yüzeyini temizleyerek veya yüksek yüzey enerjisini ve ıslanabilirliği arttırarak ara yüzeylerde adezyonu artırabilir (Su, Yue ve ark. 2015). Kumlama, fonksiyonel kuvveti azaltacak ve zirkonya için erken ve başarısızlığa neden olacak mikro kırıklara neden olabilir (Chintapalli, Rodriguez ve ark. 2014). Ayrıca kumlama muhtemelen Y-TZP'nin (t→m) dönüşümünü tetikleyebilir. Faz dönüşümünün

etkinliği ortalama tanecik boyutuna bağlıdır, daha büyük tane boyu daha fazla dnmlle sonuçlanır (Chevalier 2006, Denry 2013).

Başka bir çalışmada, zirkonyum kor yüzeyine kumlama işleminin, kor veneer bağ gücü üzerinde çok az etkili olduğu bulunmuştur. Kumlama işlemi, sert ve yoğun yapısından dolayı zirkonya yüzeyinde morfolojik değişikliklere neden olmamıştır (Kim, Kwon ve ark. 2014).

2.4.4.2. Aşındırma

Seramik yüzeylerinin elmas frezlerle aındırılması ile mekanik bağlantı sağlanır. Elmas frezler kullanıldığında diğer yöntemlere göre gözle görülebilir daha przly yüzeyler elde edilebilir. (Chevalier 2006). Ancak, aşındırma işleminde ısınma meydana geldiğinde tersine faz dnm meydana gelmektedir (Gündüz, zdemir ve ark. 2016).

Mevcut bir araştırmaya göre yüzey aşındırma ve kumlama işlemi, Y-TZP seramiğinin dayanımını etkilemektedir. Yüksek devirli hızda büyük grenli (150nm) elmas frez kullanarak yapılan aşındırma işlemi ortalama dayanımı düşürürken, kumlama işlemi ortalama dayanımı arttırmıştır (Kosma, Oblak ve ark. 1999).

2.4.4.3. Asit

Seramiğin %5 HF ile 2-3 dakika boyunca muamele edilmesi, camsı fazın seçici olarak çözülmesi için yeterlidir (Qeblawi, Muoz ve ark. 2010). HF ile yapılan aşındırma, bir cam matriks ve kristal içeren yüzeyleri eriterek en yüksek bağ kuvveti elde eder (Bona ve Anusavice 2002). Yüksek dayanımlı alümina ve zirkonya dayanımlı dental seramiklerde ise, yüksek kristal fazı içeriğinden dolayı hidroflorik asitle aşındırma başarılı olmamaktadır (Aboushelib, Kleverlaan ve ark. 2007).

2.4.4.4. Primer

Zirkonya bir biyo inert seramik olmasına rağmen, fosfata afinitesi yüksektir. Bu nedenle MDP gibi organo-fosfat monomerleri içeren bağlantı ajanları veya primerler bağlanmada yararlı olabilir (Faria-e-Silva, Moraes ve ark. 2009). MDP dışında 4-META (4metakriloksietil trimellitik anhidrid) ve MEPS (tiofosforik asit metakrilat) gibi diğer asidik monomerlerin de rezin simanzirkonya bağlantısını güçlendirdiği ileri sürülmüştür. 4-META, MEPS gibi asidik monomerlerin kullanılması metal oksitlerle ilave bağlantı sağlar. Bu asidik monomerler zirkonyadaki oksit gruplarıyla reaksiyona girer ve silika bazlı seramikler ile silan arasındaki bağlantıya benzer bir bağlantı oluşturur (Tsuo, Yoshida ve ark. 2006).

2.4.4.5. Plazma sprej

Plazma sprej; iyonları, elektronları, atomları ve nötr türleri içeren kısmen iyonize edilmiş bir gazdır. Gazın kontrollü ve nitel bir biçimde iyonize olmasını sağlamak için, işlem vakum koşulları altında gerçekleştirilir. Kiloherz, megahertz, veya mikrodalga aralığında olabilen yüksek frekanslı bir jeneratör, daha sonra gazın plazmaya iyonize edilmesi için kullanılır. Yüksek frekanslı jeneratör plazma içindeki gazı iyonize eder ve oksijen ile aktive edilen seramik yüzeyindeki hegzametildisiloksanın yapısı bozulur. Polimer oksijen ile aktive olur. Zirkonyum yüzeyine uygulandığında, zirkonyum ile yapıştırma simanı arasında aktive olan silika partikülleri sayesinde kovalent bağlar oluşturur. Bu şekilde bağlantı dayanıklılığını artırır (Chan, Ko ve ark. 1996, Derand, Molin ve ark. 2005).

2.4.4.6. Porselen İncisi ile Pürüzlendirme

Zirkonyum yüzeyine tutunan porselen incileri bağlantıyı artırır. Toz formdaki porselen inciler su ile karıştırılır. Seramik yüzeyine uygulandıktan sonra seramik 720°C’de fırınlanır. Kron iç uyumunun bozulmamasına dikkat edilmelidir (Derand, Molin ve ark. 2005).

2.4.4.7 Isı Uygulaması

Seramiklerin fırınlanması için uygulanan yüksek sıcaklıklar, genellikle çatlak başlangıçlarında stres yoğunluğunu azaltarak çatlakların büyümesini engellemektedir. Ancak zirkonya esaslı seramiklerde, ısı artışı tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü ters yönde başlatarak yüzey sıkıştırıcı tabakayı zayıflatarak dayanıklılığı azaltabilmektedir (Yin, Jahanmir ve ark. 2003). Bununla beraber, Y-TZP seramiklerde sıcaklık değişimleri, materyalin tanecik boyutu, taneciklerin dizilimini ve kitle içindeki porözitenin dağılımını değiştirdiği için yüzey çatlaklarının ilerlemesini sağlayabilmektedir (Kao, Ho ve ark. 2000).

Rejenerasyon fırınlanması ters dönüşüme neden olabilir ($m \rightarrow t$), Y-TZP'yi stabil bir tetragonal faz zirkonya yapısına geri döndürür, ancak daha az dirençli olmasına rağmen daha karardır. Rejenerasyon fırınlanması gibi yeni bir enerji kaynağı sağlandığında (tavlama) az miktarda monoklinik faz, tetragonal faza dönüşür ve daha dengeli bir malzeme oluşturur (Ryan, Fais ve ark. 2017).

2.4.4.8. Tribokimyasal Silika Kaplama Yöntemi

Tribokimyasal uygulama (TBC) ile seramik yüzeyi silisik asitle modifiye edilmiş Al_2O_3 ile kumlanır. Kumlama sırasında bu kum seramik yüzeyinde 15µm derinliğe kadar gömülebilme özelliğine sahiptir. Bu şekilde silika ile kaplanan seramiğin yüzeyinde bir

cam fazı tabakası oluşturulmaktadır. Bu tabaka, üzerine uygulanan silan ile kimyasal bağlantı kurmaktadır (Amaral, Özcan ve ark. 2006)

Rocatec sistemi (Rocatec, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) ve CoJet sistemi (CoJet, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) silika-modifiye alüminyum trioksitin kullanıldığı hava basınçlı mikro kumlama sistemleridir. CoJet, metal-seramik ve tam seramik restorasyonların kırıklarının kompozit rezin ya da adeziv siman ile direkt tamiri gibi klinik prosedürler için; Rocatec ise laboratuvar kullanımı için tasarlanmıştır. Ancak her iki sistem de yüzeyin silikatizasyonunu ve silanizasyonunu sağlamaktadır (Valandro, Della Bona ve ark. 2005).

TBC işlemi, kumlama işleminin mekanik enerjisini, kinetik enerji formundaki işlenmiş yüzeye iletir. Genelde, silikasyon bir sıcaklık artışı oluşturmaz ve etkileri atomik ve moleküler seviyelerde etkilenir. Silan uygulamasıyla silan rezidüel silis tabakasıyla reaksiyona girer ve bir siloksan ağı hidroliz ve çapraz bağlama ile oluşturulur (Takeuchi, Fujishima ve ark. 2010).

2.4.4.9. Selektif İnfiltrasyon Dağlama Yöntemi (SIE)

Zirkonyum dioksit için araştırılan yeni bir yüzey pürüzlendirme tekniği seçici infiltrasyon aşındırma (SIE) yöntemidir. ZrO₂ yüzeyi ısıya maruz bırakılıp zirkonya alt yapının gren sınırlarındaki stress alanlarına, erimiş camın infiltre olabilmesi sağlanır. Farklı sıcaklıklarda belirli sürelerde (750°C'de 2dk, 650°C'de 1dk, 750°C'de 1dk) bekletilir ve ardından oda sıcaklığında soğutulur. Selektif infiltrasyonla dağlama ile de yüzey inorganik oksitler (silisyum (Si) %30, titanyum (Ti) %13, alüminyum (Al) %8, potasyum (K) %3, rubidyum (Rb) %1, magnezyum (M) %1) içeren düşük erime noktasındaki cam tozuyla kaplanır (SIE). Dakikada 60°C'lik artışla 750°C'de ısıtılıp 2 dk

bekletilir. Daha sonra cam, HF asit kullanılarak pürüzlendirilir, rezin simanın nano-mekanik olarak kenetlenmesine izin veren gözenekli bir yapı oluşturulur. SIE'nin avantajı, sadece erimiş cama maruz kalan grenleri içermesidir; bu da, taranacak bölgenin kontrol edilmesini sağlar. SIE'nin kullanımı, bağlama için mevcut yüzey alanını arttırarak zirkonyanın nano-mekanik retansiyonunu geliştirmiştir. SIE'nin avantajı, asitlenen bölgenin kontrol edilmesine olanak tanıyan sadece erimiş camın maruz kaldığı grenleri içermesidir (Khamverdi ve Moshiri 2012).

2.5. MAYERYALLERİN TERMAL SIKLUS İLE YAŞLANDIRILMASI

Ağız kapalı iken yeme-içme yapılmadığı zamanlarda ağız içerisindeki sıcaklık ortalama 35°C olarak ölçülmüştür (Palmer, Barco ve ark. 1992, Gale ve Darvell 1999). Sıcak ve soğuk içecek ve yiyecekler alındığında ise dış yüzeyindeki sıcaklıklar ölçülerek en düşük 4,5 °C ve en yüksek 50-55°C olarak kaydedilmiştir (Palmer, Barco ve ark. 1992). Termal siklus deyimi (ısıl çevrim, ısıl döngü), in vitro olarak bir dişe ya da restoratif malzemeye ağız ortamını taklit edecek şekilde ısı değişimi uygulanmasını ifade eder (Gale ve Darvell 1999). Bu yöntemde test aygıtı olarak birbirine komşu iki banyo tankı ve test örneklerini bu banyo tanklarına sıra ile daldırabilen taşıyıcı bir koldan oluşan bir aygıt kullanılır. Banyo tankları içlerine konulan ve niteliği isteğe göre ayarlanabilen (2-65°C) arasındaki sıcaklıklarda muhafaza ederler. Test edilecek deney örnekleri taşıma kolunun ucundaki sepete yerleştirilir. Taşıma kolunun deney örneklerini bir tanktan çıkarıp diğerine transfer etme süresi ve her bir tanktaki bekleme süresi de aygıt üzerinde bulunan kontrol panelinden ayarlanabilmektedir.

Amerikan Diş Hekimliği Birliği'nin dentin ve mine adeziv malzemeleri için yayınladığı ve bu malzemelerin mineye ve dentine bağlanma kuvvetlerinin ve mikro sızıntılarının tespiti için önerdiği termal siklus protokolünde (ADA, Acceptance Program Guidelines 2001); alt sıcaklık sınır değeri olarak 5°C, üst sıcaklık sınır değeri olarak da 55°C kullanılması önerilmiştir.

Uluslararası Standart Organizasyonu da, dental adezivlerin bağlanma dayanımının ölçülmesini için alt-üst sıcaklık sınır değeri olarak 5–55°C kullanılması önermektedir (ISO TR 11405, 2003). Bu sıcaklıklar dışında 4-60°C (Henriques, Gonçaves ve ark. 2012, Guarda, Correr ve ark. 2013, Deng, Yang ve ark. 2014) ve 10-50 °C (Stewardson, Shortall ve ark. 2010) sıcaklıklarının kullanıldığı çalışmalar da mevcuttur. Çalışmalarda bekleme süresi, genellikle 15 saniyeden (Pazinatto, Campos ve ark. 2003) 2 dakikaya kadar değişen sürelerde uygulanmıştır (Stavridakis, Kakaboura ve ark. 2007). Gale ve Darvell tarafından yayınlanan derlemede ise 10.000 termal siklusun in vivo olarak yaklaşık 1 senelik fonksiyona eşdeğer olduğunu öne sürülmüştür (Gale ve Darvell 1999).

Bununla birlikte, örneklerin geometrisinin ve materyallerin, tam bir siklus sırasında her bir örnek türü içinde gelişen termal stresler üzerindeki etkisini bildiren karşılaştırmalı çalışmalar bulunmamaktadır.

2.6. DENTAL MATERYALLERİN BAĞLANMA DAYANIMININ

DEĞERLENDİRİLMESİNDE KULLANILAN MEKANİK TESTLER

Dental materyallerin bağlanma dayanımını değerlendirmek için ara yüzey kırığı üretmeye yönelik yöntemler, üç nokta bükme, dört nokta bükme, biaksiyal bükme, çekme, mikro çekme (metal-seramik veya seramik-seramik yapılara uyarlanamaz) ve

makaslama testi olarak sıralanabilir (Anusavice, Kakar ve ark. 2007). Bağlanma kuvveti temel olarak bağ alanının büyüklüğüne bağlı olarak bir makro veya mikro test düzeneği kullanılarak statik olarak ölçülür. 3mm^2 'den büyük bir bağ alanına sahip olan makro-bağ kuvveti, "makaslama", "çekme" veya "push out" test yöntemleri kullanılarak ölçülebilir (Van Meerbeek, Peumans ve ark. 2010).

2.6.1. Çekme Testi

Çekme testlerinde makaslama teslerine göre daha düzenli bir kuvvet dağılımı vardır ve bu özellik sayesinde yüzeyden kopmayı başlatan kuvvet değerleri daha doğru tahmin edilebilir. Bir çekme testinde bağlanma bölgesi numune yüzeyine dik olarak gelen bir kuvvet ile kırılır. Arayüzde düzgün olmayan bir gerilme dağılımı görülebilmektedir (Van Noort, Noroozi ve ark. 1989). Dikkatlice yapılmadığı takdirde, numune tork stresine maruz kalır, bu da bağ mukavemet değerini azaltır (Cardoso, Braga ve ark. 1998).

2.6.2. Mikro-Çekme Testi

Ana örnekten elde edilen, yüzey alanı 1mm^2 olan mikrobarların iki ucundan yapıştırıldığı tablada, kopma meydana gelene kadar $1\text{mm}/\text{dk}$ hızla çekilerek bağlantı direncinin kaydedildiği in vitro test yöntemidir. Birim alana düşen gerilim direnci, uygulanan maksimum kuvvetin mikrobarların yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (Sano, Shono ve ark. 1994, Pashley, Carvalho ve ark. 1999). Kuvvetin bağlantı yüzeyine dik uygulandığı test yönteminde, boyut olarak oldukça küçük mikrobarların kullanımı yapısal kusurların devreye girme olasılığını azaltmaktadır. Bu durum alt yapı ile üst yapı seramiğinin bağlantı direncinin titizlikle hesaplanabilmesini ve verilerin standardize edilmesini sağlamaktadır (Sano, Shono ve ark. 1994). Bununla birlikte, kırılğan numunelerin kesilmesi ve hazırlaması sırasında bağlanma bölgesindeki

çatlaklar indüklenebilir (Aboushelib, De Jager ve ark. 2005, Aboushelib, Kleverlaan ve ark. 2008).

2.6.3. Makaslama (Shear) Bağlanma Dayanımı Testi

Bağlanma dayanımının değerlendirilmesi amacıyla yaygın olarak kullanılan makaslama testi, iki farklı materyalden oluşan örnekler arasındaki bağlantıda ayrılma meydana gelene kadar, $0.75 \pm 0.3 \text{ mm/dk}$ hızla makaslama kuvvetinin uygulandığı in vitro test yöntemidir. Birim alana düşen makaslama direnci, uygulanan maksimum kuvvetinin bağlantı yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (ISO 11405; 2003).

Yapıştırma işleminden sonra test örnekleri için başka işlem gerekmediğinden, makaslama dayanımı testi en kolay ve hızlı yöntemdir. Test protokolünü standart hale getirmek amacıyla, Ultradent jig (Ultradent, Salt Lake City, UT, ABD) ve daha yeni SDI teçhizatı (SDI, Bayswater, Victoria, Avustralya) gibi spesifik jigler hazırlanmıştır (Van Meerbeek, Peumans ve ark. 2010). Mevcut çalışmada seçilen test, basit ve güvenilir bir test olan makaslama bağlanma dayanımıdır. Bununla birlikte, bu yöntem, mikro-çekme bağ testi ile karşılaştırıldığında, arayüzde düzgün olmayan gerilimler üretebilmektedir (Della Bona ve Van Noort 1995). Bu düzensiz stresler koheziv başarısızlığa neden olarak hatalı sonuçlara yol açabilir (Blatz, Sadan ve ark. 2003).

2.7. TARAYICI ELEKTRON MİKROSKOBU (SEM)

SEM üç bölümde incelenir. Birincisi vakum yapan bölümdür. Burada elektron ışınları elde edilebilmesi için 10^{-4} ile 10^{-5} mmHg arasında bulunan vakum elde edilmesi gerekmektedir. İkincisi optik silindir bölümüdür. Burada elektron ışınları ile görüntü elde edilir ancak bu bölüm ilerlemiş vakum elde edildikten sonra çalıştırılabilir. Optik silindir

bölümünde elektron ışını kaynağı, ışınları odaklama alanları, ışıklandırma ayar sistemi, diyafragmanlar sistemi, kesit taşıyıcısı manyetik bobin devreleri ve floresan görüntü ekranı bulunur. Üçüncü bölüm ise fotoğraf çekme bölümüdür. SEM'de floresan ekran üzerine net şekilde düşürülen görüntü floresan ekranın kaldırılmasıyla altta bulunan 7×7cm'lik özel filmler üzerine düşer (Akçayöz, Köken ve ark.).



