

← Adınızı soyadınızı giriniz

Tez kabul edildikten sonra yapılan **sabit ciltte sırt yazısı** bu şablona göre yazılacak. Yazılar tek satır olacak
Cilt sırtı yazıların yönü yukarıdan aşağıya
(sol yandaki gibi) olacak .



← Tez, Yüksek Lisans'sa, YÜKSEK LİSANS TEZİ;
Doktora ise DOKTORA TEZİ ifadesi kalacak

← Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(DOKTORA TEZİ)

**ZİRKONYUM OKSİT ALT YAPILAR ÜZERİNE
UYGULANAN FARKLI ÜST YAPI PORSELENLERİNİN
BAĞLANMA DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRILMALI
OLARAK İNCELENMESİ**

SEMANUR TANRIKULU

**DANIŞMAN
PROF. DR. ERDAL POYRAZOĞLU**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI
KURON- KÖPRÜ PROTEZ BİLİM DALI**

İSTANBUL-2007

TEZ ONAYI

Aşağıda tanıtımı yapılan tez, jüri tarafından başarılı bulunarak /Doktora. Tezi olarak kabul edilmiştir.

/ /

Prof.Dr.Emine Kökoğlu
Enstitü Müdürü

Kurum : İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Program Adı : Diş Hekimliği Fakültesi

Programın seviyesi : Yüksek Lisans () Doktora (X)

Anabilim Dalı : Protetik Diş Tedavisi ABD

Tez Sahibi : Dt. Semanur Tanrıkulu

Tez Başlığı : Zirkonyum oksit alt yapılar üzerine uygulanan farklı üst yapı porselenlerinin bağlanma dayanımlarının karşılaştırılmalı olarak incelenmesi

Sınav Yeri : İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Kuron Köprü Bilim Dalı Seminer Salonu

Sınav Tarihi : 06/07/2007

Tez Sınav Jürisi

1.Prof. Dr. Erdal Poyrazoğlu, İstanbul Üniv., Diş Hekimliği Fakültesi., Protetik Diş Tedavisi ABD. (Tez Danışmanı)

2. Prof. Dr. Betül Tuncelli, İstanbul Üniv., Diş Hekimliği Fakültesi., Protetik Diş Tedavisi ABD. (Tez İzleme Komitesi Üyesi)

3. Doç. Dr. Gültekin Göller, İstanbul Teknik Üniv., Kimya-Metalurji Fakültesi., Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü. (Tez İzleme Komitesi Üyesi)

4. Prof. Dr. Murat Aydın, İstanbul Üniv., Diş Hekimliği Fakültesi., Protetik Diş Tedavisi ABD.

5. Prof. Dr. Deniz Şen, İstanbul Üniv., Diş Hekimliği Fakültesi., Protetik Diş Tedavisi ABD.

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Semanur TANRIKULU

İTHAF

Aileme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bilgi ve deneyimi ile bana her zaman destek olan tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Erdal Poyrazoğlu'na ,

Doktora eğitimim sırasında ve tez hazırlık aşamasında bana yol gösteren ve yardımcı olan Sayın Prof. Dr. Betül Tuncelli'e,

Kuron Köprü Bilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Murat Aydın başta olmak üzere doktora öğrenimim boyunca bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan kürsümüzün tüm değerli öğretim üyelerine ve arkadaşlarıma,

Deney çalışmalarımda gösterdikleri anlayış, destek ve yardımları için İstanbul Teknik Üniversitesi, Kimya-Metalurji Fakültesi., Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü öğretim üyesi Doç. Dr. Gültekin Göller'e,

Tez çalışmam sırasında bana yardımcı olan Sayın Prof. Dr. Deniz Şen ve Doç. Dr. Mehmet Cudi Balkaya'ya,

Deney örneklerimin hazırlanmasında bana yardımcı olan değerli dostlarım, Stephan Fiorillo, Murat Dinçer, Nezih Girgin ve Opal Dental çalışanlarına,

Her konuda beni destekleyen sevgili arkadaşlarım ve meslektaşlarım Dr. Elif Kumbasar Karakaş, Dt. Gülseren Özay Hazır ve Dr. Fűrüzan Pamukçu Çetin'e,

Tüm öğrenciliğim boyunca bana sonsuz sevgi ve anlayış gösteren ve hiçbir zaman desteğini esirgemeyen aileme çok teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

| | |
|---------------------------------------|------|
| TEZ ONAYI | İİ |
| BEYAN | İİİ |
| İTHAF | İV |
| TEŞEKKÜR..... | V |
| İÇİNDEKİLER | VI |
| TABLolar LİSTESİ | Vİİ |
| ŞEKİLLER LİSTESİ..... | Vİİİ |
| SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ | İX |
| ÖZET | X |
| ABSTRACT..... | Xİ |
| 1. GİRİŞ VE AMAÇ | 1 |
| 2. GENEL BİLGİLER..... | 2 |
| 3. GEREÇ VE YÖNTEM..... | 32 |
| 4. BULGULAR..... | 44 |
| 5. TARTIŞMA | 53 |
| 6. KAYNAKLAR..... | 60 |
| ÖZGEÇMİŞ | 70 |

TABLolar LİSTESİ

| | |
|--|----|
| Tablo 3-1: Deney Grupları..... | 36 |
| Tablo 3-2: Liner pişirme ısıları..... | 38 |
| Tablo 3-3: Seramik Pişirme Isıları..... | 38 |
| Tablo 3-4: Presleme Isıları..... | 39 |
| Tablo 4.1: Deney örneklerinin bağlanma dayanımı değerleri..... | 45 |
| Tablo 4.2: Deney örneklerine uygulanan max. kuvvet değerleri..... | 46 |

ŞEKİLLER LİSTESİ

| | |
|---|----|
| Şekil 3-1: IPS e.maxZirCAD zirkonya bloklar..... | 34 |
| Şekil 3-2: Zirkon Zahn freze makinesi..... | 34 |
| Şekil 3-3: Özel sabitleme çerçevesi ve metal silindirik çubuk..... | 35 |
| Şekil 3-4: Silindirik zirkonya alt yapılar..... | 36 |
| Şekil 3-5: Metal kalıplar..... | 37 |
| Şekil 3-6: Tabakalama tekniği ile hazırlanan deney örneklerinin pişim sonrası görüntüsü..... | 39 |
| Şekil 3-7: Presleme işlemi sonrası deney örnekleri..... | 40 |
| Şekil 3-8: Deney örnekleri..... | 40 |
| Şekil 3-9: Universal test cihazı..... | 41 |
| Şekil 3-10: Metal statife sabitlenen deney örneği..... | 42 |
| Şekil 3-11: Taramalı elektron mikroskopu (SEM)..... | 43 |

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

| | |
|--------------|--|
| SEM | : Elektron tarama mikroskobu (Scanning electron microscope) |
| CTE | : Isıl genleşme katsayısı |
| CAD: | : Bilgisayar destekli dizayn (Computer aided design) |
| CAM | : Bilgisayar destekli üretim (Computer aided manufacture) |
| CADD | : Bilgisayar destekli dental dizayn (Computer aided dental design) |
| TZP | : Tetragonal zirkonya polikristali |
| Y-TZP | : Yitriyum ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali |
| PSZ | : Parsiyel stabilize zirkonya |
| HIP | : Sıcak İzostatik Presleme (Hot Isostatic Pressing) |

ÖZET

Tanrıkulu S. Zirkonyum Oksit Alt Yapılar Üzerine Uygulanan Farklı Üst Yapı Porselenlerinin Bağlanma Dayanımlarının Karşılaştırılmalı Olarak İncelenmesi İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2007.

Bu çalışmada; Zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş seramik alt yapılar üzerine farklı iki teknikte uygulanan üst yapı porselenlerinin bağlanma dayanımları karşılaştırılmalı olarak incelendi.

Deney grupları; IPS e.max ZirCAD zirkonya alt yapı üzerine, IPS e.max Zirpress ve Noritake CZR Press presleme tekniği; IPS e.max Ceram, Lava Ceram ve Noritake CZR tabakalama tekniği uygulanarak oluşturuldu. Her bir deney grubunda 12 adet olmak üzere (n=12) toplam 60 adet deney örneği hazırlandı. 3,5mm (çap) × 3,5mm (yükseklik) boyutlarındaki silindirik zirkonya alt yapılar üzerine, özel bir metal kalıp kullanılarak 3mm kalınlığındaki üst yapı seramikleri uygulandı. Üretici firmaların önerileri doğrultusunda pişirilme işlemleri tamamlanan deney örneklerine, Universal test cihazında 1mm/dak. hızla bağ mukavemeti testleri uygulandı. Kırık olduğu andaki max. kuvvet ve oluşan max. gerilim kaydedildi. Sonuçlar istatistiksel olarak student t testi ile değerlendirildi. Oluşan kırık yüzeylerinin morfolojileri elektron tarama mikroskopu (SEM) ile incelendi ve kopma yüzeylerinin adeziv ve koheziv karakteri değerlendirildi.