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada metal ve zirkon alt yapılar üzerine farklı yöntemlerle uygulanan veneer seramiklerinin alt yapıya bağlanma dayanımı makaslama testi ile in vitro olarak incelenmiştir. Araştırma, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Laboratuvarı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı, Samsun Karadeniz İleri Teknoloji Araştırma Merkezinde gerçekleştirildi.

3.1. Çalışmamızda Kullanılan Materyaller

Çalışmamızda kullanılan materyaller ve cihazlar Tablo 3.4'te listelenmiştir.

3.2. Kullanılan Materyallerin Özellikleri

Materyallerin kimyasal içeriği ve mekanik özellikleri metal alt yapı için Tablo 3.1'de, üst yapı seramikleri için Tablo 3.2.'de, zirkonyum alt yapılar için ise Tablo 3.3'de listelenmiştir.

Tablo3.1. Metal alt yapının özellikleri

Materyal	İçerik	Kopma Direnci	Akma Dayanımı (Rp%0.2)	TGK (100-400°C) (10 ⁻⁶ K ⁻¹)	Elastiklik Modülü (GPa)
Eos Cobalt Chrome SP2	Co, Cr, Mo, W, Si, Fe, Mn	1100±100 MPa, 160 ±15ksi	900±80 MPa, 131 ±12ksi	14.0-14.5x 10 ⁻⁶ m/m°C	200±10 GPa

Tablo 3.2. Üst yapı seramiklerinin özellikleri özellikleri

Üst Yapı Seramiği	Isıl Genleşme Katsayısı ($\mu\text{m/mK}$)	Bükülme Direnci (MPa)	Kimyasal Çözünürlük ($\mu\text{g/cm}^2$)	Elastiklik Modülü	İçerik
IPS e.max Ceram	9.5	90	15	65	SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , ZnO ₂ , Na ₂ O, K ₂ O, ZrO, CaO, P ₂ O ₅ , florit ve pigmentler
Vita VM 13	13.8 – 15.2	120	12		SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , K ₂ O, Na ₂ O
Vita Mark □ blok	9,4	154±15		45±0,5	SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , Na ₂ O, K ₂ O, CaO, TiO ₂ pigmentler

Tablo 3.3. Zirkonyum alt yapıların özellikleri

Materyal	İçerik	Bükülme Dayanımı (MPa)	Elastiklik Modülü (GPa)	TGK (100 400°C) (10^{-6} K^{-1})	Kimyasal Çözünürlük ($\mu\text{g/cm}^2$)
IPS e.max ZirCAD	ZrO ₂ , Y ₂ O ₃ , HfO ₂ , Al ₂ O ₃	900 ± 50	210	0.75± 0.25	100
In-Ceram YZ	ZrO ₂ , Y ₂ O ₃ , HfO ₂ , Al ₂ O ₃	900	210	10.5	< 20

Tablo 3.4. Çalışmamızda kullanılan materyaller, cihazlar ve üreticileri.

MATERYAL ve CİHAZLAR	ÜRETİCİ FİRMA
CAD/CAM kazıma ünitesi Ceramill Motion2	Amann Girrbach, Koblach, Avusturya
IPS e.max ZirCAD zirkonya blok (LOT 26850)	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn
Vita In Ceram YZ zirkonya blok (LOT X07647)	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya
Metal tozu (Eos Cobalt Chrome SP2)	Eos, Münih, Almanya
Lazer sinter fırını (Eosint M 270)	Eos, Münih, Almanya
IPS e.max Ceram Dentin, A2/TI 1	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn
IPS e.max Ceram Build-Up Likitleri	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn
Vita VM13 üst yapı seramiği	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya
IPS e.max Ceram gleyz	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn
Vita VMK master opak	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya
Vita akzent Gleyz	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya
Metal bondu vita NP bond	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya
Vita Mark II üstyapı bloğu (LOT 39090)	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya
Panavia F 2.0	Kuraray, Newyork, USAABD
% 9.5 Hidroflorik Asit	Bisco, Schaumburg, ABD
Zirkonya primer	Bisco, Schaumburg, ABD
Silan	Ultradent, Cologne, Almanya
Sinterizasyon fırını (Austromat 624i)	Dekema, Freilassing, Almanya
Seramik fırını (Programat EP 5010)	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn
Kumlama cihazı (Basic Eco)	Renfert, Hilzingen, Almanya
Kesme cihazı (Micracut 202)	Metkon, Bursa, Türkiye
Elmas kesme diski	Metkon, Bursa, Türkiye
Termal siklus cihazı	Dentester, İstanbul, Türkiye
Universal test cihazı	Schimadzu, Tokyo, Japonya
Vakum cihazı (Quorum SC7620)	Quorum Technologies Ltd, İngiltere
Taramalı elektron mikroskobu	Jeol JSM-7001F, Japonya

3.3. Deney Gruplarının Oluşturulması

Toplam 60 örnek, kullanılan alt yapılara göre 3 gruba (n=20) ayrıldı. Metal ve IPS e.max ZirCAD zirkon alt yapılara tabakalama tekniği ile veneer porselenleri uygulandı. Vita In Ceram YZ zirkon alt yapılara ise hızlı katmanlama tekniği ile veneer porseleni uygulandı. Tüm gruplardaki örnekler termal siklus ile yaşlandırmanın bağlanma dayanımına etkisinin incelenmesi için rastgele seçimle ikiye ayrıldı (n=10).

3.4. Metal Alt Yapıların Hazırlanması

Lazer sinter fırınında (Eosint M 270) metal alaşım tozu (Eos Cobalt Chrome SP2) kullanılarak 15x12x2,5mm boyutlarında 20 adet dikdörtgen şeklinde metal alt yapı örnekleri elde edildi (Şekil 3.1.a)

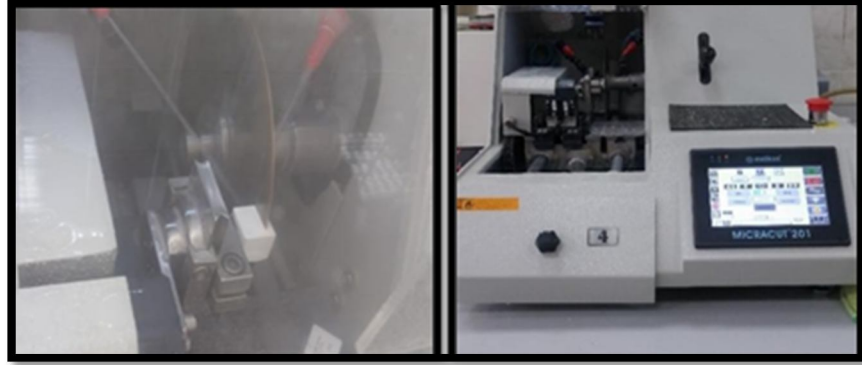


Şekil 3.1.a. Metal alt yapıların üretimi b. metal alaşım tozu (Eos Cobalt Chrome SP2)

3.5. Zirkonya Alt Yapılarının Hazırlanması

Yttrium ile stabilize zirkonyum oksit bloklar; yarı sinterlenmiş IPS e.max ZirCAD ve Vita In Ceram YZ kullanıldı. Ölçüleri (40x19x15mm) olan IPS e-max ZirCAD ve Vita In Ceram YZ zirkonya bloklar Micracut 201 (Metkon, Türkiye) hassas kesme cihazına

yerleştirildi (Resim 3.2.a) ve su soğutması altında elmas disk (Metcon, Bursa, Türkiye) kullanılarak ölçüleri 19x15x3mm olan toplam 40 adet zirkonya alt yapı örneği elde edildi.



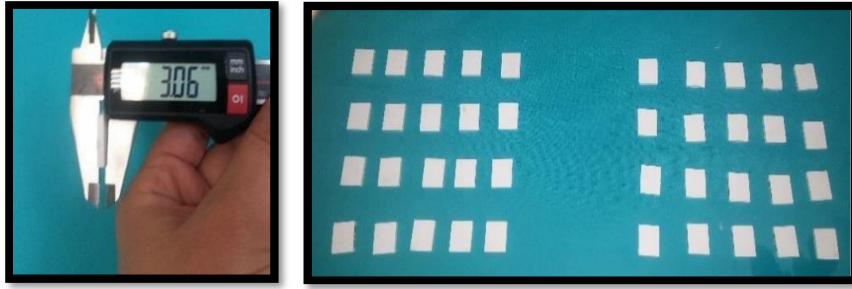
Şekil 3.2.a. Hassas kesme cihazında blokların kesilmesi. b. Hassas kesme cihazı

Elde edilen 40 adet örnek sırasıyla 600, 800, 1000 ve 1200 grenli karbid zımparalar ile Gripo 2V (Metkon, Türkiye) zımparalama ve parlatma cihazında zımparalandı (Şekil 3.3.b).



Şekil 3.3.a Zımparalama ve parlatma cihazı b. Örneklerin Zımparalanması

Örnekler dijital kumpas (P45D Dijital Kumpas 150×0.01 mm, Ceta Form, İstanbul, Türkiye) ile tek tek ölçülerek boyutları kontrol edildi (Şekil 3.4.a)



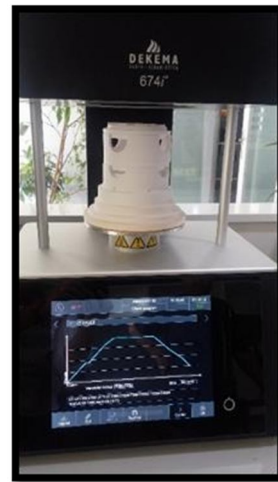
Şekil 3.4.a. Dijital kumpas ile örnek boyutlarının ölçülmesi b. Elde edilen zirkonya alt yapı örnekleri

3.6. Zirkonya Örneklerin Sinterlenmesi

Elde edilen tüm örnekler sinterleme fırınında (Austromat 624i, Dekema, Almanya) 1500°C’de üretici firmaların önerileri doğrultusunda sinterlendi (Şekil 3.5.a,b). IPS e.max ZirCAD ve Vita In Ceram YZ’nin sinterleme programı Tablo 3.5’te verilmiştir. Sinterleme öncesinde büzülme için %20-25 oranında büyük hazırlanan zirkonya alt yapı örneklerin boyutları, sinterleme sonrası dijital kumpas (P45D Dijital Kumpas 150×0.01mm, Ceta Form, İstanbul, Türkiye) ile 15x12x2,5mm olacak şekilde ölçüldü (Şekil 3.6).



Şekil 3.5.a. Örneklerin Sinterlenmesi



b. Sinterleme Fırını



Şekil 3.6. Örnek boyutlarının ölçümü

Tablo 3.5. Zirkonya alt yapı materyallerinin sinterleme programı

Fırın/Program	Maksimum Isı [°C]	Fırında Bekleme Zamanı (dk)	Total Döngü Zamanı (dk)
Austromat 674i/IPS e- max ZirCAD High speed	1500	25	90
Austromat 674i / Vita In ceram YZ High speed	1530	..	80

Metal ve zirkonya alt yapılar, partikül büyüklüğü 50µm olan Al₂O₃ kumu (Korox 110, Bego, Bremen, Almanya) ile 2 atmosfer hava basıncı altında yaklaşık 10mm mesafeden 15 saniye süreyle kumlama cihazında (Renfert Basic Eco, Almanya) pürüzlendirildi (Şekil 3.7.a,b).



Şekil 3.7.a. Alt yapıların kumlanması



b. Kumlama cihazı

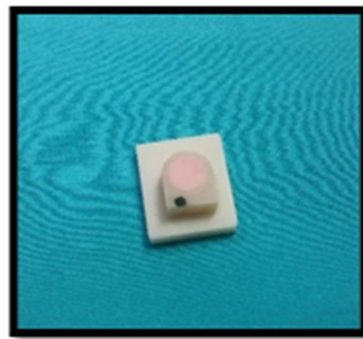
Kumlama işlemi tamamlanan tüm zirkonya alt yapı örnekleri ultrasonik temizleyicide (Sultan, Sultan Healthcare, ABD) distile suda 10 dk bekletilerek temizlendi.

3.7. Metal ve Zirkonyum Alt yapılar Veneer Porseleni Uygulanması

İlk iki grupta 20 adet metal ve 20 adet IPS e.max ZirCAD zirkonya alt yapılar üzerine uygulanacak olan üst yapı porselenlerinin standardizasyonunu sağlamak amacıyla tabakalama tekniğinde kullanılmak üzere birer kalıp hazırlandı (Şekil 3.8.a,b). Son boyutu 5x3mm olacak şekilde metal örneklerde sırayla birer kere opak ve dentin fırınlanması gerçekleştirildi. Zirkonya alt yapılar ise iki kere dentin fırınlanması gerçekleştirildi.



Şekil 3.8.a. Porselenin tabakalanması



b. Porselenin tabakalanması sırasında kullanılan kalıp



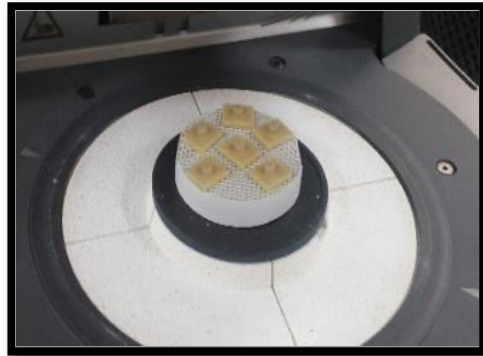
Şekil 3.9.a. IPS e.max Ceram likit ve tozu **b.** Vita VM13 likiti ve tozu

Veneerleme prosedürü, üreticinin talimatlarına uygun olarak geleneksel tabakalama tekniği için hazırlanan kalıba dentin porseleninin kondenzasyonu tekniği ile uygulandı. Metal alt yapılar üzerine opak porselen ve dentin porseleni uygulanmadan önce metal bondu (Vita NP bond, Vita Zahnfabrik, Almanya) uygulandı. Kondenzasyon sırasında açığa çıkan likit, bir kağıt mendil (Selpak, Bursa, Türkiye) ile uzaklaştırıldı. Kalıptan dikkatli bir şekilde çıkarılan örneklerin opak ve dentin fırınlamaları, üretici firmaların tavsiyeleri doğrultusunda Programat EP 5010 (Ivoclar Vivadent, Almanya) fırınında yapıldı (Şekil 3.10.b). Zirkonya alt yapılara ise yine üretici talimatları doğrultusunda EP300 fırınında iki kez dentin fırınlaması yapıldı. Son olarak zirkonya alt yapılara gleyz işlemi (IPS e.max Ceram Glaze, IvoclarVivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulandıktan sonra örneklerin üretimi tamamlandı. Aynı şekilde metal alt yapılara gleyz (Vita Akzent, VITA Zahnfabrik, BadSäckingen, Almanya) materyali uygulandı.

Metal alt yapılar üzerine uygulanan Vita VM 13 opak, dentin ve gleyz fırınlama prosedürleri ile IPS e.max ZirCAD zirkonya alt yapılar üzerine uygulanan IPS e.max Ceram dentin ve gleyz fırınlama prosedürleri Tablo 3.6 ve Tablo3.7'de verilmiştir.



Şekil 3.10.a. Üst yapı porseleninin kumpas ile ölçülmesi b. Porselenin fırınlanması



Şekil 3.11.a. Zirkonya-veneer örnekleri

b. Metal-seramik örnekleri

Tablo 3.6. Ips e max Ceram fırınlama programı

	B/°C	S/dk	t/°C dk	T/ °C	H /dk	V1/°C	V2/°C
Wash fırınlama	403	4:00	40	750	1:00	450	749
Dentin/ insizal fırınlama	403	4:00	40	750	1:00	450	749
Gleyz	403	6	60	725	1:00	450	724

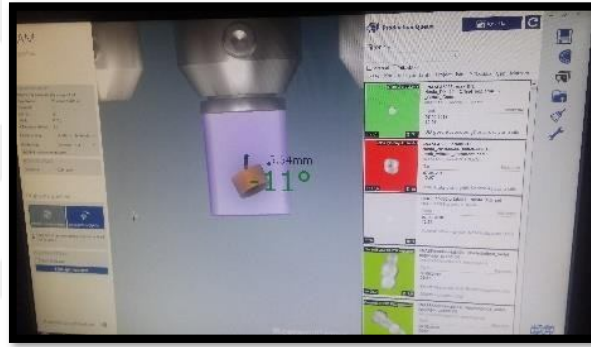
T: Pişirme derecesi, B: Hazırlık ısısı, S: Ön kurutma süresi, t: Porselen fırın ısısının 1 dakikada yükselme derecesi, H: Pişirme derecesinde durma süresi

Tablo 3.7. VITA VM13 fırınlama programı

	Ön Kurutma °C	dk.	dk.	°C/dk	Sıcaklık °C	dk.	VAC dk.
Wash fırınlama	500	2.00	5.12	75	890	2.00	5.12
Dentin/ insizal fırınlama	500	6.00	6.55	55	880	1.00	6.55
Vita Akzent (gleyz)	500	0.00	4.45	80	880	2.00	-

3.8. Hızlı Katman Tekniği İçin Üst Yapıların CAD/CAM'de Üretilmesi

Vita Mark □ (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) seramik bloklardan, 20 adet 5x3mm boyutlarında üst yapıların tasarımı CAD yazılımı (Ceramill Mind, Amann Girrbach, Koblach, Avusturya) ile yapıldı (Şekil 3.12). Üst yapılar Ceramill Motion2 (Amann Girrbach, Koblach, Avusturya) CAD/CAM kazıma cihazı ile hazırlandı (Şekil 3.13.a,b).



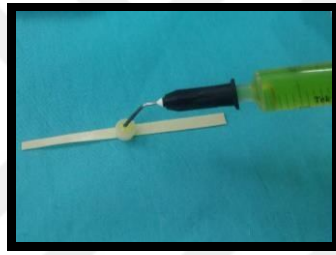
Şekil 3.12. Üst yapının tasarlanması



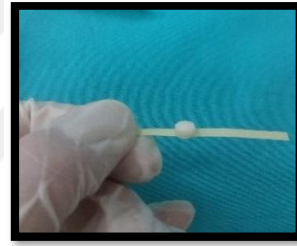
Şekil 3.13.a. Vita Mark □ blokların kazınması b. Üst yapı boyutlarının ölçülmesi

3.9. Hızlı Katmanlama Tekniğinde Veneer Uygulanması

CAD/CAM de üretilen Vita Mark II Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) üst yapı seramikleri %9,5 HF asit (Bisco, Schaumburg, ABD) ile 90sn boyunca pürüzlendirme işlemine tabi tutuldu (Şekil 3.14.a). Basınçlı su ile yıkandı daha sonra kurutulan örneklerde opak bir yüzey elde edildi (Şekil 3.14.b) ve silan ajanı (Ultradent, Cologne, Almanya) uygulandı (Şekil 3.15.a). Hızlı katmanlama tekniği için sinterlenen In Ceram YZ (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) alt yapıların kumlama yapılan yüzeylerine zirkonya primer ajanı (Bisco, Schaumburg, ABD) uygulandı (Şekil 3.15.b).



Şekil 3.14.a. Asitle pürüzlendirme



b. Asit sonrası opak görünüm



Şekil 3.15.a. Silan uygulaması



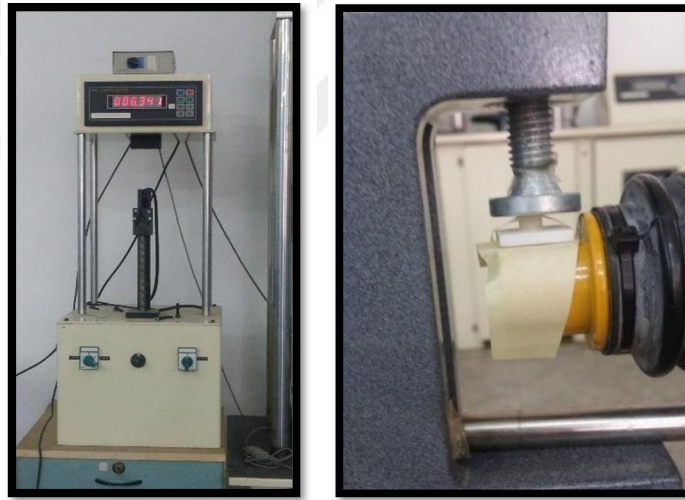
b. Primer uygulaması

Üst yapılar zirkon alt yapıların yüzeyine adeziv rezin siman (Panavia F2.0, Kuraray, Okayama, Japonya) ile simante edildi (Şekil 3.16). Simante alt yapı ve üst yapı

yük hücresi bağlanan bir mengeneye yerleştirildikten sonra 5dk boyunca 50N büyüklüğünde bir kuvvet uygulandı (Şekil 3.17).



Şekil 3.16. Adeziv rezin siman



Şekil 3.17. Veneerlerin alt yapılara simante edilmesi

3.10. Termal Yaşlandırma

Hazırlanan tüm örnekler, 37°C'lik distile suda 24 saat süreyle bekletildi. Rastgele seçimle 3 gruptan onar örnek seçilerek temel yaşlandırma cihazında (SD Mechatronik Thermocycler, Almanya) banyo sıcaklığı 5°C-55°C, banyolar arası transfer zamanı 5sn ve banyoda bekleme zamanı 30sn olmak üzere 12.000 devirlik termal yaşlandırmaya tabi

tutuldu (Şekil 3.18).



Şekil 3.18. Termal yaşlandırma cihazında örneklerin görünümü.

3.11. Bağlanma Dayanımının Ölçülmesi

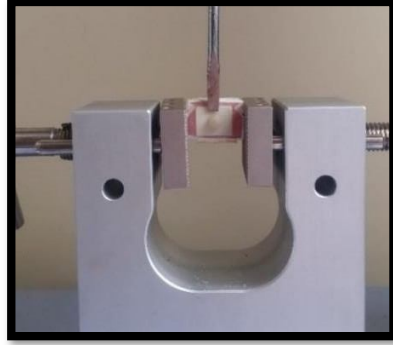
Bağlanma dayanımının ölçülmesi işlemi, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında bulunan Universal Test Cihazı (Shimadzu, Japonya) kullanılarak yapılmıştır. Termal yaşlandırmadan sonra 37C°'lik distile suda 24 saat bekletilen örneklere makaslama testi uygulamak üzere özel bir kalıp hazırlandı. Örnekler kalıba sabitlendi ve kalıp Universal Test Cihazına yerleştirildi (Şekil 3.19.a). Kesme işlemi yapacak olan test aпаратыn ucunu örneklerdeki veneer seramik yüzeyiyle 90°'lik bir açı yapacak şekilde yerleştirildi. Daha sonra arayüzeye 0,5mm/dk hızla kesme kuvveti uygulandı (Şekil 3.19.b).

Ayrılmanın gerçekleştiği noktadaki kuvvet değeri Newton cinsinden kaydedildi. Birim alana düşen yük miktarının saptanabilmesi için, Newton (N) değerleri Megapascal (MPa) değerlerine çevrildi.

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

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

r = bağlanma yüzeyinin yarıçapı



Şekil 3.19.a. Makaslama testi



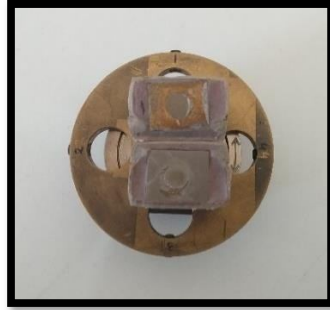
b. Universal test cihazı

3.12. SEM ile Kopma Yüzeylerinin İncelenmesi

Bağlanma dayanım testinden sonra tüm örneklerin kopma yüzeyleri taramalı elektron mikroskobu ile incelendi. Her alt gruptan rastgele birer örnek seçildi. Distile su ile yıkanan örnekler 30dk süreyle %100 alkol çözeltisinde bekletilerek dehidrasyona uğrattıldı. Hazırlanan örnekler havasız bir ortamda vakum cihazı (Quorum SC7620, Quorum Technologies Ltd, İngiltere) (Şekil 3.20) ile vakumlandıktan sonra örnek yüzeyleri Au-Pd ile kaplandı (Şekil 3.21). Görüntüler x15 ve x500 büyütme altında alındı. Bu işlem Samsun Karadeniz İleri Teknoloji Araştırma Merkezinde bulunan SEM cihazı (Jeol JSM-7001F, Japonya) ile yapıldı (Şekil 3.22). 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 gözleendiği ‘karışık kopma’ (adeziv + koheziv) olarak değerlendirildi.



Şekil 3.20. Vakum cihazı



Şekil 3.21. Altın ve palladyum kaplama



Şekil 3.22. SEM cihazı

3.13. İstatistiksel Analiz

Çalışma gruplarının genel özellikleri hakkında bilgi vermek amacı ile tanımlayıcı analizler yapıldı. Bağımlı değişkenlere ait veriler ortalama \pm standart sapma (SS) şeklinde verildi. Bağlanma dayanımının faktörlere göre farklılığının anlamlılık testi için, iki yönlü varyans analizinden yararlanıldı. Çoklu karşılaştırmalar için Bonferroni düzeltmesi kullanıldı. P değerleri 0.05'den küçük hesaplandığında istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Hesaplamalar hazır istatistik yazılımı kullanılarak yapıldı (IBM SPSS Statistics 19, SPSS Inc., IBM Co., Somers, NY, ABD).

4. BULGULAR

4.1. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi Bulguları

Zirkonya ve metal alt yapılar üzerine tabakalama ve hızlı katman tekniği olmak üzere iki farklı yöntemle uygulanan veneer seramikler arasındaki makaslama bağlanma dayanımları ve termal siklus ile yaşılandırma işleminin bu bağlanma dayanımına olan etkisi karşılaştırmalı olarak araştırılmıştır. Makaslama testi sonuçlarına göre Newton olarak kaydedilen kuvvet değerleri “Kuvvet (N)/Alan(mm²)” formülü ile MPa’ya çevrilmiştir. Tablo 4.1’de grupların sınıflandırılması gösterilmiştir. Tablo 4.2’de tabakalama yöntemi ile elde edilen metal alt yapı gruplarının, Tablo 4.3’de tabakalama yöntemi ile elde edilen zirkon alt yapı gruplarının, Tablo 4.4’te ise hızlı katman tekniği ile elde edilen zirkon alt yapı gruplarının MPa cinsinden makaslama bağlanma dayanımı değerleri verilmiştir.

Tablo 4.1. Grupların sınıflandırılması

Yöntem	Kontrol	Termal Yaşılandırma
Metal-tabakalama	Mtk n=10	Mty n=10
Zirkon tabakalama	Ztk n=10	Zty n=10
Zirkon-CAD/CAM veneer	Zck n=10	Zcy n=10

Tablo 4.2. Metal alt yapı üzerine tabakalama yöntemi uygulanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı değerleri

Örnek No	Mtk	Mty
1	33,7042	29,9583
2	20,1726	16,8385
3	25,1019	24,5483
4	16,4152	26,7522
5	36,1471	22,8895
6	35,2663	29,2397
7	41,7954	29,3373
8	33,8450	30,4685
9	29,3654	19,5938
10	22,8686	21,3643

Termal yaşlandırma esnasında Zty grubundaki örneklerden birinde, veneer seramiğinin tam olarak delaminasyonu nedeniyle makaslama bağlanma dayanımı değeri elde edilememiş ve istatistiksel analize dahil edilmemiştir (Tablo 4.3).

Tablo 4.3. Zirkon alt yapı üzerine tabakalama yöntemi uygulanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı değerleri

Örnek No	Ztk	Zty
1	23,5233	-
2	28,3740	14,4253
3	24,8256	20,9153
4	26,8199	19,3967
5	21,8678	19,0719
6	16,5448	14,1040
7	25,1373	17,1766
8	26,2809	21,1198
9	18,7176	14,3972
10	23,8575	11,0312

Tablo 4.4. Zirkon alt yapı üzerine hızlı katmanlama yöntemi uygulanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı değerleri

Örnek No	Zck	Zcy
1	13,6199	7,34160
2	12,5708	8,57509
3	12,4031	9,81776
4	16,5153	6,17294
5	15,8194	13,43413
6	27,2153	19,3556
7	19,0164	8,13446
8	18,2614	10,19738
9	13,6501	10,34528
10	16,5476	8,68709

Tüm gruplara ait bağlanma dayanımı ortalamaları ve gruplar arası karşılaştırmalarda istatistiksel farklılık gösteren değişkenler Tablo 4.5’de gösterilmiştir ($p < 0.05$). Elde edilen ölçüm değerlerine göre gruplar arasında etkileşim olup olmadığını anlamak için iki yönlü varyans analizi (ANOVA) yapılmıştır. İstatistiksel anlamlılık $p < 0.05$ olarak kabul edilmiştir. Analiz sonuçları etkileşimli iki değişkenin bağlanma dayanımı üzerine önemli bir etkiye sahip olmadığını göstermiştir ($p = 0.726$) (Tablo 4.6).

Tablo 4.5. İki faktöre göre bağlanma dayanımı değerlerinin ortalama değerleri ve standart sapmaları.

Materyal	Kontrol	Termal Yaşlandırma	Total
Metal tabakalama	29,47±8,07 (a,x)	25,1±4,81 (a,x)	27,28±6,84 (a)
Zirkon ZirCAD tabakalama	23,59±3,67 (b,x)	16,85±3,53 (b,y)	20,4±4,92 (b)
Zirkon-vita CAD/CAM	16,56±4,39 (c,x)	10,21±3,77 (c,y)	13,38±5,15 (c)
Total	23,21±7,69(x)	17,4±7,44 (y)	20,35±8,05

(ab): Materyal için gruplar arası karşılaştırma (xy):Yöntem için gruplar arası karşılaştırma

Bağlanma dayanımına ait değişkenlerden termal siklus ile yaşlandırma, bağlanma dayanımını anlamlı olarak etkilemiştir ($p<0.05$) (Tablo 4.6). Termal yaşlandırma uygulanan örneklerden elde edilen bağlanma dayanımı değerleri ($17,4\pm 7,44$), kontrol gruplarından ($23,21\pm 7,69$) anlamlı olarak daha az bulunmuştur (Tablo 4.5). Materyallerin farklılığı da bağlanma dayanımlarını anlamlı olarak etkileyen bir faktör olmuştur ($p<0.05$)(Tablo 4.6). Metal tabakalama, zirkon tabakalama ve zirkon CAD/CAM grupları arasında anlamlı bir fark vardır (Tablo 4.5).

Tablo 4.6. ANOVA tablosu (İki yönlü varyans analizi). Bağımlı değişken: Bağlanma dayanımı

Kaynak	Tip III Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	p
Düzeltilici model	2445,044 ^a	5	489,009	19,687	,000
Intercept	24267,401	1	24267,401	976,963	,000
Yaşlandırma	499,484	1	499,484	20,108	,000
Materyal	1932,143	2	966,071	38,892	,000
Yaşlandırma *Materyal	16,022	2	8,011	,323	,726
Error	1316,500	53	24,840		
Total	28206,553	59			
Corrected Total	3761,544	58			

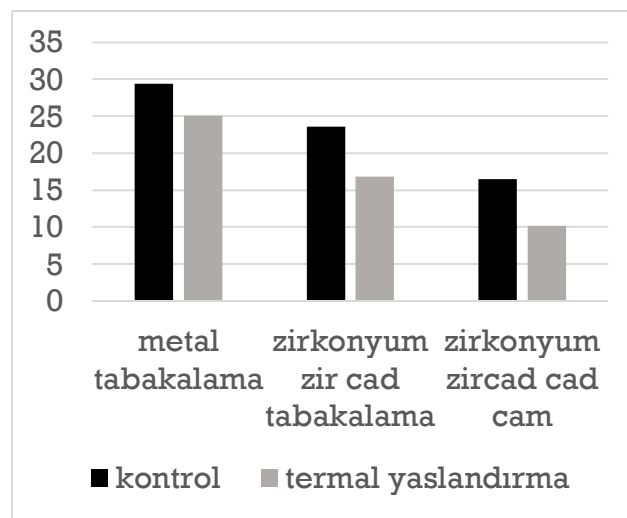
$$R^2 = ,650 \text{ (Adjusted } R^2 = ,617)$$

Mtk grubunun ortalama makaslama bağlanma değeri ($27,28\pm 6,84$), termal siklusla yaşlandırılan ve yaşlandırılmayan diğer grupların herhangi birinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksekti ($p<0.05$) (Tablo 4.5) (Şekil 4.1). En düşük bağlanma dayanımı değeri ise Zcy ($13,38\pm 5,15$) grubunda gözlenmiştir (Tablo 4.5) (Şekil 3.1). Gruplar arasında Mty örneklerinde bağlanma dayanımı değerleri ($25,1\pm 4,81$), mtk grubuna ($29,47\pm 8,07$) göre düşük bulunmuştur ancak anlamlı bir farklılık yoktur ($p=0,055$)(Tablo

4.7). Zty örneklerinde ($16,85 \pm 3,53$) bağlanma değerleri Ztk grubuna ($16,56 \pm 4,39$) göre anlamlı olarak düşük bulunmuştur ($p=0,005$)(Tablo 4.7). Zcy örneklerinde de ($10,21 \pm 3,77$) Zck örneklerine ($16,56 \pm 4,39$) göre anlamlı olarak daha düşük bağlanma dayanımı değerleri gözlenmiştir ($p=0,006$) (Tablo 4.7).

Tablo 4.7. İkili karşılaştırmalar

Materyal	Yaşlandırma		Ortalama Fark (I-J)	Standart Sapma	p	95% güven aralığı	
	Kontrol	Termal siklus				Alt değer	Üst değer
Metal tabakalama	Kontrol	Termal siklus	4,369	2,229	055	-,101	8,840
	Termal siklus	Kontrol	-4,369	2,229	055	-8,840	-,101
Zirkon tabakalama	Kontrol	Termal siklus	6,746*	2,290	005	2,153	11,339
	Termal siklus	Kontrol	-6,746*	2,290	005	-11,339	-2,153
Zirkon CAD/CAM	Kontrol	Termal siklus	6,356*	2,229	006	1,885	10,826
	Termal siklus	Kontrol	-6,356*	2,229	006	-10,826	-1,885



Şekil 4.1. Ortalama +/-1 standart sapma grafiği

4.2. Kırık Tipi Analizi Bulguları

Adeziv tip başarısızlık (veneer seramiğin zirkonya alt yapıdan tamamen ayrıldığı kopma), koheziv tip başarısızlık (veneer seramiğin tamamen kendi içinde kırıldığı kopma) ve karışık tip başarısızlık (adeziv+koheziv) olarak değerlendirildi.