Bağ dayanımları incelendiğinde; en yüksek değere tabakalama tekniği ile uygulanan Noritake CZR ($27.10 \pm 4\text{MPa}$)’de elde edilirken; en düşük değer presleme tekniği ile uygulanan Noritake CZRPress ($17.06 \pm 6\text{MPa}$)’de bulunmuştur. Her iki grup arasında istatistiksel anlamda ileri derecede anlamlı ($p \leq 0.001$) bir farklılık varken; diğer presleme tekniği ile hazırlanan IPS e.max ZirPress ($24.58 \pm 12\text{MPa}$) deney grubu ile anlamlı bir farklılık elde edilmemiştir. Yine tabakalama tekniği ile hazırlanan IPS e.max Ceram ($18.06 \pm 4\text{MPa}$) Noritake CZR’den anlamlı derecede düşük bir bağlanma göstermiştir.

Bu çalışmanın sonucunda; yeni bir yöntem olan zirkonya üzerine presleme tekniğinin, tabakalama tekniğine benzer sonuçlar verdiği, ancak her iki teknikle ilgili olarak in vitro çalışmaların, klinik çalışmalar ile desteklenmesi gerektiği görülmektedir.

Anahtar Kelimeler: zirkonya, üst yapı seramiği, press-on teknik, tabakalama tekniği, bağ dayanımı

ABSTRACT

The comparative investigation of shear bond strengths of different veneering porcelains applied on zirconium oxide cores.

University of Istanbul, Institute of Health Sciences, Department of Prosthesis, PhD thesis, Istanbul 2007.

In this study, the bonding strength of veneering porcelains applied on ceramic cores reinforced with zirconium oxide using two different techniques were comparatively investigated.

Experimental groups were formed by using layering technique with IPS e.max Ceram, Lava Ceram and Noritake; and press-on technique with IPS e.max ZirPress and Noritake CZR Press, all of which were applied on IPS e.max ZirCAD zirconia substructures. A total of 60 specimens, 12 for each group were prepared. Veneering ceramics 3mm in thickness were applied on cylindrical zirconia cores in dimensions of 3.5mm (diameter)X 3.5mm (height) by using a specially designed metallic mold.

Shear bond strength tests were performed on experimental specimens which were fired according to the manufacturers' recommendation, in the universal test machine at a crosshead speed of 1mm/min. Maximum force and stress formed during the fracture were recorded. Statistical analyzes were examined by student t test. The morphology of the fracture surfaces were examined by scanning electron microscope (SEM) and the mode of failure was found to be adhesive or cohesive.

When the bonding strengths were examined, Noritake CZR (27.10±4MPa) which was applied by using layering technique demonstrated the highest and Noritake CZRPress (17.06±6MPa) demonstrated the lowest value. While there was a statistically significant difference between these two groups ($p \leq 0.001$) IPS e.maxZirPress (24.58±12MPa) which was prepared with another pressing technique showed no significant difference. IPS e.max Ceram which was prepared by using layering technique (18.06±4 MPa) and demonstrated a significantly weaker bond as compared to Noritake CZR.

In conclusion, the new method of pressing on zirconia showed similar results with layering technique. However in vitro studies on these two techniques should be supported by clinical investigations.

Key words: zirconia, veneering porcelain, press-on technique, layering technique, bond strength

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüz diş hekimliğinde, estetik beklentilerin artması ve teknolojik gelişmeler posterior bölgede uzun süredir kullanılan metal destekli seramik restorasyonlara alternatif olarak diş renginde, biyolojik olarak uyumlu, metal alt yapının sağladığı mekanik özelliklere sahip farklı restoratif sistemlere kullanım alanı yaratmıştır (1,5).

Metal desteği olmayan tam seramik sistemleri, uzun süre sadece ön bölgede tek kuron protezi uygulamalarında başarılı ile kullanılmıştır. Son yıllarda tam seramik sistemlerinde zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş alt yapıların kullanılması bu sistemlerin posterior restorasyonlarda da uygulanmasına olanak sağlamıştır. Kuvvetli seramik alt yapı ve tabakalama tekniği ile işlenen üst yapı porselenleri ile istenilen estetik sonuç elde edilmektedir. Son dönemlerde ise "press-on" tekniği uygulanarak zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş seramik çekirdek üzerine preslenebilen üst yapı porselenleri piyasada bulunmaktadır (113,130,115).

Araştırmacılar, alt yapı ile homojen bir bağlantı yapması, kenar uyumunun başarılı olması ve çalışma süresinin kısıtlılığı, yüksek estetik başarının elde edilebilmesi nedenleriyle bu yeni tekniğe dikkat çekmektedirler. Ancak bu tekniğe ilişkin çalışmalar sınırlı sayıda ve "press-on" tekniği ile uygulanan üst yapı porselenlerinin bağlanma dayanımı özellikleri çok bilinmemektedir (4,5).

Tüm bu yeni bilgilerin ışığında tezin amacı, zirkonyum oksit alt yapı üzerine, presleme ve tabakalama olmak üzere iki farklı teknikle uygulanan üst yapı porselenlerinin bağlanma dayanımlarını karşılaştırmalı olarak incelemek ve uygulamalarda güvenilirliği konusunda değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Seramikler

Yapısı değiştirilerek elde edilen en eski inorganik materyal olma özelliğine sahip seramikler, ilk olarak M.Ö. 50'de Çin'de geliştirilmiştir (8, 48, 70, 71).

Seramiklerin diş hekimliğinde kullanımı ise Fransız eczacı Alexis Duchateau tarafından 1774'de gerçekleştirilmiştir. Ardından 1778'de Fransız diş hekimi Dubois de Chemant ilk mineral bazlı seramik dişlerini üretmiştir (10, 26, 61, 48, 68).

Seramik malzemelerin sabit restorasyonlarda kullanımı 19. yüzyılın sonuna gelindiğinde önem kazanmaya başlamıştır (8, 26, 48, 53, 70).

1903'de Land, ilk seramik caket kuronları üreterek kuron uygulamalarının estetik açıdan gelişimine önemli katkılarda bulunmuştur (10, 26, 71).

20. yüzyılın başlarında seramiğin metal ile desteklenmesi üzerine pek çok çalışma yapılmıştır. Swann, Felcher, Hovestad, Johnson, Lakermance, Gonod ve Granger gibi araştırmacılar bu amaçla platini çeşitli formlarda kullanmışlardır. 1956'da, potasyum feldspatın cam ile reaksiyonu sonucu "lösit" kristalinin elde edilmesi ile seramiğin ısı genleşme katsayısı (CTE) arttırılmış ve böylece altın alaşımları üzerine pişirilmesi sağlanmıştır. Diğer önemli gelişmeler de seramiğin pişirilme tekniği üzerine olmuştur. Vines, Semmelman, Lee ve Fonville vakum altında pişirme tekniğini geliştirmişlerdir. Bu yöndeki çalışmalar sayesinde atmosfer basıncında ve vakum altında pişirme olmak üzere iki farklı teknik ortaya çıkmıştır. Lacour ve Nally, vakum altında pişirilen seramiklerin kırılmaya karşı %20 daha dirençli olduğunu belirtmiş ve bu tip seramiklerde porozitenin, total hacmin %0.1'ni kapsadığını, atmosfer basıncında pişirilen seramiklerde ise bu oranın %4.5 olduğunu bildirmişlerdir (20, 48, 53, 68, 71, 79,98).

McLean ve Hughes, 1963 yılında alüminöz seramikleri geliştirerek tam seramik sistemlerin temelini oluşturmuşlardır. Alüminöz seramikler, 20-30µm boyutlarında alümina kristallerinin %40-50 oranında yapıya eklenmesi ile elde edilmiştir. Bu işlem seramiğin mekanik olarak daha güçlü ve termal şoklara daha dirençli bir yapıya dönüşmesini sağlamış, böylece feldspatik seramiklerin eğme mukavemetleri ortalama

65MPa iken, alüminöz seramiklerinki 131MPa olmuştur. Ancak, seramiğin içerisinde alümina kristallerinin artması ışık geçirgenliğini azaltarak bir dezavantaj oluşturmuştur (10, 71, 72, 79, 111).

Sonuç olarak, seramiklerin gelişim sürecinde yapısı ve pişirilme teknikleri konusunda çok önemli adımlar atılmış; estetik, biyolojik uyum ve yüksek mekanik dayanım gibi özellikleri bir arada bulunduran materyallerin üretilmesi hedeflenmiştir. 1980'lerden itibaren, metal-seramik restorasyonlarındaki ışık geçirgenliğinin yetersiz olması, dişeti kenarında renk değişikliklerine neden olması ve hastaların artan estetik beklentileri nedeniyle gerek ön gerek arka bölge restorasyonlarında tam seramik sistemlerin kullanımı üzerine çalışmalar yoğunlaştırılmıştır (10, 20, 53, 109).