Tablo 4.8. Gruplar arası başarısızlık modları dağılımı

		Adeziv	Koheziv	Karışık
Kontrol	Metal tabakalama	%50	%10	%40
	Zirkon tabakalama	%70	-	%30
	Zirkon CAD/CAM veneer	%80	-	%20
Termal siklus	Metal tabakalama	%20	%20	%60
	Zirkon tabakalama	%70	-	%30
	Zirkon CAD/CAM veneer	%100	-	-

Maksalama bağlanma dayanımı testinden sonra kırık yüzeyler orijinal büyütme

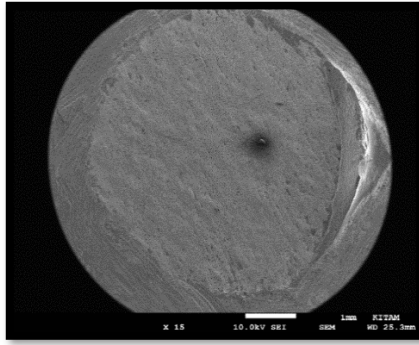
x10'da bir stereomikroskop (Stemi 2000 C Carl Zeiss Microscopy, LLC, NY, ABD) ile görsel olarak analiz edildi. Adeziv başarısızlık en çok “zcy”, en az “mty”; koheziv başarısızlık yalnızca “mtk” ve “mty” gruplarında, karışık tip başarısızlık en çok “mty”, en az “zck” grubunda görülmüştür. “Zcy” grubunda ise koheziv ve karışık tip başarısızlık görülmemiştir (Tablo 4.8).

4.3. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Sonrası Kopma

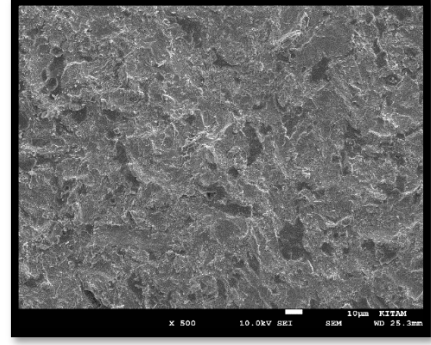
Yüzeylerinin Değerlendirilmesi

Deney örneklerinde kopma yüzeyleri, veneer seramiğin yapısı, metal ve zirkonya alt yapıların tane yapıları, metal ve zirkonya ile veneer porseleni arayüzdeki etkileşimleri ve kumlama yüzey işleminin yüzeye etkisi SEM ile değerlendirilmiştir. Deney grupların her birinden seçilen birer örnek x15 ve x250'lik büyütme altında SEM'de incelenmiştir.

Mk grubu örneğine ait SEM görüntüleri incelendiğinde karışık tip kopma yüzeyi görülmüştür. x10 büyütmedeki SEM görüntüsünde sağ bölgede veneer porseleni belirgin olarak görülmektedir (Şekil 4.2.a). Veneer porselende sola doğru keskin bir kırık ve ardından metal ile devam etmektedir. x500'lük büyütmede yüzey boyunca kumlanmış metal yüzeyi görülmektedir (Şekil 4.2.b). Bu nedenle kırığın zayıf veneer tabaka içinde gelişmiş olabileceği düşünülmektedir.

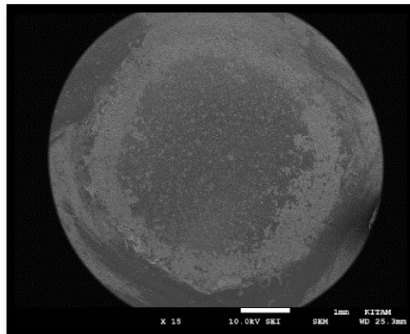


Şekil 4.2.a Mtk örneği SEM x15

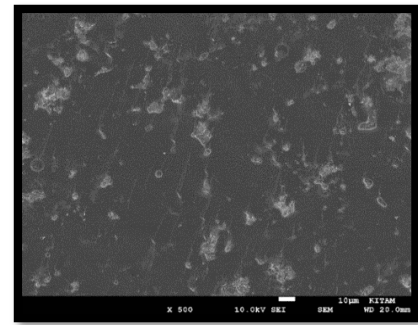


b. Mtk örneği SEM x500

Ztk grubu örneğine ait SEM görüntüleri incelendiğinde karışık tip kopma yüzeyi görülmüştür (Şekil 4.3. a). Açık renkli alanlar veneer seramiği, koyu renkli alanlar ise zirkonya alt yapıyı göstermektedir. x500 büyütmedeki SEM görüntüsünde, veneer seramiğin yapısı mk grubu örneğine göre daha az yoğun olarak görülmektedir (Şekil 4.3.b). Veneer porseleninin zirkonya yüzeyinde metal örneklerine göre daha az ıslatma sağladığı görülmektedir.

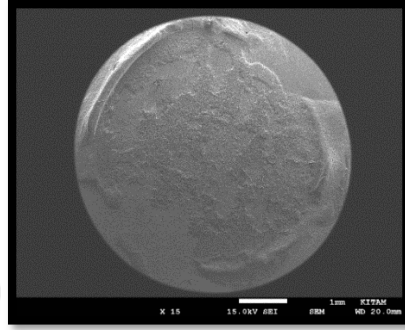


Şekil 4.3. a. Ztk örneği SEM x15

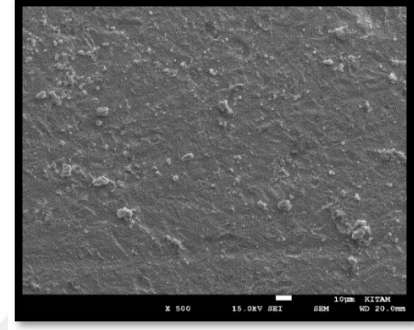


b. Ztk örneği SEM x500

Zck örneğine ait SEM görüntülerinde karışık tipte kırılma Şekil 4.4.(a.b) de görülmektedir. Yer yer rezin siman yer yer zirkonya alt yapı yüzeyi gözlenmiştir.

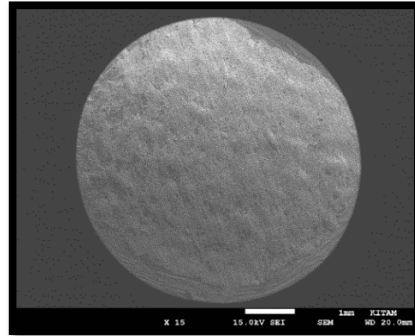


Şekil 4.4.a. Zck örneği SEM x15

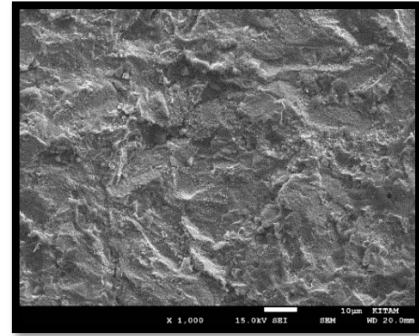


b. Zck örneği SEM x500

Mty örneğinde veneer seramiği alt yapıdan tamamen ayrılmıştır. Adeziv tipde kopma görülmektedir (Şekil 4.5.a). x500 büyütmede yine Mtk örneğindeki benzer şekilde kumlanmış metal yüzeyi görülmektedir (Şekil 4.5.b).



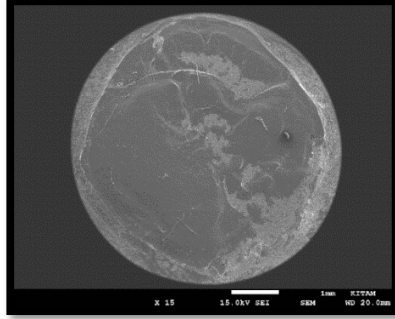
Şekil 4.5.a. Mty örneği SEM x15



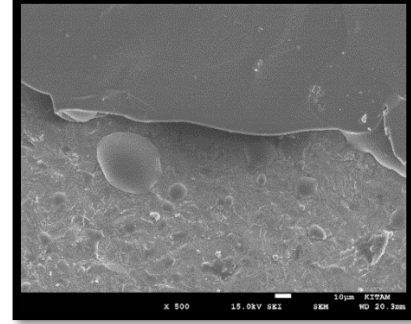
b. Mty örneği SEM x500

Zty örneğinde ağırlıklı olarak adeziv tip kırık görülmekle birlikte az miktarda veneer porseleni izlenmektedir (Şekil 4.6.a). Boşluklu veneer porseleni yapısı ve belirgin kırık hattından sonra zirkon yüzeyi x500 büyütmede görülmektedir (Şekil 4.6.b).

Tabakalama esnasında yetersiz kondenzasyon, boşluklu ve düzensiz bir yapıya neden olmuş olabilir.

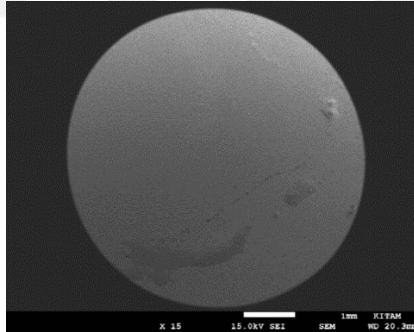


Şekil 4.6.a. Zty SEM x15

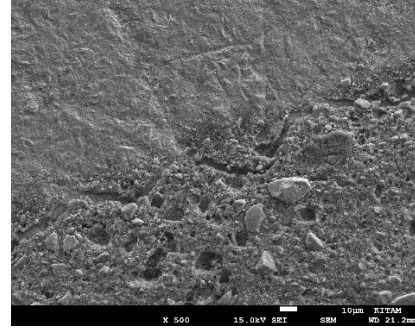


b. Zty SEM x500

Panavia ile simante edilen Zcy grubunda veneer porseleni yüzeyden tamamen kopmuş ve az miktarda rezin siman yüzeyde görülmektedir. Belirgin olarak adeziv tipde kopmuş bir yüzey görülmektedir (Şekil 4.7.a). (Şekil 4.7.b).



Şekil 4.7.a. Zcy SEM x15



b. Zcy SEM x500

5. TARTIŞMA

Porselen jaket kronların XIX. yüzyılın sonunda diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmasından bu yana, dental seramikler, estetik görünüm, renk stabilitesi, biyouyumluluk, düşük plak tutunması, yüksek sertlik, düşük aşınma direnci, düşük ısı iletkenliği, kimyasal inertlik gibi olumlu özellikleri barındırması nedeniyle oldukça popüler restoratif materyaller olmuştur. Bununla birlikte, ilk dental seramiklerde, restorasyonun uzun ömürlü olmasını engelleyen, özellikle kırılabilirlik, düşük gerilme dayanımı ve kırılma tokluğu, kolay çatlama, zayıf marjinal uyum, onarım zorluğu gibi kısıtlayıcı faktörlere bağlı olarak rutin kullanımları azalmıştır (Zarone, Russo ve ark. 2011).

Altmışlı yılların başında geliştirilen metal-seramik restorasyonlar, iyi mekanik özellikleri sayesinde, protetik diş hekimliğinde “altın standardı” temsil etmektedir (Walton 1999). Bununla birlikte, metal alaşımların dökümü için kullanılan işlemler birçok teknik adımı ve fırınlama prosedürünü gerektirir. Bu da restorasyonların kalitesini tekniğe duyarlı hale getirir. Ayrıca, restorasyondaki metalin varlığı, metal içermeyen bir restorasyona kıyasla estetik olarak tatmin etmeyen bir görünüme yol açabilir. Metal-seramik restorasyonlar sadece ışığı emer veya yansıtırken, diş dokuları yüksek derecede translüsen si gösterirler (Spear 2001, Raptis, Michalakis ve ark. 2006).

Bu nedenle günümüzde, monolitik zirkonya ve porselen kaplı zirkonya gibi yüksek dayanımlı (Spath ve Smith 2017) tam seramik estetik restoratif malzemelerin kullanımı artarak devam etmektedir. Ancak veneer porselende meydana gelen kırıklar Y-TZP destekli restorasyonların klinik başarısına gölge düşürmektedir (Pang, Chughtai ve ark. 2015). Metal destekli restorasyonların aksine, veneer-zirkonya restorasyonları için

chipping tarzı kırık oranlarının belirgin olarak daha yüksek olduğu bulunmuştur. Chipping tarzı kırıkların şiddeti şu şekilde sınıflandırılmaktadır: 1. Derece; polisaj dışında başka bir işlem gerektirmeyen küçük karakterde, 2.Derece; kompozit ile tamir edilebilen orta seviyede ve 3. Derece; restorasyonun tamamen değiştirilmesini gerektiren kırıklardır (Heintze ve Rousson 2010). Zirkonya alt yapı esaslı posterior köprü restorasyonların değerlendirildiği prospektif bir çalışmada kırıklara bağlı üç yıllık başarısızlık oranlarının %3 ile %30 oranında olduğu belirtilmiştir (Peláez, Cogolludo ve ark. 2012).

Klinik olarak gözlenen bu kırıkların birçok nedeni vardır. Kor ve veneer arasındaki termal genişleme katsayılarındaki farklılıklardan kaynaklanan rezidüel stresler (Guazzato, Walton ve ark. 2010), farklı tiplerde zirkonya kor ve veneer seramikleri (Alsarani, Souza ve ark. 2018), veneer seramiğin uygulama tekniği ve uygulama sırasında oluşan içsel kusurlar (Christensen ve Ploeger 2010), zirkonya korun kötü ıslanma özellikleri ve en önemlisi düşük bağlanma dayanımı (De Jager, Pallav ve ark. 2005) chipping oluşumunda rol oynamaktadır.

Tam seramik restorasyonlarda tabakalama yöntemi ile üretilen veneer porseleni homojen olmayan, boşluklar ve çok sayıda çatlak içeren bir yapıdır. Bu çatlaklar yüzeydeki gerilme stresleri altında yavaş çatlak büyümesi nedeniyle restorasyonun ömrünü kısaltmaktadır (Ritter 1995). Halbuki bu yapının çiğneme kuvvetlerine karşı dayanımı güçlü olmalıdır. Alt yapıdan ayrılma ve kırılma gibi başarısızlıkların önlenmesi için hem veneer-kor bağ mukavemeti hem de veneer porseleninin kendi mukavemeti güçlü olmalıdır (Aboushelib, De Jager ve ark. 2005, Anunmana ve Wansom 2017). Daha güçlü bir veneer seramik elde edebilmek, veneer ve kor materyali arasında iyi bir bağlanma dayanımı sağlamak ve tabakalama tekniğinden kaynaklanan kusurları önlemek için ısı ile presleme tekniği geliştirilmiştir (Dong, Luthy ve ark. 1992).

Aboushelib ve ark. (2006) ısı ile presleme tekniğinin bağ dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir. Tam aksine Ishibe ve ark. (2011) zirkonya-veneer porseleni bağ dayanımında presleme ve tabakalama teknikleri arasında anlamlı bir fark olmadığını belirtmiştir.

Tabakalama ve ısı ile presleme tekniklerine alternatif olarak veneer ve zirkonyum alt yapıyı ayrı ayrı üretilip daha sonra bu katmanları kimyasal olarak veya bir rezin esaslı yapıştırıcı vasıtasıyla birleştirme fikri ortaya çıkmıştır. (Lee, Wang ve ark. 2007). Bu nedenle rezin simanlar, bağımsız olarak üretilen iki tabakanın birleştirilmesi için basit bir yöntem sunmaktadır. Monolitik ve iki katmanlı restorasyonlarda olduğu gibi bu üç katmanlı yapıda da iç ve dış koni kırıkları veya radyal kırıklar oluşarak kor veneer arayüzüne doğru yayılabilmektedir. Bu nedenle arayüzdeki rezin siman oluşan çatlakları durdurmak için yumuşak bir bariyer görevi görmektedir. Ayrıca iki tabakalı restorasyonlardaki termal genleşme katsayısı uyumsuzluklarından kaynaklanan stresler bu üç tabakalı yapıda olmayacaktır (Hermann, Bhowmick ve ark. 2006, Lee, Wang ve ark. 2007). Alt ve üst yapının simantasyonu sırasında rezin simanın polimerizasyon büzülmesinden kaynaklı rezidüel streslerin ihmal edilebilir boyutlarda olduğu belirtilmiştir (Hermann, Bhowmick ve ark. 2006). Tabakalama tekniği teknisyene duyarlı ve fırınlama prosedürleri nedeniyle değişkenliğe tabidir (Beuer, Schweiger ve ark. 2009). Vita tarafında piyasaya sunulan bir sistem olan hızlı katmanlama tekniğinin (rapid layer technology) bağlanma dayanımını değerlendiren az sayıda çalışma vardır. Bu nedenle çalışmamızda, hızlı katman sistemi, metal ve zirkon alt yapılara uygulanan geleneksel tabakalama teknikleri ile karşılaştırılarak makaslama bağlanma dayanımına etkisi değerlendirilmiştir. Hızlı katmanlama tekniğinde üretici firmanın önerileri doğrultusunda alt yapı materyali olarak Vita In Ceram YZ zirkon bloğu üst yapı materyali olarak Vita

Mark II seramik bloklar kullanılmıştır. Zirkon üzerine tabakalama grubunda, IPS e.max ZirCAD zirkon bloğu ve bu alt yapı ile uyumlu IPS e.max Ceram veneer porseleni kullanılmıştır. Metal alt yapı (Eos Cobalt Chrome SP2) üzerine tabakalama grubunda ise metal alt yapılar ile uyumlu termal genleşme katsayısına sahip sıkça kullanılan Vita VM13 veneer porseleni tercih edilmiştir.

Bağlantı başarısızlıklarının önüne geçebilmek için zirkonya alt yapı üzerine çeşitli yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Kuşlama, Al_2O_3 partiküllerinin yüzeye çarpıp pürüzlülüğü arttırdığı bir yüzey işlemidir ve bağlanma gücünü etkilemektedir (Ramos-Tonello, Trevizo ve ark. 2017). Bu çalışmada da tüm alt yapılara $50\mu m$ alüminyum oksit partikülleri 3,5bar basınç altında 10s boyunca 15mm mesafeden uygulanarak kuşlama işlemi yapılmıştır.

ISO TR'nin 11405 (2003) nolu standardında; ağız ortamındaki sıcaklıkları taklit edebilmek için bağlanma dayanımı ölçümleri öncesinde, deney örneklerinin suda bekletme yöntemlerini; 1) $37^\circ C$ 'lik distile suda 24 saat süreyle kısa süreli bekletme, 2) $37^\circ C$ 'lik distile suda 20-24 saat süreyle bekletme ve sonrasında termal siklus uygulama ve 3) $37^\circ C$ 'lik distile suda 6 ay süreyle uzun süreli bekletme olmak üzere üç farklı şekilde belirtilmiştir. Bu doğrultuda çalışmamızda örnekler önce $37^\circ C$ 'lik distile suda 24 saat bekletilmiş ve sonrasında 12.000 termal siklus ile yaşlandırma işlemi uygulanmıştır. Banyo sıcaklığı $5^\circ C$ - $55^\circ C$ (Deng, Yang ve ark. 2014, Wagner, Wendler ve ark. 2014), banyolar arası transfer zamanı 5 sn, banyoda bekleme zamanı 30 sn olacak şekilde 12.000 devir termal siklus işlemi uygulanmıştır. Daldırma süresi ortalama 30sn olarak gerçekleştirilmektedir. Ancak daldırma sürelerinin 10-15sn arasında değişen sürelerle kadar kısılması gerektiğini belirten yazarlar da vardır. Çünkü hastaların ağız içinde çok yüksek ve çok düşük sıcaklıkları uzun süre tolere edemeyeceği düşünülmektedir (Amaral,

Colucci ve ark. 2007).

Bu çalışmada Uluslararası Standart Organizasyonu'nun diş dokularına bağlanmanın ölçülmesi için önerdiği TR 11405 No'lu spesifikasyonu kullanılmıştır (ISO/TR 11405:2003). Çünkü metal ve zirkonya alt yapılar ile veneer seramikleri arasındaki bağlanma dayanımını değerlendiren başka bir standart bulunmamaktadır. Buna göre; örneklerin bağlanma yüzeyi 5mm, yüksekliği 3mm olarak hazırlandı. Makaslama testinden önce ucu küt ve 1mm kalınlığında olan bir bıçak hazırlandı. Bıçak ucu, alt yapı-veneer porseleni arayüzüne 90°'lik bir açı yapacak şekilde konumlandırıldı. Makaslama testinde bıçağın ideal ilerleme hız aralığı ISO 11405 2003'e göre 0,45-1,05 mm/dk olarak belirtilmiştir. Bu nedenle çalışmada kesme işlemi 0,5mm/dk hız ile yapıldı.

Makaslama bağlanma dayanımı testi; iki materyalin adeziv bir materyal ile bağlandığı ara yüzeye, kırılma gerçekleşene kadar kesme kuvveti yüklenmesi ile uygulanır (El Mourad 2018). Böylelikle bağlanmış yüzeyin birim alanı başına düşen kırılma yükünü belirlenmektedir (Van Noort, Noroozi ve ark. 1989). Basit bir yöntem olması ve deney örneklerinin hazırlanmasının kolaylığı kullanımını yaygınlaştırmıştır (Al-Dohan, Yaman ve ark. 2004). Ayrıca, kor-veneer bağlanma dayanımını belirlemede makaslama bağlanma dayanımı testini kullanmak daha standart sonuçlar verir. Çünkü kuvvetin arayüzeye dik bir şekilde uygulanmasıyla bağlanma yüzeyinde bazı küçük kesit alanlarında var olan yapısal defektlerin sonucu etkilemesine engel olmaktadır (Aboushelib, Kleverlaan ve ark. 2008). Bu çalışma için metal-veneer seramik, zirkonya-veneer seramik, zirkonya-CAD/CAM veneer seramiği örneklerinin bağlanma dayanımını değerlendirmek için makaslama bağlanma dayanımı testi kullanılmıştır. Bu bağlanma dayanımı testinin geçerli olmasının yanında bazı dezavantajları da vardır. Uygulanan makaslama kuvvetinin yanında istenmeyen düzensiz gerime stresleri de

indüklenebilmekte ve bu nedenle arayüzde karışık tipte (maksılama-gerilme) başarısızlık meydana gelmektedir (McDonough, Antonucci ve ark. 2002).

Çalışmamızda farklı materyaller ve üretim teknikleri arasında bağlanma dayanımında anlamlı bir fark olduğu tespit edilmiştir. Bu nedenle “CAD/CAM ve geleneksel yöntemlerle üretilen üst yapı seramiklerinin alt yapıya bağlanma dayanımlarını arasında fark yoktur” şeklinde kurulan birinci hipotez reddedilmiştir. Termal yaşlandırma sonucunda ise dört çalışma grubunda (ztk, zty, zck, zcy) bağlanma dayanımı değerlerinde azalma gözlenmiştir. Yine “Termal yaşlandırma uygulanan ve uygulanmayan farklı alt yapı materyalleri ve veneer seramikleri kullanılarak üretilen örnekler arasında bağlanma dayanımı arasında fark yoktur” şeklinde kurulan ikinci hipotezimiz de reddedilmiştir.

Abrisham, Tafti ve ark. (2017) metal (4all) ve zirkonya (IPS e.max ZirCAD) alt yapılar üzerine tabakalama ile uygulanan porselenlerin alt yapıya olan bağlanma dayanımlarını makaslama test yöntemi ile inceledikleri bir çalışmalarında metal ve zirkonya alt yapıya 120 μ boyutlarında alüminyum oksit ile kumlama yapılmış ve IPS e.max Ceram veneer porseleni uygulanmıştır. Metal (24.57MPa) ve zirkonya (20.88MPa) alt yapılar arasında ortalama bağ dayanımında önemli bir fark olmadığını belirtmişlerdir.

Daud ve ark. (2017) Ceramkiss ve InLine veneer porselenlerini uyguladıkları Lodestar döküm metal, bir deneysel zirkonya ve Cercon zirkonyum bloktan elde ettikleri alt yapılarla olan bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Ceramkiss veneer porseleni uygulanan gruplarda metal ve zirkon alt yapılar arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır. Benzer şekilde inline veneer porseleni tabakalanan metal ve zirkonya

alt yapılar arasında arasında anlamlı bir fark olmadığı sonucunu bildirmişlerdir.

Bu çalışmaların aksine Laju Sreekala ve ark. (2015) metal alt yapıların zirkonyaya göre daha yüksek bağ dayanımı gösterdiğini belirtmişlerdir. 9×4×4mm boyutlarında ürettikleri metal alaşımı (Bellabond Plus) ve zirkonya (Will CeramZ Zirconia) alt yapılar üzerine sırasıyla IPS Classic ve Cercon Ceramkiss, veneer porselenleri 4×4 mm boyutlarında uygulanmıştır. Ayrıca ağız ortamını taklit etmek amacıyla her gruptaki örneklerin yarısı (n=10) bir ay boyunca 37°C de distile suda bekletilmiş ve makaslama bağlanma testine tabi tutulmuştur. Metal grubu zirkonyadan anlamlı olarak yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir. Yaşlandırma işlemi uygulanan örneklerde ise metal grubunda, yaşlandırma yapılmayanlara göre bağlanma dayanımında anlamlı bir fark görülmemiş iken zirkonya örneklerde yaşlandırmadan sonra anlamlı olarak düşük bağlanma dayanımı değerleri tespit edilmiştir.

Sim, Lee ve ark. (2016) Ni-Cr Bellabond plus metal kor üzerine Vita VM13 veneer porseleni, Lava Zirkonya kor üzerine ise Lava Ceram A2 veneer porselenini tabakalama ile uygulamışlardır. Yine Lava Zirkonyum kor üzerine bizim çalışmamızdaki hızlı katman tekniğine benzer şekilde Lava DVS Ceramic Blokları veneer olarak CAD/CAM'de üretilmiştir. Ancak bu yöntemde iki katman rezin siman yerine Fusion Lava füzyon seramiği ile birleştirilip sinterlenmiştir. Diğer bir grupta IPS e.max ZirCAD kor üzerine Zirliner IPS e.max Ceram liner materyalinin uygulanmasının ardından IPS e.max Ceram veneer porseleni tabakalanmıştır. Son olarak IPS e.max ZirCAD kor üzerine Zirline IPS e.max Ceram liner materyali uygulanıp veneer IPS e.max Zirpress ile presleme yöntemi kullanılmıştır. Örnekler Schmitz-Schulmeyer dizaynı ile hazırlanarak makaslama testi yapılmıştır (Schmitz and Schulmeyer 1975). En yüksek bağlanma dayanımı metal seramik grubunda görülürken (43.62±2.13 MPa), bunu dijital veneer

grubu izlemiştir (28.29 ± 2.25 MPa). Lava zirkonya kor üzerine lava ceram porsleninin tabakalama ile üretildiği grup (17.21 ± 1.11 MPa) ve IPS e.max ZirCAD kor üzerine IPS e.max Ceram porseleninin tabakalama ile üretildiği grupta en düşük bağlanma dayanımı değerleri (18.65 ± 1.76 MPa) gözlenmiştir. Ayrıca arayüze liner materyali uygulanmıştır. Bu çalışmadan farklı olarak bizim çalışmamızda liner materyali kullanılmamıştır.

Vidotti, Pereira ve ark. (2017) her grupta 20 adet olmak üzere üç grupta alt yapı ve üst yapılar arasında bağlanma dayanımını incelemiştir. IPS e.max ZirCAD zirkonya alt yapılar üzerine bir grupta IPS e.max Press lityum disilikat porseleni preslenmiş, bir grupta ise bizim çalışmamıza benzer olarak IPS e.max Ceram cam seramiği, tabakalama ile üretilmiştir. Diğer bir grupta ise Fit Cast metal alaşımından üretilen metal alt yapılar üzerine IPS Inline cam seramik tabakalanmıştır. Üç grupta da bağlanma dayanımı birbirlerinde anlamlı olarak farklı çıkmıştır. En yüksek bağlanma dayanımı metal grubunda en düşük bağlanma dayanımı zirkonya-tabakalama grubunda elde edilmiştir. Her gruptaki 10'ar örneğe hem termal siklus hem de mekanik yükleme uygulanmış ancak bağlanma dayanımına anlamlı bir olmadığı bildirilmiştir. Ancak termal siklus 6000 devirde 15sn daldırma ve 5sn transfer sürelerine göre uygulanmıştır. Farklı olarak bizim çalışmamızda 12000 termal siklus 30s daldırma ve 5sn transfer süresi ile termal siklus ile yaşlandırma bağlanma dayanımında metal-seramik grubu hariç anlamlı olarak azalmaya neden olmuştur.

Çalışmamızda test edilen metal ve zirkonya örnekler üzerine tabakalama ile veneer porseleni uygulanan gruplardaki sonuçlar Sreekala, Narayanan ve ark. (2015), Sim, Lee ve ark (2016), Vidotti, Pereira ve ark. (2017)'nin yaptıkları çalışmalar ile uyumludur. Ancak çalışmamızla uyumlu olarak makaslama bağlanma dayanımı testi kullanılmasına rağmen alt yapı-veneer boyutu veya arayüz bağlanma bölgesi alanı için

standart bir boyut yoktur. Geçmişten günümüze kadar yapılagelen bazı çalışmalarda K. Schmitz ve H. Schulmeyer tarafından geliştirilen makaslama test metodu kullanılmıştır (Susz, Meyer ve ark.. 1980, Sun, Shao ve ark. 2012, Liu, Sun ve ark. 2015). Dündar ve ark. (2007) Al dohan ve ark. (2004) gibi bazı araşırmacılar geleneksel makaslama testini uygulamışlardır. Schmitz ve Schulmeyer makaslama testi sırasında gerilimlerin homojen olarak, direkt arayüze yönlendirildiği bildirmiştir. Ayrıca Uluslararası Standartlar Örgütü'ne göre, metal seramik restorasyonlar için minimum bağlanma dayanımı 25MPa olmalıdır (ISO 9693:1999). Ancak halen zirkonya kor ve veneer seramikleri arasındaki bağlanma dayanımı değeri ve belirlenmesinde, standart bir örnek boyutu ve in vitro test protokolü yoktur.

Zirkonya'nın yaşlanması, kaplama seramikleri ile bağlanması üzerinde zararlı etkilere sahip olabilir; mekanik stresler ve ağız ortamında ıslaklık ve neme maruz kalması yaşlanma sürecini hızlandırır (Sehgal, Bhargava ve ark. 2016). Guess ve ark (2008) Degudent U94 döküm metal alt yapı ile Cercon Base, Vita In-Ceram YZ, DC-Zirkon zirkonya bloklardan elde edilen alt yapılar üzerine sırasıyla; Vita VM 13, Cercon Ceram S, Vita VM9 ve IPS e.max Ceram veneer porselenlerini tabakalayarak deney örneklerini elde etmişlerdir. Her gruptaki örneklerin yarısına termal siklus ile yaşlandırma yapılmıştır. +5 ve +55°C arasındaki sıcaklıklarda, daldırma süresi 45sn, transfer süresi 2sn olan 20,000 siklus uygulanmıştır. Termal yaşlandırmanın hem kontrol metal-seramik grubunda hem de zirkonya alt yapılı tüm gruplarda bağlanma dayanımı değerlerinde anlamlı bir farka yol açmadığını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda metal-seramik örnekler hariç zirkonya örneklerde termal yaşlanma sonrasında bağlanma dayanımında anlamlı bir azalma kaydedilmiştir.

Kanat ve ark.'nın (2015) çalışmasında In-Ceram YZ kor üzerine, bir grupta

tabakalama ile Vita PM9 porseleni, diğ er grupta presleme ile Vita PM9 seramiğ i ve son olarak bizim ç alışmamıza benzer hızlı katman tekniğ i ile Vita Mark II CAD/CAM seramiğ ini alt yapılara uygulanmış ve Panavia F.02 rezin siman kullanılarak kor ve veneer seramiğ i simante edilerek bağ lanma dayanımı incelenmiştir. Ç alışma sonuç larında bizim ç alışmamızla benzer ř ekilde bağ lanma dayanımı değerleri hızlı katman tekniğ i uygulanan grupta ($24\pm 4\text{MPa}$), presleme ($32\pm 6\text{MPa}$) ve tabakalama ($35\pm 6\text{MPa}$) gruplarından d ũř ũ k ç ıkmıştır.

Zirkonya, rezin siman ve feldspatik CAD/CAM seramiğ inden oluş an ç ok katmanlı ö rneklerdeki d ũř ũ k makaslama bağ lanma dayanımı değerleri, rezin simanın, silika bazlı seramiklerin aksine zirkonyaya bağ lanmasındaki yetersizlik nedeniyle olmuş olabilir (Thompson, Stoner ve ark. 2011). Resin siman ile zirkonya arasında uzun s ũ reli dayanıklı bir bağ lanma elde edebilmek iç in mikromekanik ve kimyasal y ũ zey iç lemlerinin bir arada yapılması gereklidir. Kumlama iç lemi (5sn iç in 2 barda $50\text{-}60\mu\text{m}$) ve bir MDP (10-Metakriloksidasil dihidrojen fosfat) iç eren primer uygulaması ideal bir adezyon sağ layabilir. Bununla birlikte, ç ođ u uygulayıcı hala zirkonya iç in uygun birleş tirme teknikleri ve malzemeleri konusunda kesin bir karara varmış değ ildir. Bu nedenle, kumlama, primer uygulaması ve kompozit rezin bağ lama ajanları (APC Konsepti) olarak 3 adımda basitleş tirilmiş bir zirkonya bağ lanma kavramı, literat ũ re kazandırılmıştır (Blatz, Vonderheide ve ark. 2018). Bizim ç alışmamızda zirkonya alt yapılar ũ zlerine $50\mu\text{m}$ Al_2O_3 kumu ile 2,5 atm basıncında 15sn kumlama iç lemi yapılmış ve ayrıca zirkonya primer BISCO (Bisco, Schaumburg, ABD) uygulanmıştır. Veneer seramiğ i Vita Mark II'nin bağ lanma y ũ zeyine ise MDP iç ermeyen UltradentSilane (Ultradent, Cologne, Almanya) ajanı uygulanmıştır.

Ö zcan ve ark. (2008) Panavia F 2.0 rezin simanın zirkonya alt yapıya bağ lanma

dayanımını inceledikleri çalışmada MDP içerikli primer kullanmışlar fakat 6000 termal siklus ile yaşlandırma sonrası bağlanma dayanımının anlamlı olarak azaldığını bulmuşlardır.

Yine Zhao ve ark. (2016) primer da bir MDP monomeri varlığının zirkonyumun uzun dönem yaşlandırılmasından sonra rezin siman ve zirkonya bağ dayanımına olumlu bir etkisi olmadığını belirtmişlerdir. Bazı deney örneklerinde RelyX Ultimate, Panavia F, Duo-Link Panavia F 2.0 ve Duo-Link rezin simanlarında termal siklus sonrası erken başarısızlık görülmüştür. Farklı çalışmalarda suda bekletme süresi 15 ila 60 sn arasında uygulanırken, Zhao ve ark termal döngü için yavaşça değişen bir sıcaklık artışı kullanmayı önermiştir. Zirkonyanın, metal oksitler arasındaki düşük termal difüzyonu ile sıcaklığını çevre koşullarına göre çok daha yavaş değiştirdiğini belirtmişlerdir. Yavaş ısıl döngü işleminden sonra bağlanma dayanımında belirgin azalma görülmüştür.

Valandro ve ark (Valandro, Özcan ve ark. 2007) mikro çekme testi ile Panavia-zirkonya arasındaki bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmalarında 12.000 termal siklus ve 300 günlük uzun süreli suda depolanma sonrasında bağlanma dayanımında anlamlı bir düşüş olduğunu bildirmişlerdir.

Termal döngünün etkisine göre, ağızdaki sıcaklık değişiminin nispeten yavaş olmaktadır. Birçok in vitro çalışmada kullanılan 0°C ve 60°C arasındaki su tanklarına deney örneklerinin daldırılmasıyla ani ısı değişimi meydana gelir zirkonya ve rezin siman arasındaki termal ekspansiyon katsayısı farkından dolayı termal şoka sebep olur. Bu da örneklerdeki başarısızlığı hızlandırmaktadır. Ancak hastalar aniden çok soğuk dondurma yemedikçe veya sıcak bir kahve içmedikçe ağız ortamında bu kadar fazla ısı değişiminin meydana gelmesi olası değildir (Mair ve Padipatvuthikul 2010).