Geliştirilen seramik sistemleri arasında, dökülebilir cam seramikler (Dicor, Ceraparl, Cerestore), ısı ve basınçla şekillendirilen seramikler (IPS Empress I, IPS Empress II, Allceram), çekirdek yapısı güçlendirilmiş seramikler (Alüminöz seramikler, Hi-Ceram, In-Ceram Alümina, In-Ceram Spinell, In-Ceram Zirkonya), kopya freze tekniğinde ve CAD/CAM sistemlerinde (Cerec, Celay, Procera, Lava, v.b.) kullanılan seramikler sayılabilmektedir (8, 53, 102, 122, 125).

2.1.1. Diş Hekimliği Seramiklerinin Yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan seramik malzemelerin en önemlileri, feldspat, kuartz ve kaolendir (10, 20, 21, 43, 50, 68, 72, 78, 79, 98, 106, 132).

Feldspat: Potasyum aluminasilikat ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ve sodyum aluminasilikat ($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) yapısındadır. Doğada bulunan feldspat saf değildir. Değişik oranlarda potas (K_2O) ve soda (Na_2O) içermektedir. Potas, erimiş camın viskozitesini artırdığından diş hekimliği seramiğinde potas oranı yüksek olan feldspat tercih edilmektedir. Ergime sıcaklığı 1100-1300°C arasında olan feldspat, pişirme işlemleri sırasında bileşenlerin ergimesini kolaylaştırmakta ve seramiğin pişirilmesi sırasında ergiyerek diğer bileşenleri birarada tutan bir matriks görevi görmektedir. Ergidikten sonra ise camsı ve yüksek viskoziteli parlak bir madde haline gelmekte ve seramiğe belirli bir şeffaflık kazandırmaktadır (10, 20, 60, 78, 79, 81, 132).

Potas formundaki feldspat molekülünün yapısında 6 adet silisyumdioksit bağlanmakta ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$), 4 adet silisyumdioksit bağlandığında ise molekül

“lösit” olarak tanımlanmaktadır. Potasın cam ile reaksiyonu sonucunda elde edilen ve feldspatdan daha güçlü yapıdaki lösit ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$), seramiği güçlendirmekte, optik özelliklerini artırmakta ve ısıl genleşme katsayısını yükselterek metale yakın bir ısıl genleşme katsayısı oluşturmaktadır (10, 53, 62, 63, 64, 85) .

Kuartz: Esas yapısı silikadır ve seramiğin iskeletini oluşturmaktadır. Ergime derecesi çok yüksek ($1685^\circ C$) olan kuartz seramik kitlenin şeffaflığında ve yüksek ısılarda stabilitesinin korunmasında etkili olmakta, ancak yapıyı da kırılğan hale getirmektedir (10, 20, 43, 50, 68, 72, 78, 132).

Kaolen: Yapıda %0-3 oranında bulunan kaolen bir hidrat alümina silikattır ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$) ve ergime derecesi $1750^\circ C$ 'nin üzerindedir. Kaolen toprak ve kil mineralleri içeren yapışkan ve plastik bir malzemedir. Suyla karıştırıldığında yapışkan bir hal almakta ve seramiğin işlenebilirliğini sağlamaktadır. Yüksek ısılara maruz kaldığında, kuartz partiküllerine yapışarak önemli derecede büzülme göstermektedir. Ayrıca opak yapısı nedeniyle, ışık geçirgenliğinin olması istenen günümüz seramik sistemlerinin kaolin içermesi tercih edilmemektedir. Düşük kaolen içeren bileşenlerin cam fazı daha fazladır, bu nedenle diş hekimliğinde kullanılan seramikler ”cam seramikler” olarak adlandırılmaktadır (10, 20, 50, 60, 68, 78, 79, 81, 132).

Seramikte bu üç ana maddeye ek olarak yer alan metal oksitler yapıya; sertlik, hidrolitik stabilite, düşük ergime ısısı, devitrifikasyona (camın rekristalizasyonu) ve pyroplastik akıcılığa karşı direnç gibi özellikleri vermektedir. Ancak, dikkatsiz kullanımları devitrifikasyona neden olmaktadır. Bu amaçla genellikle potasyum, kalsiyum ve sodyum oksit kullanılmaktadır. Cam modifiye ediciler olarak da adlandırılan metal oksitler, Si gibi cam yapıcı elementler ile oksijen arasındaki bağlanmayı azaltarak camın yumuşama ısısını düşürmektedirler (20, 68, 72, 78, 81, 132).

Cam yapının değiştirilmesi amacıyla kullanılan metal oksitler ile farklı pişirilme derecelerinde seramikler üretilmektedir. Bu derecelere göre seramikler dört sınıfta değerlendirilmektedir:

- | | |
|----------------|---------------|
| 1 - Yüksek ısı | 1300°C |
| 2 - Orta ısı | 1101 - 1300°C |
| 3 - Düşük ısı | 850 - 1100°C |

4 - Çok düşük ısı $\leq 850^{\circ}\text{C}$

Yüksek ısı seramikleri yapay dişlerin üretiminde nadiren de caket kuron yapımında tercih edilmektedir. Orta ısı seramikleri, prefabrike pontik dişlerin üretiminde, düşük ısı seramikleri ise daha çok laboratuvar seramik fırınlarında kullanılmaktadır. Metal-seramik ve caket kuronlarda kullanılan seramikler ile glazür ve makyaj tozlarının tümü bu gruba girmektedir. Çok düşük ısı seramikleri de Ti alaşımları için özel olarak geliştirilmişlerdir (10, 60, 94).

Diş hekimliği seramiğinin pyroplastik akıcılığa karşı dirençli olmaları gerekmektedir. Bu amaçla cam yapıya “ara oksitler” eklenerek, yapının viskozitesi ve sertliği artırılmaktadır (10, 69, 72, 81, 89, 94).

Ti, Mn, Fe, Co, Cu, Ni gibi yüksek ısıya dayanıklı metal oksitler, seramiğe doğal diş renginin verilebilmesi için kullanılan metal esaslı renk verici pigmentlerdir (20, 69).

2.1.2 Diş Hekimliği Seramiklerinin Mekanik Özellikleri

Seramik, çok sert, rijit ve kırılğan bir malzemedir. Stabilitate, sertlik, yüksek elastiklik modulu, ısı ve kimyasal faktörlere karşı dayanıklı olmasının nedeni, kristal yapısının hem kovalent hem de iyonik karakterdeki güçlü bağlardan oluşmasından kaynaklanmaktadır. Ancak, diğer yandan bu bağlantı yapısı seramik malzemeye kırılğanlık özelliğini vermektedir. Seramiğin rijitliği nedeni ile abrazyona karşı son derece dirençli olması, uygulanan restorasyon karşı dişlerle temas halinde olduğunda dişler için bir dezavantaj oluşturabilmektedir (26, 68, 79, 94).

Seramiğin başlıca olumsuz özelliği, düşük çekme dayanımıdır. Materyal, kırılmadan önce deformasyona karşı ancak yaklaşık %0.1 dayanabilmektedir. Seramik materyalinin düşük çekme mukavemeti internal çatlaklardan (Griffith çatlakları) kaynaklanmakta ve yapıya kırılğanlık katmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan seramikler, basma gerilmesine dayanıklı, çekme gerilmesine ise dayanıksızdır. Çekme dayanımı ortalama $20\text{--}60\text{MPa}$ iken, basma dayanımı $350 - 550\text{MPa}$ 'dır. Seramiğin yapısında bulunan mikro çatlaklarda yoğunlaşmış olan stres, gerilim altında çatlağın ilerlemesine ve bu noktada kırık oluşturmasına neden olmaktadır. Bu durum “çatlağın ilerlemesi” olarak tanımlanmaktadır (10, 49, 111, 132).

2.2. Diş Hekimliği Seramiklerini Güçlendirme Yöntemleri

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

McLean seramiğin güçlendirilmesi için beş yöntem bildirmiştir:

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

2.2.1. Seramiğin Metal Alt Yapı Üzerine Uygulanması

2.2.1.1. Metal – Seramik Kuronlar

Metal – seramik kuron köprü protezlerinde metal alt yapı, seramik için bir dayanak oluşturmaktadır. Metallerin çekme mukavemeti seramiklerden daha yüksek olduğu için ilk olarak seramiklerin metal alt yapıyla desteklenmesi düşünülmüştür. Metal alt yapı çekme gerilmelerinin oluşmasını engelleyerek, yüzeydeki çatlak yayılımını önlemektedir. Seramiğin metal ile kullanılması 1950’li yıllarda lösit kristallerinin yapıya katılması ile feldspatik seramiklerin ısıl genleşme katsayılarının, altın alaşımlarıninkine yaklaştırılması ile mümkün olmuştur. Böylece güçlü bir materyalin alt yapıda kullanılması ile seramiğin kırılması ancak bu alt yapının deformasyonuna bağlı olarak gelişmektedir (9, 72, 83).