Seto, McLaren ve ark.(2013) farklı rezin simanların zirkonya alt yapılara simantasyonundan sonra numuneler termal siklus cihazında 1, 10, 100, 1000 ve 10.000 sikluslarda 5°C ve 55°C sıcaklıkları kullanarak yaşlandırma uygulamışlardır. Genel olarak Panavia, diğer rezin simanlar Gcem, Rely X ve Multilink'ten daha iyi bağlanma performansı gösterse de tüm rezin simanlarda zirkonyaya bağlanmada 10.000 termal siklustan sonra belirgin bir azalma izlenmiştir. 100 termal siklusta ise bağlanma dayanımında artış gözlenirken bunun 55°C su tankında rezin simanların polimerizasyonunu sağlayan sıcaklık değerleri nedeniyle olduğunu belirtmişlerdir.

Tam seramik restorasyonlar CAD/CAM ile üretilen veneer seramiklerin zirkon alt yapı ile rezin siman dışında füzyon seramikleri ile birleştirilerek sinterlenerek de üretilir. Kanat ve ark. (2014) başka bir çalışmada CAD-on, tabakalama ve presleme tekniklerini karşılaştırmış, CAD-on tekniğinde anlamlı olarak yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiştir. CAD-on tekniğinde lityum disilikat CAD/CAM seramiğinin zirkonya ile florapatit cam tabakalama veneer seramiğinden daha yakın bir termal genişleme katsayısına sahip olması nedeniyle zirkonya veneer ara yüzünde iyi bir islanma ve adezyon sağlanabileceğini belirtmişlerdir.

Zaher, Hochstedler ve ark. (2017) bizim çalışmamızda kullanılan hızlı katman tekniğine benzer CAD-on tekniğinde alt yapı ve üst yapıların bağlanma dayanımını presleme tekniği ile karşılaştırmışlardır. CAD-on tekniğine göre alt yapı IPS e.max ZirCAD zirkon alt yapı ile IPS e.max CAD lityum disilikat üst yapı seramiği bir füzyon seramiği ile birleştirilerek sinterlenmiştir. CAD-on tekniğinde ortalama bağlanma dayanımı değerinin (41.2 ± 6.3 MPa), presleme tekniğine (21.3 ± 4.3 MPa) göre anlamlı olarak yüksek çıktığı bildirilmiştir.

Bu çalışmada literatürle uyumlu olarak zirkonya alt yapıların veneer porselenine bağlanma dayanımı metal alt yapılardan daha düşük olarak bulunmuştur. Tabakalama tekniğinde restorasyonların son boyutu veneer porselenini büzülmesi nedeniyle birden fazla fırınlama ile elde edilmektedir. Çalışmamızda klinik şartlardaki fırınlama sayıları göz önüne alınarak zirkonya alt yapılarda iki dentin ve bir gleyz fırınlaması olmak üzere üç fırınlama yapılmıştır. Yine metal destekli örneklerde ise bir opak, bir dentin ve son olarak gleyz fırınlamasıyla üç defada son boyut elde edilmiştir. Zirkonya restorasyonların fazla sayıda fırınlanmasının zirkonyada faz dönüşümüne neden olduğu bilinmektedir. Faz dönüşümü ise rezidüel streslerde gevşemeye neden olarak restorasyonun direncini azaltmaktadır. Bu bilginin ışığında zirkonya alt yapıların metal alt yapılara göre bağlanma dayanımının düşük çıkması doğrulanabilir (Aboushelib, Kleverlaan ve ark. 2006). Ayrıca, tabakalama ile üretilen veneer seramiğinin toz likit karışımındaki nem nedeniyle ve yine zirkonyada faz dönüşümü ile beraber düşük ısı bozunmasının meydana gerirdiği rezidüel streslerin bağlanmayı olumsuz etkilediği bildirilmiştir (Tholey, Berthold ve ark. 2010).

Metal/Vita VM13, IPS e.max ZirCAD/ IPS e.max Ceram, Vita In-Ceram YZ-Vita Mark II örnek grupları için gözlemlenen kırık tipi, esas olarak arayüzde adeziv ve veneer seramiğindeki koheziv kırıklardır. Mevcut çalışmada arayüzeyde bağlanma başarısızlığının kesin mekanizması bilinmemekle beraber metal destekli örneklerde genel olarak karışık tip başarısızlık gözlenmiştir. Zirkonya alt yapıli örneklerde ise adeziv başarısızlık gözlenmiştir. Bu nedenle metal destekli örneklerde tabakalama porseleninin zayıf bir yapıda olması nedeniyle kırıkların arayüzde değil veneer seramiği içinde olmasıyla sonuçlandığını ve bağlanma kuvvetinin zirkonyaya göre daha güçlü olduğunu göstermektedir. Makaslama bağlanma dayanımı değerleri göz önüne alındığında en

yüksek bağlanma dayanımı değerleri de metal destekli örneklerde elde edilmiştir. Zirkonya destekli örneklerde adeziv kırıkların fazla olması ise şu şekilde açıklanabilir. Veneer porseleni içinde başlayıp arayüze yayılan çatlaklar, zirkonyanın direnci nedeniyle zirkonyada gerçekleşmeden arayüzeyde kalmıştır. Ayrıca zirkonya alt yapı veneer porselenine oldukça zayıf bağlanmaktadır. Zirkonya alt yapının güçlü olmasına rağmen veneer seramiğinin ve arayüzeyin kırıklara karşı dirençsiz olduğu ifade edilmektedir (White, Miklus ve ark. 2005). Rezin siman ile birleştirilen zirkonya ve üst yapı seramiği grubunda ise yine yeterli bağlanma elde edilememiştir. Kuşlama yüzey işlemi rezin simanın zirkonyaya bağlanma dayanımında artış sağlasa da bazı araştırmalarda, zirkonyada basınç gerilmelerine neden olarak tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü tetikleyerek zayıf bağlanmaya yol açabilir ve adeziv kırıklara neden olabilir (Kanat Ertürk, Çömlekoğlu ve ark. 2015).

Tabakalama tekniğinde teknisyene duyarlı bir yöntem olması nedeniyle üretim esnasında arayüzdeki gözenekler ve mikro boşluklar kalabilmekte arayüzeyde zayıf alanlar oluşturabilmektedir (Dündar, Özcan ve ark. 2007, Choi, Han ve ark. 2009). Çalışmada SEM görüntüleri bu durumu doğrulamaktadır. Metal destekli örneklerde veneer porseleninin metali daha iyi ıslattığı gözlenirken zirkonya örneklerde adeziv kopmalar yaygın gözlenmiş zirkonyadan tamamen ayrılmış ve yüzeyi tam olarak ıslatmamıştır.

Bu çalışmanın sınırlamalarından biri, incelenen test örneklerinin makaslama bağlanma dayanımı için uygun olmasıyla birlikte klinik koşulları tam olarak yansıtmamasıdır.

Bir diğer sınırlama ise zirkonya örneklerde bağlantının güçlendirilmesi için

kumlama dışında yüzey işlemlerinin incelenmemiş olmasıdır. Bu çalışmada yalnızca metal destekli örnekler literatürde kabul edilen altın standart bağlanma dayanımı değerlerini geçmiştir. Zirkonya-tabakalama ve zirkonya-adeziv birleştirme uygulanan örnekler bu değerlerin altında kalmıştır. Klinikte uzun vadeli bir başarı elde edilmesi için arayüzey üzerine daha fazla araştırma yapılması gereklidir.

Hızlı katman tekniği klinikte oldukça basit bir şekilde uygulanabilir bir yöntemdir. Metal destekli seramik ve zirkonya-veneer tabakalama yöntemi uygulanan gruplarda üçer kere fırınlama işlemi yapılmışken hızlı katman tekniğinde herhangi bir fırınlama işlemine gerek yoktur. Fırınlama işleminin restorasyonun başarısındaki olumsuz etkisi nedeniyle hızlı katman tekniği daha cazip görünmektedir. Ancak bu grupta makaslama bağlanma testi bulgularına göre istenilen bağlanma değerleri elde edilememiştir.

Fakat ağız ortamında restorasyonlar yalnızca makaslama kuvvetlerine maruz kalmazlar. Diğer test metotları ile de bu üretim yöntemi incelenmelidir. Ayrıca zirkonya rezin bağ dayanımını geliştirmek için daha fazla araştırma yapılmalıdır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Toplam 6 grup içerisinde en yüksek bağlanma kuvveti değeri termal yaşlandırma yapılmayan Eos Cobalt Chrome SP2 metal-Vita VM13 veneer seramik örneklerde elde edilirken, en düşük bağlanma değeri Panavia rezin simanla birleştirilen Vita In Ceram YZ zirkonya-Vita Mark II veneer seramik grubunda elde edilmiştir.

2. Tüm örneklerde adeziv kopma sayısının (39), karışık (18) ve koheziv kopma sayısından (3) daha fazla olduğu görüldü. Panavia rezin simanla birleştirilen Vita In Ceram YZ zirkonya-Vita Mark II veneer seramik grubunda örneklerin tamamında adeziv kopma gözlenmiştir.

3. Ztk, Zty, Zck, Zcy gruplarında termal yaşlandırmanın bağlanma değerlerini azaltıcı etkisi gözlemlenmiştir.

4. Yalnızca metal destekli örnekler literatürde kabul edilen altın standart bağlanma dayanımı değerlerini geçmiştir. Zirkonyum-tabakalama ve zirkonyuma adeziv birleştirme uygulanan örnekler bu değerlerin altında kalmıştır.

5. Güncel olan CAD/CAM veneerlerinin alt yapıya bağlanma dayanımı değerleri altın standart değerlerin altında kaldığı için farklı yüzey işlemleri denenerek daha fazla araştırma yapılması gerekmektedir.

7. KAYNAKLAR

Aboushelib, M. N., N. De Jager, C. J. Kleverlaan ve A. J. Feilzer (2005). "Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations." *Dental Materials* 21(10): 984-991.

Aboushelib, M. N., C. J. Kleverlaan ve A. J. Feilzer (2006). "Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations: Part II: Zirconia veneering ceramics." *Dental materials* 22(9): 857-863.

Aboushelib, M. N., C. J. Kleverlaan ve A. J. Feilzer (2007). "Selective infiltration-etching technique for a strong and durable bond of resin cements to zirconia-based materials." *The Journal of prosthetic dentistry* 98(5): 379-388.

Aboushelib, M. N., C. J. Kleverlaan ve A. J. Feilzer (2008). "Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics." *Journal of prosthodontics* 17(5): 401-408.

Abrisham, S. M., A. F. Tafti, S. Kheirkhah ve M. A. Tavakkoli (2017). "Shear Bond Strength of Porcelain to a Base-Metal Compared to Zirconia Core." *Journal of dental biomaterials* 4(1): 367.

Akçayöz, D., K. Köken, G. Kunt, İ. B. Müldür and S. G. Saykal "Elektron Mikroskopun Tıpta Kullanım Alanları."

Al-Dohan, H. M., P. Yaman, J. B. Dennison, M. E. Razzoog ve B. R. Lang (2004). "Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics." *The Journal of prosthetic dentistry* 91(4): 349-355.

- Alsarani, M., G. Souza, A. Rizkalla ve O. El-Mowafy (2018). "Influence of crown design and material on chipping-resistance of all-ceramic molar crowns: An in vitro study." *Dental and medical problems* 55(1): 35-42.
- Amaral, F. L., V. Colucci, R. G. PALMA-DIBB ve S. A. Corona (2007). "Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review." *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 19(6): 340-353.
- Amaral, R., M. Özcan, M. A. Bottino ve L. F. Valandro (2006). "Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning." *Dental Materials* 22(3): 283-290.
- Andersson, M., M. E. Razzoog, A. Odén, E. A. Hegenbarth ve B. R. Lang (1998). "Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown." *Quintessence international* 29(5).
- Anunmana, C. ve W. Wansom (2017). "Bonding measurement—Strength and fracture mechanics approaches." *Dental materials journal* 36(4): 497-502.
- Anusavice, K., K. Kakar ve N. Ferree (2007). "Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses?" *Clinical Oral Implants Research* 18: 218-231.
- Anusavice, K. J. (2012). "Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses." *Dental Materials* 28(1): 102-111.
- Anusavice, K. J., C. Shen ve H. R. Rawls (2013). *Phillips' science of dental materials*, 12. Baskı. Elsevier Health Sciences. ABD.
- Azari, A. ve S. Nikzad (2009). "The evolution of rapid prototyping in dentistry: a review."

Rapid Prototyping Journal 15(3): 216-225.

Bagby, M., S. Marshall ve G. Marshall (1990). "Metal ceramic compatibility: a review of the literature." *Journal of Prosthetic Dentistry* 63(1): 21-25.

Baldassarri, M., C. F. Stappert, M. S. Wolff, V. P. Thompson ve Y. Zhang (2012). "Residual stresses in porcelain-veneered zirconia prostheses." *Dental materials* 28(8): 873-879.

Başbuğ, D. S. ve R. Gözneli (2012). "Tam seramik sistemler: konvansiyonel yöntemler." *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 22.

Berksun, S., S. S. Atsü ve Y. Yazgan (2006) "Isı ile Preslenen Farklı Tam Seramik Kronların Marjinal Uyumlarının İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi." 33(1): 39-47,

Beuer, F., J. Schweiger ve D. Edelhoff (2008). "Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations." *British dental journal* 204(9): 505.

Beuer, F., J. Schweiger, M. Eichberger, H. F. Kappert, W. Gernet ve D. Edelhoff (2009). "High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings—a new fabrication mode for all-ceramic restorations." *Dental Materials* 25(1): 121-128.

Blatz, M., M. Vonderheide ve J. Conejo (2018). "The effect of resin bonding on long-term success of high-strength ceramics." *Journal of dental research* 97(2): 132-139.

Blatz, M. B., A. Sadan ve M. Kern (2003). "Resin-ceramic bonding: a review of the literature." *The Journal of prosthetic dentistry* 89(3): 268-274.

- Bona, A. D. ve K. J. Anusavice (2002). "Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics." *International Journal of Prosthodontics* 15(2): 159-167
- Borba, M., M. D. de Araújo, E. de Lima, H. N. Yoshimura, P. F. Cesar, J. A. Griggs ve Á. Della Bona (2011). "Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures." *Dental Materials* 27(12): 1259-1266.
- Brochu, J.-F. ve O. El-Mowafy (2002). "Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations-a literature review." *Journal-Canadian Dental Association* 68(4): 233-238.
- Callister Jr, W. D. ve D. G. Rethwisch (2012). *Fundamentals of materials science and engineering: an integrated approach*, 4. Baskı. John Wiley & Sons.
- Cardoso, P. E., R. R. Braga ve M. R. Carrilho (1998). "Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems." *Dental Materials* 14(6): 394-398.
- Chan, C.-M., T.-M. Ko ve H. Hiraoka (1996). "Polymer surface modification by plasmas and photons." *Surface science reports* 24(1-2): 1-54.
- Chevalier, J. (2006). "What future for zirconia as a biomaterial?" *Biomaterials* 27(4): 535-543.
- Chintapalli, R. K., A. M. Rodriguez, F. G. Marro ve M. Anglada (2014). "Effect of sandblasting and residual stress on strength of zirconia for restorative dentistry applications." *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 29: 126-137.

- Choi, B.-K., J.-S. Han, J.-H. Yang, J.-B. Lee ve S.-H. Kim (2009). "Shear bond strength of veneering porcelain to zirconia and metal cores." *The journal of advanced prosthodontics* 1(3): 129-135.
- Choi, Y.-S., S.-H. Kim, J.-B. Lee, J.-S. Han ve I.-S. Yeo (2012). "In vitro evaluation of fracture strength of zirconia restoration veneered with various ceramic materials." *The journal of advanced prosthodontics* 4(3): 162-169.
- Christel, P., A. Meunier, M. Heller, J. Torre ve C. Peille (1989). "Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia." *Journal of biomedical materials research* 23(1): 45-61.
- Christensen, R. P. ve B. J. Ploeger (2010). "A clinical comparison of zirconia, metal and alumina fixed-prosthesis frameworks veneered with layered or pressed ceramic: a three-year report." *The Journal of the American Dental Association* 141(11): 1317-1329.
- Coldea, A., M. V. Swain ve N. Thiel (2013). "Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials." *Dental Materials* 29(4): 419-426.
- Coşkun, A. ve S. Yaluğ (2002). "Metal desteksiz porselen sistemleri." *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 5(2).
- Craig, R. G. ve J. M. Powers (2012). "Restorative dental materials." 13. Baskı. Elsevier Mosby.
- Datla, S. R., R. K. Alla, V. R. Alluri, J. Babu ve A. Konakanchi (2015). "Dental ceramics: Part II—Recent advances in dental ceramics." *American Journal of Materials Engineering and Technology* 3(2): 19-26.

- Daud, M. H. M., Zenn, Y. H., Zaman, J. Q., Yahaya, N., & Muchtar, A. (2017). Evaluation of shear bond strength of a novel nano-zirconia and veneering ceramics. *Ceramics International*, 43(1), 1272-1277.
- De Jager, N., P. Pallav ve A. J. Feilzer (2005). "The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD–CAM produced all-ceramic dental crowns." *Dental Materials* 21(3): 242-251.
- Della Bona, A. ve R. Van Noort (1995). "Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic." *Journal of Dental Research* 74(9): 1591-1596.
- Deng, D., H. Yang, J. Guo, X. Chen, W. Zhang ve C. Huang (2014). "Effects of different artificial ageing methods on the degradation of adhesive–dentine interfaces." *Journal of dentistry* 42(12): 1577-1585.
- Denry, I. (2013). "How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramic restorations?" *Dental Materials* 29(1): 85-96.
- Denry, I. ve J. Holloway (2004). "Effect of post-processing heat treatment on the fracture strength of a heat-pressed dental ceramic." *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 68(2): 174-179.
- Denry, I. ve J. A. Holloway (2010). "Ceramics for dental applications: a review." *Materials* 3(1): 351-368.
- Denry, I. ve J. Kelly (2014). "Emerging ceramic-based materials for dentistry." *Journal of dental research* 93(12): 1235-1242.
- Denry, I. ve J. R. Kelly (2008). "State of the art of zirconia for dental applications." *Dental materials* 24(3): 299-307.

- Denry, I. L. (1996). "Recent advances in ceramics for dentistry." *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* 7(2): 134-143.
- Derand, T., M. Molin ve K. Kvam (2005). "Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces." *Dental Materials* 21(12): 1158-1162.
- Dong, J., H. Luthy, A. Wohlwend ve P. Schärer (1992). "Heat-pressed ceramics: technology and strength." *International Journal of Prosthodontics* 5(1): 9-16.
- Du, J., X. Niu, N. Rahbar ve W. Soboyejo (2013). "Bio-inspired dental multilayers: effects of layer architecture on the contact-induced deformation." *Acta biomaterialia* 9(2): 5273-5279.
- Duret, F., J.-L. Blouin ve B. Duret (1988). "CAD-CAM in dentistry." *The Journal of the American Dental Association* 117(6): 715-720.
- Duret, F. ve J. Preston (1991). "CAD/CAM imaging in dentistry." *Current opinion in dentistry* 1(2): 150-154.
- Dünder, M., M. Özcan, B. Gökçe, E. Çömlekoğlu, F. Leite ve L. F. Valandro (2007). "Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics." *Dental materials* 23(5): 630-636.
- El Mourad, A. M. (2018). "Assessment of Bonding Effectiveness of Adhesive Materials to Tooth Structure using Bond Strength Test Methods: A Review of Literature." *The Open Dentistry Journal* 12: 664–678
- Ertürk, B. K., M. D. Çömlekoğlu, E. Çömlekoğlu ve M. A. Güngör (2015). "Sabit Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Güncel Tasarım ve Üretim Yöntemleri." *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 25(1).

Evans, A. ve A. Heuer (1980). "Transformation toughening in ceramics: Martensitic transformations in crack-tip stress fields." *Journal of the American Ceramic Society* 63(5-6): 241-248.

Faria-e-Silva, A. L., R. R. Moraes, F. A. Ogliari, E. Piva ve L. R. Martins (2009). "Panavia F: the role of the primer." *Journal of oral science* 51(2): 255-259.

Fasbinder, D. J. (2010). "Materials for chairside CAD/CAM restorations." *Compend Contin Educ Dent* 31(9): 702-704.

Fasbinder, D. J. (2012). "Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options." *Compendium of continuing education in dentistry* 33(1): 50, 52-58.

Fischer, J., B. Stawarczyk, A. Trottmann ve C. H. Hämmerle (2009). "Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites." *Dental materials* 25(4): 419-423.

Fraunhofer, J. A. v. (2013). *Dental Materials at a Glance*. 2. Baskı. Oxford, England. John Wiley ve Sons.

Friedl, K.-H., K.-A. Hiller, G. Schmalz ve B. Bey (1998). "Clinical and quantitative marginal analysis of feldspathic ceramic inlays at 4 years." *Clinical oral investigations* 1(4): 163-168.

Gale, M. ve B. Darvell (1999). "Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations." *Journal of dentistry* 27(2): 89-99. Garvie, R., R. Hannink ve R. Pascoe (1975). "Ceramic steel?" *Nature* 258(5537): 703.

- Gracis, S., V. P. Thompson, J. L. Ferencz, N. R. Silva ve E. A. Bonfante (2015). "A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials." *International Journal of prosthodontics* 28(3): 227-235
- Griggs, J. A. (2007). "Recent advances in materials for all-ceramic restorations." *Dental Clinics of North America* 51(3): 713-727.
- Guarda, G., A. Correr, L. Gonçalves, A. Costa, G. Borges, M. Sinhoreti ve L. Correr- Sobrinho (2013). "Effects of surface treatments, thermocycling, and cyclic loading on the bond strength of a resin cement bonded to a lithium disilicate glass ceramic." *Operative dentistry* 38(2): 208-217.
- Guazzato, M., M. Albakry, S. P. Ringer ve M. V. Swain (2004). "Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics." *Dental Materials* 20(5): 441-448.
- Guazzato, M., T. Walton, W. Franklin, G. Davis, C. Bohl ve I. Klineberg (2010). "Influence of thickness and cooling rate on development of spontaneous cracks in porcelain/zirconia structures." *Australian dental journal* 55(3): 306-310.
- Guess, P. C. (2009). "Effect of veneering techniques on damage and reliability of Y-TZP trilayers." *European Journal of Esthetic Dentistry* 4(3): 262-276
- Guess, P. C., A. Kuliš, S. Witkowski, M. Wolkewitz, Y. Zhang ve J. R. Strub (2008). "Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling." *Dental materials* 24(11): 1556-1567.
- Guess, P. C., T. Vagkopoulou, Y. Zhang, M. Wolkewitz ve J. R. Strub (2014). "Marginal and internal fit of heat pressed versus CAD/CAM fabricated all-ceramic onlays

- after exposure to thermo-mechanical fatigue." *Journal of dentistry* 42(2): 199-209.
- Gupta, T., J. Bechtold, R. Kuznicki, L. Cadoff ve B. Rossing (1977). "Stabilization of tetragonal phase in polycrystalline zirconia." *Journal of Materials Science* 12(12): 2421-2426.
- Gündüz, D. T., G. Özdemir, M. Ç. Bursa ve Z. S. Polat (2016). "Zirkonya Alt Yapı ile Veneer Seramik Arasındaki Bağlantı Başarısını Etkileyen Faktörler." *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 26(2).
- Hamadouche, M. ve L. Sedel (2000). "Ceramics in orthopaedics." *Bone & Joint Journal* 82(8): 1095-1099
- Hannink, R. H., P. M. Kelly ve B. C. Muddle (2000). "Transformation toughening in zirconia-containing ceramics." *Journal of the American Ceramic Society* 83(3): 461-487.
- Hannink, R. H., P. M. Kelly ve B. C. Muddle (2000). "Transformation toughening in zirconia-containing ceramics." *Journal of the American Ceramic Society* 83(3): 461-487.
- Heintze, S. D. ve V. Rousson (2010). "Survival of zirconia-and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review." *International Journal of Prosthodontics* 23(6): 493-502
- Henriques, B., S. Gonçalves, D. Soares ve F. Silva (2012). "Shear bond strength comparison between conventional porcelain fused to metal and new functionally graded dental restorations after thermal-mechanical cycling." *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 13: 194-205.
- Hermann, I., S. Bhowmick, Y. Zhang ve B. R. Lawn (2006). "Competing fracture modes in brittle materials subject to concentrated cyclic loading in liquid environments:

- trilayer structures." *Journal of materials research* 21(2): 512-521.
- Hobo, S. ve T. Iwata (1985). "A new laminate veneer technique using a castable apatite ceramic material. I. Theoretical considerations." *Quintessence Int* 16: 451-457.
- Höland, W., M. Frank ve V. Rheinberger (1995). "Surface crystallization of leucite in glasses." *Journal of non-crystalline solids* 180(2-3): 292-307.
- Höland, W., M. Schweiger, M. Frank ve V. Rheinberger (2000). "A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass-ceramics." *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials* 53(4): 297-303.
- Inokoshi, M., F. Zhang, J. De Munck, S. Minakuchi, I. Naert, J. Vleugels, B. Van Meerbeek ve K. Vanmeensel (2014). "Influence of sintering conditions on low-temperature degradation of dental zirconia." *Dental Materials* 30(6): 669-678.
- Lava Instructions for Use CAD Design: Lava Frame–Lava DVS–Lava Wax. 2010. <http://solutions.3m.com>.
- Ishibe, M., A. J. Raigrodski, B. D. Flinn, K.-H. Chung, C. Spiekerman ve R. R. Winter (2011). "Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to high-noble alloy and zirconia cores." *The Journal of Prosthetic Dentistry* 106(1): 29-37.
- ISO, TR. "11405: 1994." Dental materials: guidance on testing of adhesion to tooth structure.
- ISO, TR. "11405: 2003." Dental materials—Testing of adhesion to tooth structure.
- Jang, Y.-S., H.-R. Noh, M.-H. Lee, M.-J. Lim ve T.-S. Bae (2018). "Effect of Lithium

- Disilicate Reinforced Liner Treatment on Bond and Fracture Strengths of Bilayered Zirconia All-Ceramic Crown." *Materials* 11(1): 77.
- Johnson, A., M. Y. Shareef, J. M. Walsh, P. V. Hatton, R. van Noort ve R. G. Hill (1998). "The effect of casting conditions on the biaxial flexural strength of glass–ceramic materials." *Dental Materials* 14(6): 412-416.
- Johnson, W. W. (1959). "The history of prosthetic dentistry." *Journal of prosthetic dentistry* 9(5): 841-846.
- Jones, D. W. (1985). "Development of dental ceramics. An historical perspective." *Dental Clinics of North America* 29(4): 621-644.
- Kanat □ Ertürk, B., E. M. Çömlekoğlu, M. Dünder □ Çömlekoğlu, M. Özcan ve M. A. Güngör (2015). "Effect of veneering methods on zirconia framework—Veneer ceramic adhesion and fracture resistance of single crowns." *Journal of Prosthodontics* 24(8): 620-628.
- Kanat, B., E. M. Çömlekoğlu, M. Dünder □ Çömlekoğlu, B. Hakan Sen, M. Özcan ve M. Ali Güngör (2014). "Effect of Various Veneering Techniques on Mechanical Strength of Computer □ Controlled Zirconia Framework Designs." *Journal of Prosthodontics* 23(6): 445-455.
- Kao, H., F. Ho, C. Yang ve W. Wei (2000). "Surface machining of fine-grain Y-TZP." *Journal of the European Ceramic Society* 20(14): 2447-2455.
- Kelly, J. R. (1997). "Ceramics in restorative and prosthetic dentistry." *Annual Review of Materials Science* 27(1): 443-468.
- Kelly, J. R. ve P. Benetti (2011). "Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice." *Australian Dental Journal* 56: 84-96.
- Kelly, J. R., I. Nishimura ve S. D. Campbell (1996). "Ceramics in dentistry: historical

- roots and current perspectives." *The Journal of prosthetic dentistry* 75(1): 18-32.
- Khamverdi, Z. ve Z. Moshiri (2012). "Zirconia: An up-to-date literature review." *Avicenna Journal of Dental Research* 4(1): 1-15.
- Kim, H.-J., H.-P. Lim, Y.-J. Park ve M.-S. Vang (2011). "Effect of zirconia surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic." *The Journal of prosthetic dentistry* 105(5): 315-322.
- Kim, K.-Y., T.-K. Kwon, T.-J. Kang, J.-H. Yang, S.-J. Lee ve I.-S. Yeo (2014). "Digital veneering system enhances microtensile bond strength at zirconia coreveneer interface." *Dental materials journal* 33(6): 792-798.
- Kirsten, A., D. Parkot, S. Raith ve H. Fischer (2014). "A cusp supporting framework design can decrease critical stresses in veneered molar crowns." *Dental Materials* 30(3): 321-326.
- Koller, M., G. Arnetzl, L. Holly ve G. Arnetzl (2012). "Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/CAM: customization case study." *International journal of computerized dentistry* 15(2): 159-164.
- Komine, F., J. R. Strub ve H. Matsumura (2012). "Bonding between layering materials and zirconia frameworks." *Japanese Dental Science Review* 48(2): 153-161.
- Kosmač, T., C. Oblak, P. Jevnikar, N. Funduk ve L. Marion (1999). "The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic." *Dental Materials* 15(6): 426-433.
- Kruth, J.-P., P. Mercelis, J. Van Vaerenbergh, L. Froyen ve M. Rombouts (2005). "Binding mechanisms in selective laser sintering and selective laser melting." *Rapid prototyping journal* 11(1): 26-36.
- Kunii, J., Y. Hotta, Y. Tamaki, A. Ozawa, Y. Kobayashi, A. Fujishima, T. Miyazaki ve T.

- Fujiwara (2007). "Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks." *Dental materials journal* 26(6): 820-826.
- Kuraray Dental Products Resorce Guide. Kuraray America. 2014. kuraraydental.com.
- Kwiatkowski, S. J. (1990). Dental product and method utilizing translucent material,
- Lambert, H., J.-C. Durand, B. Jacquot ve M. Fages (2017). "Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art." *The journal of advanced prosthodontics* 9(6): 486-495.
- Lauvahutanon, S., H. Takahashi, M. Shiozawa, N. Iwasaki, Y. Asawaka, M. Oki, W.J. Finger ve M. Arksornnukit (2014). "Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM." *Dental materials journal* 33(5): 705-710.
- Lee, H.-S. ve T.-Y. Kwon (2017). "The Application of a Novel Ceramic Liner Improves Bonding between Zirconia and Veneering Porcelain." *Materials* 10(9): 1023.
- Lee, J.-W., Y. Wang, I. Lloyd ve B. Lawn (2007). "Joining veneers to ceramic cores and dentition with adhesive interlayers." *Journal of dental research* 86(8): 745-748.
- Li, R. W. K., T. W. Chow ve J. P. Matinlinna (2014). "Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art." *Journal of prosthodontic research* 58(4): 208-216.
- Liu, C., W. Obrien, E. McPhee, P. Yaman ve E. Dootz (1990). Strength of Magnesia core crowns. *Journal of Dental Reasearch*, Amer Assoc Dental Research 1 22314.
- Liu, P.-R. ve M. E. Essig (2008). "Panorama of dental CAD/CAM restorative systems." *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)* 29(8): 482, 484, 486-488 passim.

- Liu, R., T. Sun, Y. Zhang, Y. Zhang, D. Jiang ve L. Shao (2015). "The effect of graded glass–zirconia structure on the bond between core and veneer in layered zirconia restorations." *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 46: 197-204.
- Lohbauer, U., S. S. Scherrer, A. Della Bona, M. Tholey, R. van Noort, A. Vichi, J. R. Kelly ve P. F. Cesar (2017). "ADM guidance-Ceramics: all-ceramic multilayer interfaces in dentistry." *Dental Materials* 33(6): 585-598.
- Mainjot, A., N. Dupont, J. Oudkerk, T. Dewael ve M. Sadoun (2016). "From artisanal to CAD-CAM blocks: state of the art of indirect composites." *Journal of dental research* 95(5): 487-495.
- Mainjot, A. K., G. S. Schajer, A. J. Vanheusden ve M. J. Sadoun (2012). "Influence of zirconia framework thickness on residual stress profile in veneering ceramic: measurement by hole-drilling." *Dental materials* 28(4): 378-384.
- Mair, L. ve P. Padipatvuthikul (2010). "Variables related to materials and preparing for bond strength testing irrespective of the test protocol." *Dental materials* 26(2): 17-23.
- Malament, K. A. ve S. S. Socransky (1999). "Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years: Part I. Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender, and age." *The Journal of prosthetic dentistry* 81(1): 23-32.
- Martin, N. ve N. Jedynekiewicz (1999). "Clinical performance of CEREC ceramic inlays: a systematic review." *Dental Materials* 15(1): 54-61.
- McDonough, W. G., J. M. Antonucci, J. He, Y. Shimada, M. Y. Chiang, G. E. Schumacher ve C. R. Schultheisz (2002). "A microshear test to measure bond

- strengths of dentin–polymer interfaces." *Biomaterials* 23(17): 3603-3608.
- McLean, J. W. (1979). "The science and art of dental ceramics." *The nature of dental ceramics and their clinical use*: 79-82.
- McLean, J. W. (2001). "Evolution of dental ceramics in the twentieth century." *Journal of Prosthetic Dentistry* 85(1): 61-66.
- Mirsayar, M. ve P. Park (2016). "Modified maximum tangential stress criterion for fracture behavior of zirconia/veneer interfaces." *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 59: 236-240.
- Miyazaki, T., T. Nakamura, H. Matsumura, S. Ban ve T. Kobayashi (2013). "Current status of zirconia restoration." *Journal of prosthodontic research* 57(4): 236-261.
- Molin, M. K. ve S. L. Karlsson (2008). "Five-Year Clinical Prospective Evaluation of Zirconia-BasedDenzir 3-Unit FPDs." *International Journal of Prosthodontics* 21(3) :223-227
- Mormann, W. (1989). "Chairside computer-aided direct ceramic inlays." *Quintessence Int* 20: 329-339.
- Mörmann, W. H. (1996). CAD/CAM in aesthetic dentistry: CEREC 10 year anniversary symposium, Quintessenz Verlags-GmbH.
- Myers, M. L., J. W. Ergle, C. W. Fairhurst ve R. D. Ringle (1994). "Fatigue failure parameters of IPS-Empress porcelain." *International Journal of Prosthodontics* 7(6): 549-553
- O'Brien, W. J. (2002). "Dental materials and their selection."4. Baskı. Quintessence Publishing.
- Odén, A., M. Andersson, I. Krystek-Ondracek ve D. Magnusson (1998). "Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns." *The Journal of prosthetic*

- dentistry* 80(4): 450-456.
- Oh, S.-C., J.-K. Dong, H. Lüthy ve P. Schärer (2000). "Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments." *International Journal of Prosthodontics* 13(6): 468-472
- Otto, T. ve S. De Nisco (2002). "Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays." *International Journal of Prosthodontics* 15(2): 122-128
- Özcan, M., S. Kerkdijk ve L. F. Valandro (2008). "Comparison of resin cement adhesion to Y-TZP ceramic following manufacturers' instructions of the cements only." *Clinical oral investigations* 12(3): 279-282.
- Özcan, M., H. Nijhuis ve L. F. Valandro (2008). "Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging." *Dental Materials Journal* 27(1): 99-104.
- Palmer, D., M. Barco ve E. Billy (1992). "Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids." *Journal of prosthetic dentistry* 67(3): 325-327.
- Pang, Z., A. Chughtai, I. Sailer ve Y. Zhang (2015). "A fractographic study of clinically retrieved zirconia–ceramic and metal–ceramic fixed dental prostheses." *Dental Materials* 31(10): 1198-1206.
- Paradigm C Technical Product Profile. 2015. 3M ESPE. Paradigm C technical product profile. <http://media.dentalcompare.com>
- Pashley, D. H., R. M. Carvalho, H. Sano, M. Nakajima, M. Yoshiyama, Y. Shono, C. A. Fernandes ve F. Tay (1999). "The microtensile bond test: A review." *Journal of Adhesive Dentistry* 1(4): 299-309,

- Pazinatto, F. B., B. B. Campos, L. C. Costa ve M. T. Atta (2003). "Effect of the number of thermocycles on microleakage of resin composite restorations." *Pesquisa Odontologica Brasileira* 17(4): 337-341.
- Peláez, J., P. G. Cogolludo, B. Serrano, J. F. Lozano ve M. J. Suárez (2012). "A prospective evaluation of zirconia posterior fixed dental prostheses: three-year clinical results." *The Journal of prosthetic dentistry* 107(6): 373-379.
- Piconi, C. ve G. Maccauro (1999). "Zirconia as a ceramic biomaterial." *Biomaterials* 20(1): 1-25.
- Piddock, V. ve A. Qualtrough (1990). "Dental ceramics—an update." *Journal of dentistry* 18(5): 227-235.
- Pjetursson, B. E., I. Sailer, N. A. Makarov, M. Zwahlen ve D. S. Thoma (2015). "All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs." *Dental materials* 31(6): 624-639.
- Qeblawi, D. M., C. A. Muñoz, J. D. Brewer ve E. A. Monaco (2010). "The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement." *The Journal of prosthetic dentistry* 103(4): 210-220.
- Qualtrough, A. ve V. Piddock (1997). "Ceramics update." *Journal of dentistry* 25(2):91-95.
- Raigrodski, A. J. (2004). "Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review." *Dental Clinics of North America* 48(2): 531-544.
- Raigrodski, A. J., M. B. Hillstead, G. K. Meng ve K.-H. Chung (2012). "Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review." *The Journal of prosthetic dentistry* 107(3): 170-177.