Metal – seramik restorasyonlarında ışık geçirgenlik özelliği, metal alt yapının, ışığın nüfuzunu ve yansımalarını engellemesi nedeni ile olumsuz etkilenmektedir. Bunun yanı sıra dişetinde oluşan renk değişimi metal ve seramiğin ısıl genleşme katsayılarının farklı olması, metal alaşımlarındaki bazı iyonların iyonize

olarak seramiğin içine renk vermesi ve korozyon gibi dezavantajlar metal alt yapının kullanımını sınırlandırmaktadır (9, 10, 53, 105, 127).

2.2.1.2. Platin Folyo İle Güçlendirilen Seramik Kuronlar

Folyoların kullanım amacı; metal kalınlığının inceltilmesi, böylece dişin daha az aşındırılması, metal için gerekli olan mum modelaj ve döküm işlemlerinin ortadan kaldırılması ile maliyetin düşürülmesidir (110).

McLean ve Sceed 1976'da çift platin folyo tekniği ile platin folyonun bir tabakasının kuronun iç yüzünde bırakılarak alümina caket kuronların güçlendirilmesini sağlamışlardır. Bu teknikte alçı model üzerine iki kat platin folyo adapte edilir ve üstteki folyo 2µm kalay ile kaplanır. Porselen fırınlanması sonrasında en içteki bir tabaka folyo çıkartılır ve diğer platin folyo ise porselenin iç yüzeyi ile kimyasal bir bağlantı sağlar. Platin folyonun porselen içinde kalması yapısal sağlamlığını artırırken, ışık geçirgenliğini azaltarak gri bir renklenmeye neden olması estetik dezavantaj oluşturmuştur (68, 72, 74, 75, 107).

Renaissance / Ceplatec (Williams Gold Refining Co., Inc., Buffalo, N. Y.), Sunrise (Tanaka Dental, Skokie ILL, Japan), Flexebond (Elephant Edelmetal, Hoorn, The Netherlands), Plati-deck (Schone Edelmetal, Degussa, Amsterdam, The Netherlands) gibi sistemler ise sonradan geliştirilen folyo sistemleridir ve orjinal folyo sisteminin modifikasyonlarıdır (73, 110).

2.2.2. Yüzeyde Basma Gerilmelerinin Oluşturulması

Camın ve seramiklerin güçlendirilmesi amacıyla en sık kullanılan yöntem, kalıntı basma gerilmelerini objelerin yüzeyine çıkartmaktır. Güçlendirme; uygulanan kuvvetin bu kalıntı gerilmelerle karşılanması (sıfırlanması) ve böylece objenin içerisinde çekme gerilmelerinin ortaya çıkmasının önlenmesidir. Bu amaçla çeşitli teknikler uygulanmaktadır (10):

1 - Kimyasal yolla 'iyon değişimi'

2 - Fiziksel yolla 'temperleme'

2.2.2.1. İyon Değişimi

İyon değişimi, sodyum ve potasyum gibi farklı büyüklükteki iyonların yer değiştirmesi ile yüzeyde basma dayanımına sahip ince bir tabaka oluşturulması işlemidir. Sodyum içeren cam yapı, potasyum nitrat banyosunda bekletildiğinde, yüzeyindeki sodyum iyonları %35 daha büyük olan potasyum iyonları ile yer değiştirmektedir. Daha önce sodyum tarafından kaplanan yerin potasyum iyonu ile doldurulması ile yüzeyde yaklaşık 700MPa'lık basma gerilmesinin oluşması sağlanmaktadır. Bu işlem kimyasal güçlendirme (kimyasal temperleme) olarak da tanımlanmaktadır (53, 72, 91).

2.2.2.2. Temperleme

Bu yöntem, camın yumuşama derecesinin biraz altındaki sıcaklığa kadar ısıtılarak, aniden oda sıcaklığına soğutulmasıyla oluşmaktadır. Bu ani soğutma işlemi ile iç tabaka daha yavaş soğurken büzülme eğilimi göstermekte, dış tabaka ise rijit olarak kalmaktadır. Böylece dıştaki daha erken sertleşmiş yüzey tabakası ile iç yapı arasında gerilimler oluşmakta ve iç yapıda germe gerilimleri, yüzeyde ise kalıcı basma gerilmeleri ortaya çıkmaktadır. Bu yöntem genellikle sıcak cam fazındaki porselen yapının silikon yağı ve eriyik tuz içine batırılması ya da hava ile gerçekleştirilmektedir (11, 20, 53, 81)

2.2.3. Camın Kristal Bir Faz İle Güçlendirilmesi

Üç grup altında toplanmaktadır:

- 1 - Seramiğin içerisine alümina kristallerinin eklenmesi ile güçlendirilmesi
- 2 - Seramiğin içerisine 'lösit' kristallerinin eklenmesi ile güçlendirilmesi
- 3 - Seramiğin kristalize magnezyum alüminyum oksit kristalleri ile güçlendirilmesi (72, 128).

2.2.4. Camın Kontrollü Kristalizasyonu

Cam seramiklerin esası, kaybolan mum tekniği ile dökümü yapılan camın ısı işlemler uygulanarak seramiğe dönüştürülmesidir. Camın, cam seramiğe dönüşmesi işlemine seramikleştirme denmektedir. Bu işlem, cam matriks içinde çekirdeklerin oluşması ve bu çekirdeklerin çevresinde kristal büyümesi şeklinde iki aşamada gerçekleşmektedir. Böylece amorf yapı yerine kontrollü kristal büyüklüğü elde edilmiş, homojen, porozitesi olmayan ve uniform büyüklükte yüksek dayanıklılığa sahip mikroyapılar ortaya çıkmaktadır.

Dicor, Cerapearl ve Cerestore sistemlerinde kullanılan seramikler, bu teknikle güçlendirilen cam seramiklere örnek oluşturmaktadır (81, 10, 127).

2n2.5. Cam İnfiltrasyonu İle Serajiğin Güçlendirilmesi

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

In-Ceram'da tanecik boyutu çok küçük olan sinterlenmiş alüminyum oksit kristalleri ince bir tabaka halinde düşük viskozitedeki lantanoksit (La_2O_3) camı ile cam infiltrasyonu uygulanmaktadır (68, 108, 127).

2.3. Tam Seramik Sistemlerin Güncel Sınıflandırılması

Tam seramik sistemleri, işleme tekniklerine göre 5 grupta incelenmektedirler.

1 - Sinterleme: Belli bir paketleme yoğunluğuna sahip olacak şekilde hazırlanmış seramik veya metal partiküllerinin, o malzemelere ait ergime sıcaklığının $T \geq 0,53 \times T_{erg}$ sıcaklığında işleme sokulmasıyla söz konusu malzemelerin partiküllerinin birbirlerine kaynaklanması olayıdır.

Alüminöz caket kuronlar, Hi-Ceram ve Optec sistemlerinde kullanılan seramikler bu gruptadır.

2 - Döküm Seramik: Mum eliminasyonu işleminin ardından oluşan boşluğa seramik materyali ısıtılarak dökülmektedir.

Dicor, Cerapearl ve Cerestore seramikleri bu gruptadır.

3 - Cam infiltrasyonu: Düşük oranda sinterlenmiş süngersi seramiğin boşlukları ergitilmiş cam partikülleri ile doldurulmaktadır.

In-Ceram Alümina, In-Ceram Spinell, In-Ceram Zirkonya'da kullanılan seramikler bu gruptadır.

4 - Presleme Tekniği : Hazırlanan mum modelajın eliminasyonu ile oluşan boşluklara tabletler şeklindeki seramik bloklar belirli ısı ve basınç altında preslenmektedirler.

IPS-Empress I - II, IPS e-max Press, Noritake Carebien Press ve Alceram sistemlerinde kullanılan seramikler bu grupta yer almaktadır.

5 - Freze Edilubilen Sistemler: Restorasyon seramik bloklardan özel bir makine tarafından üretilmektedir. Bu işlem, hazırlanan bir restorasyon modelajının özel bir okuyucu uç yardımıyla takip edilmesiyle kazınarak (Copy- Milling) ya da kesim şekil ve ölçülerinin özel aygıtlarla okunarak bilgisayara aktarılması sonrasında seramik blokların şekillendirilmesi esasına dayanır (CAD/CAM).

Procera All Ceram, Procera All Zirkon (Nobel Biocare), Lava (3M-Espe), IPS e-max CAD, IPS e-max ZirCAD (Ivoclar Vivadent) sistemlerinde kullanılan seramikler bu gruptadır (128,9).

2.3.1. Sinterlenmiş Seramikler

2.3.1.1. Alüminöz Seramikler

Alüminöz seramik caket kuronlar McLean ve Hughes tarafından geliştirilmiştir. Alüminöz seramikten oluşan alt yapı, %40-50 oranında Al_2O_3 kristalleri içermekte ve üst yapısı estetik ve anatomik özellikleri tamamlaması için feldspatik porselen ile işlenmektedir. Böylece alüminöz seramik kuronlarda %50 oranında dayanıklılıkta artış elde edilmektedir. Bu sistemde seramik, 0.50-1 mm kalınlığındaki platin foli üzerinde pişirilmektedir. Uygulama estetik başarı, basit yapım tekniği ve ekonomik olması gibi avantajları içermekle birlikte yalnızca ön bölge kuronların yapımında kullanılabilmesi dezavantaj oluşturmaktadır (9, 18, 20, 71, 72, 110).

Alüminöz seramik caket kuronların çekme dayanımı yaklaşık 125MPa, eğme mukavemeti ise 100MPa civarındadır. Eğme dayanımının düşük olması ve sinterleme sırasında ortaya çıkan büzülmenin çok miktarda olması, alüminöz caket kuronların kullanımını sınırlandırmaktadır (100, 110, 128).

2.3.1.2. Hi-Ceram

Southan ve Jorgensen 1986'da, seramik caket kuron yapımında platin folyonun porselen ile ıslatılabilmesine ilişkin sorunları aşmak amacı ile, porselenin direkt olarak üzerine uygulanıp fırınlanabileceği ısıya dayanıklı bir yalancı kök materyali geliştirmişlerdir. Hi-Ceram sistemi, kimyasal olarak klasik alümina porselen caket kuron alt yapısına benzeyen, tek farkı içeriğindeki alümina oranı daha fazla olan (%75) çekirdek seramiğinin ısıya dayanıklı yalancı kök üzerinde fırınlanması prensibine dayanmaktadır. Yüksek alümina yapısı sisteme dayanıklılık sağlamakta ve ısıya dayanıklı yalancı kök üzerinde çalışılması In-Ceram sisteminin gelişimi açısından önemli bir adım oluşturmaktadır. Çekme dayanımı yaklaşık 140-180MPa'a kadar artırılmış olan sistem daha çok ön ve yan bölge dişlerin restorasyonlarında kullanılmaktadır (10, 16, 29, 51, 110,121, 123, 127).

2.3.1.3. Optec HSP

Ağırlık olarak %50 oranında lösit kristalleri içeren, feldspatik yapıda olan bir camdır. Alt yapı kullanılmaksızın hazırlanan tam seramik kuronlar folyo ya da ısıya dayanıklı kökler üzerinde şekillendirilmektedir. Optec, son derece estetik bir sistemdir ancak kenar uyumunun yetersiz olması en büyük dezavantajıdır. Lösit ile güçlendirilen seramik kondanse edilirken ve sinterlenirken hacimsel olarak küçülme, bu durumda kenar uyumunu olumsuz yönde etkilemektedir. Optec sistemi, 140MPa çekme mukavemetine sahiptir, eğme mukavemeti ise 110-150 MPa arasındadır (9, 53, 100, 110, 127, 131).

2.3.2. Cam İnfiltre Edilmiş Seramikler

2.3.2.1. In – Ceram Alümina

In-Ceram 1985’de Dr. Michel Sadoun tarafından geliştirilmiştir. İnce partikül boyutundaki alüminyum oksit kristalleri özel bir fırında 10 saat süre ile fırınlanmaktadır. Daha sonra seramik çekirdek üzerine 4-5 saat süreyle kapiler hareketle cam infiltre edilerek, renk ve dayanıklılık artırılmakta, ardından sinterlenmiş alüminyum oksit yapı, ince tabaka halinde, düşük viskozite ve ısıl genleşme katsayısına sahip lantanoksit camı ile kaplanarak infiltre edilmektedir. Cam yapının alüminyum oksit yapıya oranla daha düşük ısıl genleşme katsayısına sahip olması bu iki faz arasında bir kompresyona yol açarak dayanıklılığın artmasına neden olmaktadır. Cam infiltrasyonu ile materyaldeki boşluklar kapiller hareketle cam ile doldurulmakta ardından, alt yapının üzerine klasik veneer porseleni pişirilmesi ile restorasyon tamamlanmaktadır (108, 124, 127).

Kor materyali farklı boyuttaki partiküllerden oluşmaktadır. Sinterleme işleminde, düşük ısıda uzun süreli fırınlama ile küçük partiküller yoğunlaşmakta; daha büyük ısıya gereksinim duyan ve değişmeden kalan büyük partikülleri birbirine bağlamaktadır. Böylece materyalin başlangıçtaki poröz yapısı korunmakta ve klasik porselendeki %40 büzülme In-Ceram Alümina’da önlenmektedir. Böylece dayanıklılık ve iyi bir kenar uyumu sağlanan In- Ceram Alümina’nın eğme dayanımı ortalama 450 MPa’dır (38, 100, 103, 124, 127, 128).

Seramiğin cam infiltrasyonu ile güçlendirilmesi, klasik kristal eklenen güçlendirme tekniklerinden farklıdır. Klasik teknikte çatlağın, ilerleyebilmek için kristaller arası daha uzun bir yol izlemesi gerekirken, cam infiltrasyonu ile oluşan birbirlerine kenetlenmiş üç boyutlu yapıda, daha güçlü olan kristal yapı arasında çatlağın ilerleyebileceği bir yol bulunmamaktadır (16, 29).

In-Ceram Alümina sistemi ön ve arka bölge kuron ve köprü restorasyonlarının yanısıra, inley, onley, endo-kuron ve laminate restorasyonlarında da kullanılabilir. Ancak maliyetinin yüksek olması ve özel ekipman gerektirmesi en önemli dezavantajıdır (127).

2.3.2.2. In – Ceram Spinell

Üretim tekniği klasik In-Ceram sistemi ile aynıdır. Klasik In-Ceram tekniğinde kullanılan alüminyum oksit yerine magnezyum alüminyum oksit kullanılması sinterleme işleminden sonra gözenekli bir yapının oluşmasını sağlamaktadır. Gözenekli olan ve “spinell” olarak adlandırılan bu yapıya daha sonra ışık geçirgenliğini sağlayan cam infiltre edilmekte ve üst yapı seramiği işlenerek uygun form verilmektedir (30, 53, 84, 125, 122).

Malzemenin ışık geçirgenliğinin iyi olması estetik açıdan üstünlük sağlamakta ve bu nedenle ön dişlerin restorasyonlarında kullanılmaktadır. Eğme dayanımı alümina yapılarına göre %25 daha düşük, ortalama 350 MPa olarak bildirilmektedir (30, 53, 100,125, 128).

2.3.2.3. In–Ceram Zirkonya

In–Ceram Alümina ve In–Ceram Spinell’den sonra alt yapıyı oluşturmada zirkonyum oksit kullanılarak In–Ceram Zirkonya geliştirilmiştir. Zirkonyum oksit ilavesi ile yapının dayanıklılığı artmakta ancak bununla birlikte opasitenin de artması, estetik kalitenin azalmasına neden olmaktadır. Eğme dayanımı ortalama 800MPa olarak bilinen bu sistem daha çok arka bölgenin çok üyeli restorasyonlarında kullanılmaktadır (30, 53, 100, 125, 128).

2.3.3. Dökülebilir Cam Seramikler

2.3.3.1. Dicor

Dökülebilir cam seramik olan Dicor, 1980’lerin başında geliştirilmiştir. Hacimsel olarak %45 cam , %55 tetrasilisilik mikadan oluşmaktadır. Yapısına eklenen bazı floridler ise estetik görüntü sağlamasına yardımcı olmaktadır (81).

Kaybolan mum tekniği ile dökümü yapılan cama “kontrollü kristalizasyon ısıl işlemi” uygulanarak, cam yapı içerisinde mika kristallerinin oluşması sağlanmakta, böylece yüksek dayanıklılığa sahip bir yapı elde edilebilmektedir. Daha sonra doğal diş rengi ile uyumlu restorasyonlar oluşturabilmek amacı ile yüzeye boyama tekniği uygulanmaktadır. Yüzeysel boyaların estetik sınırlamaları nedeni ile Dicor çekirdek

üzerine feldspatik porselenler uygulanarak daha başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Bükülme dayanımı 120MPa olan sistem, anterior ve posterior bölgedeki kuron protezlerinin yapımında, inley, onley ve laminate restorasyonlarda kullanılmaktadır (53, 100, 110, 127, 128).