- Ramos-Tonello, C. M., B. F. Trevizo, R. F. Rodrigues, A. P. R. Magalhães, A. Y. Furuse, P. N. Lisboa-Filho, A. S. Tabata ve A. F. S. Borges (2017). "Pre-sintered Y-TZP sandblasting: effect on surface roughness, phase transformation, and Y-TZP/veneer bond strength." *Journal of Applied Oral Science* 25(6): 666-673.
- Raptis, N. V., K. X. Michalakis ve H. Hirayama (2006). "Optical behavior of current ceramic systems." *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 26(1).
- RelyX Unicem 2, 2009. <http://solutions.3mae.ae>.
- RelyX Unicem 2 automix self adhesive resin cement 2010. <https://multimedia.3m.com>
- Rinke, S., M. Rödiger, D. Ziebolz ve A.-K. Schmidt (2015). "Fabrication of zirconia-reinforced lithium silicate ceramic restorations using a complete digital workflow." *Case reports in dentistry* 2015.
- Ritter, J. E. (1995). "Predicting lifetimes of materials and material structures." *Dental Materials* 11(2): 142-146.
- Rosenblum, M. A. ve A. Schulman (1997). "A review of all-ceramic restorations." *The Journal of the American Dental Association* 128(3): 297-307.
- Russell, M. M., M. Andersson, K. Dahlmo, M. E. Razzoog ve B. R. Lang (1995). "A new computer-assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures." *Quintessence International* 26(11): 757-763
- Ryan, D. P. O., L. M. G. Fais, S. G. Antonio, G. R. Hatanaka, L. M. Candido ve L. A. P. Pinelli (2017). "Y-TZP zirconia regeneration firing: microstructural and crystallographic changes after grinding." *Dental Materials Journal*: 2016-2124.
- Sadowsky, S. J. (2006). "An overview of treatment considerations for esthetic

- restorations: a review of the literature." *The Journal of prosthetic dentistry* 96(6): 433-442.
- Saito, A., F. Komine, M. B. Blatz ve H. Matsumura (2010). "A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal." *The Journal of prosthetic dentistry* 104(4): 247-257.
- Sakaguchi, R. L. ve J. M. Powers (2012). *Craig's restorative dental materials*, 14. Baskı Elsevier Health Sciences.
- Sano, H., T. Shono, H. Sonoda, T. Takatsu, B. Ciucchi, R. Carvalho ve D. H. Pashley (1994). "Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength—evaluation of a micro-tensile bond test." *Dental Materials* 10(4): 236-240.
- Santos, E. C., M. Shiomi, K. Osakada ve T. Laoui (2006). "Rapid manufacturing of metal components by laser forming." *International Journal of Machine Tools and Manufacture* 46(12-13): 1459-1468.
- Sax, C., C. Hämmerle ve I. Sailer (2011). "10-year clinical outcomes of fixed dental prostheses with zirconia frameworks." *International journal of computerized dentistry* 14(3): 183-202.
- Schmitter, M., D. Mueller ve S. Rues (2012). "Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer." *Journal of dentistry* 40(2): 154-162.
- Schmitter, M., M. Schweiger, D. Mueller ve S. Rues (2014). "Effect on in vitro fracture resistance of the technique used to attach lithium disilicate ceramic veneer to zirconia frameworks." *Dental Materials* 30(2): 122-130.
- Schmitz, K. ve H. Schulmeyer (1975). "Determination of the adhesion of dental metal-

- porcelain bonding systems." *The Dental laboratory* 23(12): 1416.
- Scientific Documentation IPS e.max CAD.2011.<https://www.ivoclarvivadent.com/zooluwebsite/media/document/9793/IPS+e-max+CAD>
- Scientific Documentation IPSEmpress CAD. 2011. <https://www.ivoclarvivadent.com/zooluwebsite/media/document/12207/IPS+Empress+CAD>.
- Scientific Documentation IPS e.max Press. 2011. <http://www.ivoclarvivadent.fr/zooluwebsite/media/document/9808/IPS+e-max+Press>).
- Seghi, R., I. Denry ve S. Rosenstiel (1995). "Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics." *Journal of Prosthetic Dentistry* 74(2): 145-150.
- Seghi, R. R., J. A. Sorensen, R. Seghi ve J. Sorensen (1995). "Relative flexural strength of six new ceramic materials." *International Journal of Prosthodontics* 8(3): 239-246
- Sehgal, M., A. Bhargava, S. Gupta ve P. Gupta (2016). "Shear bond strengths between three different yttria-stabilized zirconia dental materials and veneering ceramic and their susceptibility to autoclave induced low-temperature degradation." *International journal of biomaterials*.
- Seto, K. B., E. A. McLaren, A. A. Caputo ve S. N. White (2013). "Fatigue behavior of the resinous cement to zirconia bond." *Journal of Prosthodontics* 22(7): 523-528.
- Shah, K. ve A. Bal "Dental ceramics past, present and future literature review." *J. Dental Med. Sci* 15(3): 32-39.
- Shillingburg, H. T., D. A. Sather, E. L. Wilson, J. Cain, D. Mitchell, L. Blanco and J. Kessler (2012). *Fundamentals of fixed prosthodontics*, 4.Baskı. Quintessence Publishing Company.
- Silva, L. H. d., R. B. d. P. Miranda, S. S. Favero, U. Lohbauer ve P. F. Cesar (2017).

- "Dental ceramics: a review of new materials and processing methods." *Brazilian oral research* 31.
- Sim, J.-Y., W.-S. Lee, J.-H. Kim, H.-Y. Kim ve W.-C. Kim (2016). "Evaluation of shear bond strength of veneering ceramics and zirconia fabricated by the digital veneering method." *Journal of prosthodontic research* 60(2): 106-113.
- Spath, A. ve C. Smith (2017). "Removal of Modern Ceramics." *Compendium* 38(5): 326-333
- Spear, F. M. (2001). "Masters of Esthetic Dentistry: The Metal-Free Practise: Myth? Reality Desirable Goal?" *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 13(1): 59-67.
- Sreekala, L., M. Narayanan, S. M. Eerali, S. M. Eerali ve J. Varghese (2015). "Comparative evaluation of shear bond strengths of veneering porcelain to base metal alloy and zirconia substructures before and after aging—An in vitro study." *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry* 5(2): 74.
- Stavridakis, M., A. Kakaboura, S. Ardu ve I. Krejci (2007). "Marginal and internal adaptation of bulk-filled Class I and Cuspal coverage direct resin composite restorations." *Operative dentistry* 32(5): 515-523.
- Stewardson, D. A., A. C. Shortall ve P. M. Marquis (2010). "The effect of clinically relevant thermocycling on the flexural properties of endodontic post materials." *Journal of dentistry* 38(5): 437-442.
- Studer, S., C. Lehner, U. Brodbeck ve P. Schärer (1998). "Six-year results of leucite-reinforced glass ceramic crowns." *Acta Med Dent Helv* 3(12): 218-225.
- Sturzenegger, B., A. Feher, H. Luthy, M. Schumacher, O. Loeffel, F. Filser, P. Kocher, L. Gauckler ve P. Scharer (2000). "Clinical study of zirconium oxide bridges in

- the posterior segments fabricated with the DCM system." *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 110(12): 131-139.
- Su, N., L. Yue, Y. Liao, W. Liu, H. Zhang, X. Li, H. Wang ve J. Shen (2015). "The effect of various sandblasting conditions on surface changes of dental zirconia and shear bond strength between zirconia core and indirect composite resin." *The journal of advanced prosthodontics* 7(3): 214-223.
- Sun, T., L. Shao, B. Deng ve N. Wen (2012). "Shear bond strengths between ceramic cores and veneering ceramics of dental bi-layered ceramic systems and the sensitivity to thermocycling." *Ceramics-Silikáty* 56(3): 238-244.
- Sundh, A., M. Molin ve G. Sjögren (2005). "Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing." *Dental Materials* 21(5): 476-482.
- Susz, C., J. Meyer, J. Payan, M. Stoian ve J. Sanchez (1980). "Effect of the treatments preceding porcelain baking on the strength of the ceramic-metal bond." *Schweizerische Monatsschrift für Zahnheilkunde= Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie* 90(5): 393-404.
- Takeuchi, K., A. Fujishima, A. Manabe, S. Kuriyama, Y. Hotta, Y. Tamaki ve T. Miyazaki (2010). "Combination treatment of tribochemical treatment and phosphoric acid ester monomer of zirconia ceramics enhances the bonding durability of resin-based luting cements." *Dental materials journal* 29(3): 316-323.
- Tholey, M. J., C. Berthold, M. V. Swain ve N. Thiel (2010). "XRD2 micro-diffraction analysis of the interface between Y-TZP and veneering porcelain: role of application methods." *Dental materials* 26(6): 545-552.

- Thompson, J. Y., B. R. Stoner, J. R. Piascik ve R. Smith (2011). "Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now?" *Dental Materials* 27(1): 71-82.
- Tinschert, J., G. Natt, S. Hassenpflug ve H. Spiekermann (2004). "Status of current CAD/CAM technology in dental medicine." *International journal of computerized dentistry* 7(1): 25-45.
- Tsuo, Y., K. Yoshida ve M. Atsuta (2006). "Effects of alumina-blasting and adhesive primers on bonding between resin luting agent and zirconia ceramics." *Dental materials journal* 25(4): 669-674.
- Tylman, S. D. (1965). Theory and practice of crown and bridge prosthodontics, 5. Baskı CV Mosby.
- Tysowsky, G. (2009). "The science behind lithium disilicate: today's surprisingly versatile, esthetic & durable metal-free alternative." *Oral Health* 99(3): 93.
- Uludamar, A., B. Akalin ve Y. K. Ozkan (2011). "Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları." *Cumhuriyet Dental Journal* 14(2): 140-153.
- Uno, T., T. Kasuga ve K. Nakajima (1991). "High strength mica containing glass ceramics." *Journal of the American Ceramic Society* 74(12): 3139-3141.
- Vagkopoulou, T. (2009). Zirconia in dentistry: part 2. Evidence-based clinical breakthrough, *The European Journal Of Esthetic Dentistry*, 4 (4): 348-371
- Valandro, L. F., A. Della Bona, M. A. Bottino ve M. P. Neisser (2005). "The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic." *The Journal of prosthetic dentistry* 93(3): 253-259.
- Valandro, L. F., M. Özcan, R. Amaral, F. P. P. Leite ve M. A. Bottino (2007).

- "Microtensile bond strength of a resin cement to silica-coated and silanized In-Ceram Zirconia before and after aging." *International Journal of Prosthodontics* 20(1): 70-72
- Van Meerbeek, B., M. Peumans, A. Poitevin, A. Mine, A. Van Ende, A. Neves ve J. De Munck (2010). "Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes." *Dental Materials* 26(2): 100-121.
- Van Noort, R. (2012). "The future of dental devices is digital." *Dental materials* 28(1): 3-12.
- Van Noort, R., S. Noroozi, I. Howard ve G. Cardew (1989). "A critique of bond strength measurements." *Journal of Dentistry* 17(2): 61-67.
- Vidotti, H.-A., J.-R. Pereira, E. Insaurralde, L. F. Plaça, J. R. Delben ve A.-L. do Valle (2017). "Influence of thermal and mechanical fatigue on the shear bond strength of different all-ceramic systems." *Journal of clinical and experimental dentistry* 9(8): 952.
- Vidotti, H. A., J. R. Pereira, E. Insaurralde, A. L. P. F. de Almeida ve A. L. do Valle (2013). "Thermo and mechanical cycling and veneering method do not influence Y-TZP core/veneer interface bond strength." *Journal of dentistry* 41(4): 307
- Vita CAD/CAM Materials Catalog for practices and laboratories <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITABLOCS-TriLuxe-forte-25090,27568.html>
- VITA Rapid Layer Technology Working Instructions. 2011. www.vita-zahnfabrik.com.
- Vita Suprinity Working Instructions.s3 - eu west1.amazonaws.com / core3dwebsite content / pdfs/
- Wagner, A., M. Wendler, A. Petschelt, R. Belli ve U. Lohbauer (2014). "Bonding

- performance of universal adhesives in different etching modes." *Journal of dentistry* 42(7): 800-807.
- Wall, J. ve D. Cipra (1992). "Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice?" *Dental Clinics of North America* 36(3): 765-782.
- Walton, T. R. (1999). "A 10-year longitudinal study of fixed prosthodontics: clinical characteristics and outcome of single-unit metal-ceramic crowns." *International Journal of Prosthodontics* 12(6): 519-526
- Wang, G., S. Zhang, C. Bian ve H. Kong (2014). "Interface toughness of a zirconia-veneer system and the effect of a liner application." *The Journal of prosthetic dentistry* 112(3): 576-583.
- White, S., V. Miklus, E. McLaren, L. Lang ve A. Caputo (2005). "Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system." *The journal of prosthetic dentistry* 94(2): 125-131.
- Wildgoose, D. G., A. Johnson ve R. B. Winstanley (2004). "Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review." *Journal of Prosthetic Dentistry* 91(2): 136-143.
- Willard, A. ve T.-M. G. Chu (2018). "The science and application of IPS e. Max dental ceramic." *The Kaohsiung journal of medical sciences*. 34(4): 238-242
- Witkowski, S. (2005). "(CAD-)/CAM in dental technology." *Quintessence Dent Technol* 28: 169-184.
- Yaluğ, S. and L. Nalbant (1998). "Porselen Laminate Veneer Yapım Yöntemleri." 1(1)
- Yavuzylmaz, H. (2005). "Tam Porselen Sistemleri I" *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 22(1): 41-48.

Yavuzyılmaz, H., B. Turhan, B. Bavbek ve E. Kurt (2005). "Tam porselen sistemleri II." *Acta Odontologica Turcica* 22(1): 49.

Yin, L., S. Jahanmir and L. Ives (2003). "Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece." *Wear* 255(7): 975-989.

Zaher, A. M., J. Hochstedler, F. A. Rueggeberg ve E. L. Kee (2017). "Shear bond strength of zirconia-based ceramics veneered with 2 different techniques." *Journal of Prosthetic Dentistry* 118(2): 221-227.

Zaimoğlu, A. (2004). "Can G." *Sabit protezler. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları*,(24): 183-189.

Zaimoğlu, A., G. Can, E. Ersoy ve L. Aksu (1993). "Diş hekimliğinde maddeler bilgisi." *AÜ Basımevi, Ankara*: 515.

Zarone, F., S. Russo ve R. Sorrentino (2011). "From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations." *Dental materials* 27(1): 83-96.

Zhao, L., Y.-T. Jian, X.-D. Wang ve K. Zhao (2016). "Bond strength of primer/cement systems to zirconia subjected to artificial aging." *The Journal of prosthetic dentistry* 116(5): 790-796.

8. ÖZGEÇMİŞ

16 Temmuz 1991’de Ankara’da doğdum. İlkokul öğrenimime Yunus Emre İlkokulu’nda başladım. Ortaokul eğitimimi Gülen Muharrem Pakoğlu İlköğretim Okulu’nda tamamladıktan sonra Ankara Çağrıbey Anadolu Lisesi’ni kazandım ve 2009 yılında liseden mezun oldum.

2010 yılında Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’ni kazandım ve 2015 yılında mezun oldum.

2016 yılı Ocak ayında Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda uzmanlık eğitimime başladım. Halen aynı bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmaya devam etmekteyim.

E-posta adresi: dt.handeyildiz@gmail.com GSM: 0 505 841 21 48











