2.3.3.2. Cerapearl

Mine benzeri özellikler gösteren Cerapearl, 1985’de geliştirilmiş bir hidroksiapatit cam seramiktir. Santrifüj ile dökümü yapıldıktan sonra kontrollü kristalizasyon ısı işlemi ile yapı içerisinde hidroksiapatit kristalleri oluşmaktadır. Bükülme direnci Dicor ile yaklaşık aynı olan bu sistem, kuron protezi, inley, onley ve laminate yapımında kullanılmaktadır (53, 110, 127).

2.3.4. Yüksek Isıda Preslenen Seramikler

2.3.4.1. IPS–Empress

IPS–Empress sistemi, önceden seramikleştirilmiş cam seramiğin bir vakum ünitesinde, hidrostatik basınç ve yüksek ısı altında preslenmesi prensibi ile geliştirilmiştir. Böylece klasik seramik sistemlerinde fırınlama sırasındaki toz halden katı hale geçerken oluşan yoğunluk farkına bağlı büzülme bu sistemde ortadan kaldırılmıştır. Yapının soğuması sırasında oluşan büzülme ise cam ile uyumlu genişlemeye sahip revetman kullanılması ile önlenmektedir. Yapı lōsit ile güçlendirilirken, ışık geçirgenliğinin de korunması sağlanmaktadır.

Yapımında iki farklı yöntem kullanılır:

1 - Boyama Tekniği (Staining) : Dentin rengi ile uyumlu camın preslenmesi ile oluşan kuronun, yüzey boya ve yarı cam yapıdan oluşan çok ince bir glazür materyali ile kaplanmasıdır.

2 - Tabakalama Tekniği (Layering) : Sadece dentin yapısının preslenmesinden sonra, üst yapının üst yapı seramiği ile tabakalanarak tamamlanmasıdır.

Klinik araştırmalar sonucunda %95-97 oranında başarı sağlandığı ve inley, onley, laminate ve kuron protezi yapımında kullanılabileceği bildirilmiştir. IPS–Empress II ise lityum disilikat cam seramiktir. Yeni geliştirilen “IPS – Empress II

Tabakalama seramik sistemi” ile eğme dayanımı 120MPa’dan, 350MPa’a çekme dayanımı ise 433MPa’a kadar yükseltilmiştir. Bu yeni sistemle ön ve yan bölgelerdeki 3 üyeli köprü protezlerinin uygulanabileceği bildirilmiştir. (7, 18, 47, 53, 57, 95, 120, 127, 131).

Sulaiman ve ark. (112), IPS–Empress, In-Ceram ve Procera seramik sistemlerinde marjinal kenar aralığını incelemişler ve IPS-Empress 63µm, In-Ceram 83µm, Procera 161µm değerlerini elde ederek; en iyi kaner uyumunun IPS-Empress sisteminde gözlemlendiğini bildirmişlerdir.

2.3.4.2. AllCeram

Bu sistem, ısıya dayanıklı epoksi çekirdek üzerine, alüminöz alt yapı porseleninin enjeksiyonu esasına dayanmaktadır. Epoksi çekirdek üzerinde hazırlanan mum modelaj eritilerek porselen alt yapı direkt model üzerine enjekte edilmektedir. Alt yapısında %70 alüminyum oksit yanında %8-10 magnezyum alüminyum oksit içeren sistem, zaman ve ısı kontrolüyle büzülme göstermemektedir. Enjeksiyon tekniği ile yapıldığından kenar uyumu oldukça başarılı olarak bildirilen Allceram’ın maliyetinin yüksek olması ve yapımının uzun sürmesi dezavantajlarıdır. Eğme dayanımı yaklaşık olarak 160-240MPa olan sistem ön bölge dişlerinin retorasyonlarının yapımında kullanılmaktadır (110, 127, 128).

2.3.5. Freze İle Şekillendirilen Seramik Sistemleri

1980’lerin başlarında bilgisayar teknolojisindeki hızlı gelişim zamanla diş hekimliği uygulamalarına da yansımış kopya – freze (copy milling) ve CAD/CAM sistemlerinin bu alanda kullanılmasına olanak sağlamıştır (88).

Bu sistemlerin diş hekimliğine girmesiyle birlikte fiziksel özellikleri daha iyi olan seramik malzemeleri geliştirilmiştir. Porozitesi ve iç gerilmesi olmayan prefabrike seramik bloklar homojen bir yapı sergiledikleri için yüksek kırılma mukavemeti göstermektedirler. Bu nedenle, hazır seramik bloklardan elde edilecek restorasyon ancak freze edilerek hazırlanabilmektedir. Freze sisteminin hem direkt hem de indirekt yöntemle çalışabilmesi ve çalışma zamanının kısa olması da diğer avantajları arasında sayılabilmektedir (52, 66, 67, 77, 101, 104).

2.3.6. CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM sistemleri ilk defa 1983’de fikir olarak ortaya atılmış ve 1985’de hayata geçirilmiştir. Dijital bilgisayar teknolojisindeki hızlı gelişimin diş hekimliği uygulamalarına da yansımalarıyla gelişen CAD/CAM’in açılımı:

CAD: Computer Aided Design (Bilgisayar destekli dizayn)

CAM: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli üretim)

CADD: Computer Aided Dental Design (Bilgisayar destekli dental dizayn)’dır.

1985’den bu yana inley, onley, kuron ve köprü protezlerinin yapımı için Cerec (Sirona Dental Systems), Procera (Nobel Biocare), Cercon (Dentsply Ceramco, DeguDent), Lava (3M–Espe), Everest (Kavo Dental), DCS Precident (Popp Dental Laboratory), DentaCad (Hint–ELS Canada Inc.), ZenoTec (Wieland), Cerec inLab (Sirona) gibi çeşitli CAD/CAM sistemleri geliştirilmiştir (22, 88, 101, 104).

2.3.6.1. Kopya – Freze Sistemi: Celay

Bilgisayar destekli yöntemlere karşı bir alternatif olarak 1987’de kopyalama tekniği esasına dayanan yeni bir sistem geliştirmiş, Mikrona Technologie AG firması tarafından “Celay” adıyla kullanıma sunulmuştur. Sistemin, CAD/CAM sistemleri ile olan benzerliği, her iki yöntemde de hazır seramik blokların kullanılması ve restorasyonun elde edilmesinde freze tekniğinin uygulanmasıdır (67, 104).

Celay cihazı, benzeri anahtar yapma sisteminde de kullanılan hassas bir kopya freze aletidir. Yapılacak restorasyon seramik bloklardan, bilgisayar desteği olmaksızın freze edilmektedir (66, 104, 119).

Cihaz, bitişik iki bölümden oluşmaktadır. Sol taraftaki bölüme, yapılacak restorasyonun kontrast oluşturması için mavi renkte özel bir kompozit materyalinden hazırlanmış maketi (Celay Tech), sağ taraftaki bölüme ise frezelenen seramik blok yerleştirilmektedir. Sol bölüm kopyalama odası, sağ bölüm ise freze odası olarak adlandırılmaktadır. Kopyalama odasında, aşındırma özelliği olmayan özel tarayıcı uçlar kompozit maketin yüzeyinde dolaştırıldığında freze odasında özel frezler senkronik olarak seramik bloğu şekillendirmeye başlanmaktadır. Celay sisteminde kullanılan

feldspatik, alümina, spinell ve zirkonya seramik bloklar, Vita firması tarafından Vita 3D Master skalasının çeşitli renklerinde “Vita Celay Blanks” adı altında bu sistem için özel olarak hazırlanmaktadır. (42, 66, 76, 104).

2.3.6.2. CEREC

Geliştirilen ilk CAD/CAM sistemi olan Cerec (Ceramic Reconstruction) orjinal olarak Brains AG tarafından dizayn edilmiş ve Siemens (günümüzde Sirona Dental System) firması tarafından kullanıma sunulmuştur.

Bu sistemde, bilgisayar desteği ile kullanılan ve ağız içinden kayıt alabilen özel bir kamera ile preparasyonun optik olarak ölçüsü alınmaktadır. Cihaz, alınan optik ölçünün aktarıldığı dizayn ünitesi ile freze işleminin gerçekleştirildiği üretim ünitesinden oluşmaktadır. Bilgisayar desteği ile restorasyonun tasarımı yapıldıktan sonra, seramik blok freze yoluyla şekillendirilmektedir (41, 88, 104, 119, 129).

Cerec Vitablocks Mark I feldspatik bir porselendir. Yapısı, dayanıklılığı, aşınması gibi özellikleri metal-seramik restorasyonlarında kullanılan feldspatik porselene benzeyen Mark I'in eğme mukavemeti 93 MPa'dır. Sistemde klasik kuartz içeren feldspatik porselen Vita I (Vita ZahnFabrik, Germany) ve Ceramco (Johnson & Johnson)'nın yanısıra, kuartz içermeyen Dicor (L. D. Caulk) kullanılabilir (58).

Cerec Vitablocks Mark II dayanıklılığı artırılmış bir feldspatik porselendir ve Mark I'in yapısına göre daha ince gren boyutlarına sahiptir. (97).

Cerec ProCAD lősitle güçlendirilmiş bir cam seramiktir. Lösit kristallerinin cam matriks içerisinde dağılımı ProCAD'in yüksek dayanıklılığının nedenidir.

Cerec Vitablocks InCeram Alümina yüksek dayanıklılıkta bir cam infiltre porselenidir. Kuronların çekirdek yapısı ya da köprü restorasyonlarının altyapısı olarak kullanılmaktadır. Cerec Vitablocks In-Ceram Zirkonya, In-Ceram Alümina'nın mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla yapıya %33 oranında zirkonyum oksit katılması ile hazırlanmaktadır. In-Ceram Zirkonya ZrO_2 kristallerini kullanan ve posterior bölgede üç üyeli restorasyonların yapımına olanak sağlayan ilk tam seramik sistemidir (12).

2.3.6.3. Procera System

Procera CAD/CAM sistemi bir İsveç firması olan Nobel Biocare tarafından 1986'da kuron köprü protezleri için titanyumdan alt yapılar üretmek amacıyla geliştirilmiştir. Sistemin doğuşu, biyolojik özellikleri nedeniyle metal-seramik çalışmalarında titanyum kullanılmaya başlanmasından sonra olmuştur. Titanyum alt yapı üretimi için döküm dışında bir yol araştırılırken Procera sistemi ortaya çıkmıştır. 1993'de ise yoğun olarak sinterlenmiş, saf ve yüksek dayanıklılıkta %99.5 oranında alüminyum oksit içeren seramik alt yapılar Procera AllCeram sistemi ile üretilmeye başlanmıştır. İlk yıllarda bu sistemle ön ve arka bölgelerde tek diş restorasyonları için tam seramik kuronlar üretilirken günümüzde laminate veneer ve köprü restorasyonları da yapılabilmektedir. Ancak köprü restorasyonlarında genellikle zirkonyum oksit alt yapı Procera AllZircon sistemi tercih edilmektedir. Procera AllZircon sistemi kullanılarak kuron veya 4-5 üyeli köprü restorasyonları yapılabilmektedir.

Sistemin geleneksel dizayn ve üretim ünitelerinin bağlantısı internet aracılığıyla sağlanmaktadır. Bu sistemin kullanılabilmesi için; özel bir tarayıcıya (scanner), taranan bilgilerin kullanılabilmesi için özel bir programa (Procera software), gelişmiş bir bilgisayara ve internet bağlantısına gereksinim vardır. Procera tekniği ile; alüminyum oksit, zirkonyum oksit ve titanyum alt yapılar oluşturulabilmektedir. Sisteme ait CAD ünitesi hekimin birlikte çalıştığı laboratuvarında bulunurken, CAM üniteleri biri İsveç diğeri de Amerika'da olmak üzere iki merkezde bulunmaktadır. Alt yapılar bu merkez labortuvarların birinde üretilerek hekime ulaştırılmaktadır. Üst yapı ise düşük ısı porseleni ile tabakalama tekniği kullanılarak standart diş laboratuvarında tamamlanmaktadır (65, 86, 87, 99).

Wagner ve Chu (4-54) yapmış oldukları çalışmada Procera alt yapı materyalinin eğme dayanımı 687MPa, In-Ceram'ın 352MPa, Empress'in ise 134MPa olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar, ayrıca, Procera Allceram kuronların kenar ve iç uyumlarının da oldukça başarılı bulduklarını ortaya koymuşlardır (65, 86, 93).

Procera sistemi ile CAD/CAM teknolojisi kullanılarak,

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

2.3.6.4. Cercon Smart S Sistemi

Cercon Smart S Sistemi, Degudent firması tarafından 1999'de geliştirilmiştir. Cercon Smart sisteminde diğer sistemlerden farklı olarak bilgisayar destekli dizayn yapılmaz. Diş teknisyeninin hazırlamış olduğu mum modelaj esas alınarak CAM sistemi ile alt yapı hazırlanmaktadır. Mum modelaj lazer yardımıyla taranmakta ve tarama bilgileri aşındırma ünitesinde işlenerek alt yapı elde edilmektedir. Sistemde; 12mm, 30mm, 38mm ve 47mm olmak üzere değişik uzunluklarda prefabrike bloklar yer almaktadır. Materyal tam olarak TZP (tetragonal zirconia polycrystals) kristallerinden oluşmaktadır. Yapısında %90 zirkonyum oksit, %5 yitrium oksit, %2'den az hafniyum oksit %1'den az alüminyum oksit bulunmaktadır.

Aşındırma ünitesinde yarı sinterlenmiş bloklar üzerinde ilk önce kaba daha sonra ince aşındırma işlemleri gerçekleştirilmektedir. Aşındırılan blok sinterleme büzülmesine karşı orjinalinden hacimce %30 oranında daha büyük işlenmektedir. Kaba tesviyenin ardından alt yapı 6 - 8 saat 1350°C'de sinterlendikten sonra orjinal boyutuna ulaşmaktadır. Elde edilen alt yapı üzerine lösit içermeyen Cercon Ceram – S porselen tozu ile tabakalama tekniği uygulanarak restorasyon bitirilmektedir. Tek kuron, 3 – 5 üniteli köprü ya da implant üstü kuron köprü restorasyonlarında kullanılabilir. Son zamanlarda daha büyük blokların da üretilmesiyle birlikte sistem 6 üyeli restorasyonların yapılabilmesine olanak vermektedir. Aynı zamanda 900MPa eğme dayanımı olan sistemin % 100 doku uyumlu olduğu ileri sürülmektedir (126).

2.3.6.5. LAVA

3M-ESPE tarafından 2002'de piyasaya sürülmüş bir CAD/CAM sistemidir. Lava Scan ile yalancı köklü model optik olarak taranmakta ve Lava CAD yazılımı otomatik olarak kenar bitimi ve gövde tasarımını yapmaktadır. Lava Frame bloklar, Y-TZP sinterlenmemiş non-HIP bloklar olduklarından sinterlenme büzülmesini kompanse etmek için altyapının %20 daha büyük hazırlanması gerekmektedir. Dizayn tamamlandıktan sonra Zr₂O bloklar Lava Form ünitesinde frezelenmekte ve daha sonra istenilen boyut, yoğunluk ve direncin elde edilebilmesi için Lava Therm ünitesinde sinterlenmektedirler. Sistemde maksimum estetiği sağlayabilmek için altyapıyı boyayan sekiz ayrı renk bulunmaktadır. Ayrıca sistemin bir parçası olarak üretilen Lava Ceram üst yapı porseleni, Lava seramik çekirdekleri ile çok yakın bir ısıl genleşme katsayısına sahip olduğu için iyi bir bağlanma göstermektedir (92).

2.3.6.6. DCS PRECIDENT

Sistem Preciscan lazer tarayıcısı, Precimill CAM frezeleme cihazından oluşmakta ve dentform yazılımı ile otomatik olarak altyapı dizaynını yapmaktadır. Bu sistemde feldspatik seramik, cam seramik, In-Ceram, yoğun sinterlenmiş zirkonya, metaller ve fiber destekli kompozitler ile çalışılabilmektedir.

DCS, sisteminde hem DC-Zirkon Y-TZP non-HIP zirkonya seramiği hem de DC-Leolux HIP zirkonya seramiği kullanılmaktadır. DC-Cristall, bu sistem için geliştirilmiş üst yapı porselenidir.

2.3.6.7. EVEREST

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

Sistemde altı farklı blok kullanılabilmektedir:

1 - ZS Blokları: Y-TZP non-HIP ön sinterlenmiş bloklardır.

2 - ZH Bloklar: Y-TZP sinterlenmiş HIP bloklardır. Bu bloklarda aşındırma işlemi final boyutunda bitirildiği için daha uyumludur.

3 - T Blokları: Titanyum bloklardır.

4 - G Blokları: Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik bloklardır.

5 - IPS e-max CAD Bloklar: Ivoclar Vivadet firmasının Everest için geliştirdiği lityum disilikat seramik bloklardır. Anterior ve posterior bölgede kuron, anterior bölgede üç üyeli köprü restorasyonlarında kullanılabilir.

6 - C-Temp: 6 üyeye kadar olan geçici köprülerin yapılması için üretilmiş kompozit bloklardır.

2.3.7. Diş Hekimliğinde Zirkonyum Oksit Kullanımı

ZrO₂ kristali tane çapının küçük olması, dayanıklılık ve sertliğinin fazla olması, yüksek kırılma direnci göstermesi ve elastiklik modülünün az olması nedeniyle son dönemde diş hekimliğinde yaygın bir kullanım alanı bulmaktadır. ZrO₂ ile güçlendirilmiş seramiklerin kullanıma girmesi CAD/CAM teknolojisinin gelişimi ile paralellik göstermektedir.

Zirkonyum (Zr), atom numarası 40, atomik ağırlığı 91,22 olan ve periyodik tabloda metaller grubunda yer alan kimyasal bir elementtir. Doğada serbest metal olarak bulunmayan zirkonyumun, bilinen mineralleri zirkonyum silikat (ZrSiO₄) diğer adıyla zirkon ve zirkonyum oksit (ZrO₂)'dir. Zirkonyum oksit'in diğer adları ise zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyit'dir. Zirkonya sözcüğü Vita firmasının tescilli markası "Zirconia" ile de karıştırılmamalıdır. Zirkonyumun başlıca elde edildiği kaynak zirkon (ZrSiO₄) madenleridir. Isı değişikliğine ve korozyona karşı çok dirençli olan zirkonyum hekzagonal formda kristal bir yapı göstermektedir.

Uzun yıllar diğer metal oksitlerle birlikte seramikte renklendirici olarak kullanılan ZrO₂ günümüzde implant parçalarında, ortodontik braketlerde, post malzemelerinde, kuron ve köprü seramik altyapılarında kullanılmaktadır (90).

Zirkonyumun üç formu bulunmaktadır:

1- Stabil Olmayan ‘Saf’ Zirkonyum (Unstabilized ‘Pure’ Zirconia)

Zirkonyum kübik (C), tetragonal (T), monoklinik (M) formlarda bulunabilen polimorf bir yapıya sahiptir.

Saf zirkonyum oda ısısında monoklinik fazda bulunmaktadır. Bu yapı 1170°C'e kadar stabil olup, bu derecenin üzerinde ısıtıldığında tetragonal forma, 2370°C'nin üzerinde ise kübik forma geçmektedir. Soğuma işlemi sırasında ise 1070°C'de tetragonal – monoklinik faz değişimi gerçekleşmekte ve bu değişim sırasında ise %3-4 hacim artışı gözlenmektedir. Bu genleşme sonucunda oluşan gerilme, saf zirkonyum içerisinde çatlaklar oluşturmakta ve oda ısısına kadar soğutulduğunda yapıyı parçalara ayırmaktadır. Çoğunlukla abraziv olarak kullanılan saf zirkonyumun yapısındaki bu faz değişimleri, materyalin birçok alanda kullanımını imkansız hale getirmektedir (13,17).

2- Parsiyel Stabil Zirkonyum (Partially Stabilized Zirconia ‘PSZ’)

İlk olarak 1929'da Ruff ve ark. ısıtma işlemler sonucu oluşan kübik yapının oda ısısında da stabil olarak kalabilmesi için yapıya CaO ilave etmişlerdir. İlerleyen yıllarda zirkonyum yapının içerisine CaO, MgO ve Y₂O₃ gibi ısıtma işlemler sırasında faz değişimine uğramayan, kübik yapıda bazı oksitlerin eklenmesi ile zirkonyumun mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi amaçlanmıştır. Zirkonyuma CaO, MgO ve Y₂O₃ gibi oksitlerin katılmasıyla yapının ısıtma işlemler karşısında verdiği reaksiyon değişmektedir. Saf zirkonyum, oksitlerin ilavesi ile 1000°C'nin üzerine ısıtıldığında tetragonal faza geçmekte ancak tekrar oda ısısına düşürüldüğünde ise saf zirkonyumdan farklı olarak yapı kübik ile tetragonal fazın karışım şeklini alarak yarı stabil zirkonyuma (PSZ) dönüşmektedir. Günümüzde diğer metal oksitlere göre daha üstün özellikleri bulunması nedeniyle yaygın olarak stabilizatör amaçlı Y₂O₃ kullanılmaktadır. Saf zirkonyuma Y₂O₃ ilavesi ile yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristali (Y-TZP) elde edilmektedir. Sonuç olarak oda ısısındaki yarı stabilize zirkonyumun yapısı çoğunlukla kübik faz, düşük oranlarda tetragonal ve monoklinik fazdan oluşmakta ve normal dış hekimliği seramiğinden farklı olarak kristaller arasında cam matriks bulundurmamakta ve de polikristalin seramik grubunda alümina seramiklerle birlikte yer almaktadır (19, 96, 90, 115,118).

Garvie ve Nicholson 1972’de yaptıkları bir çalışmada PSZ’nin mekanik özelliklerinin kübik matriks içinde monoklinik fazın homojen dağılım ile arttığını göstermişler ve üstün mekanik özellikli bu yapıya “çelik seramik” adını vermişlerdir.

Zirkonyumun yapının çekme ve basma gerilimlerine karşı dayanıklılığı ile ilgili iki teori bulunmaktadır:

1- Isıl genleşme katsayısı farkı:

Zirkonyum içindeki kübik faz ile tetragonal faz arasında ısıl genleşme katsayısı farkı vardır. Tetragonal fazın ısıl genleşme katsayısı $6.5 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}$ iken, kübik fazın $10.5 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}$ ’dir. Aradaki bu fark ısıl işlemler sırasında yapı içinde mikro çatlaklar oluşturarak bir iç gerilim ortaya çıkarmakta bu da oluşabilecek daha büyük çatlakların enerjisini dağıtmaktadır.

2- İç gerilme oluşumu:

Yarı stabil zirkonyum ile güçlendirilmiş bir restorasyon ağız içine uygulanıp fonksiyona girdiği zaman, yapı içerisindeki kübik matriks üzerine bir baskı uygulanmaya başlar ve bu baskı ile kübik matriks içerisinde düzenli yayılmış olan tetragonal faz daha hacimli olan monoklinik faza geçiş yapmaktadır. Bu faz değişimi sırasında kristallerdeki yaklaşık %4 oranında oluşan hacim artışı sayesinde kübik matriks içerisinde basma gerilmeleri ile bir iç gerilme meydana gelmektedir. Bu gerilme alanları ise çatlak ilerlemesini önleyici bir etki yaparak, zirkonyumun kuvvetler karşısındaki mekanik özelliklerini arttırmaktadır. Bu olgu “akıllı değişim” veya “dönüşüm toklaşması” olarak tanımlanmakta ve böylece ZrO_2 seramikleri “akıllı seramikler” olarak da adlandırılmaktadırlar.

Sözü edilen gerilmeler aşındırılmış yüzeyde oluşabileceği gibi bir çatlağın uç kısmı çevresinde de ortaya çıkabilmektedir (13, 90).

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonyum oksit bloklar aynı kimyasal yapıda olmalarına rağmen kullanılan tozun tipi ve üretim yöntemine bağlı olarak direnç ve ışık geçirgenliği açısından farklılıklar göstermektedirler. Sinterleme teknikleri HIP (Hot Isostatik Pressing) ve non- HIP olarak ikiye ayrılmaktadır.

1 - Non-HIP veya dry-pressed zirkonyum olarak adlandırılan bloklar, zirkonyum tozunun basınçsız bir şekilde preslenerek hazırlandığı, sinterlenmesi tamamlanmamış bloklardır ve poröz bir yapıya sahiptirler. Sinterlenmemiş haldeki

bloklara CAD/CAM sistemi kullanılarak “green machining” olarak adlandırılan “ham şekillendirme “ işlemleri uygulanmaktadır. Aşındırma sonrası normalden büyük boyutta hazırlanan alt yapı yine basınçsız olarak 1350–1500°C arasında sisteme ait fırında sinterlenmekte, böylece sinterlenmemiş poröz zirkonyum yaklaşık %20’lik bir büzülmeyle uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı bir hale gelmektedir.

2 - HIP zirkonyum bloklar ise yüksek ısı ve basınçta sinterlenmesi tamamlanmış bloklardır. HIP zirkonyum blokların elde edilmesinde öncelikle malzeme yaklaşık 1300°C’de sinterlenmekte, ardından partikül yoğunluğunu arttırmak amacıyla 1400-1500°C’e kadar 100 barın üzerinde bir basınçla isostatik bir ortamda genellikle argon gazı kullanılarak ısıtılmakta ve bundan sonra da beyazlaşmaya kadar normal atmosfer basıncında yani açık havada ısıtılmasına devam edilmektedir. Sinterlenerek, basınç uygulanmasının ardından Y-TZP gri-siyah bir renk almakta, oksitlenip beyazlaşması için bu son ısıtma safhasının gerçekleştirilmesi gerekli olmaktadır. Bu materyal, non-HIP bloklara göre daha geçirgen ve yoğun yapıda olup, direnci de %20 daha fazladır. Yüksek yoğunluğa sahip sinterlenmesi tamamlanmış HIP zirkonya bloktan esas boyutunda şekillendirme yapılmaktadır. Sinterlenmemiş bloklarla karşılaştırıldığında şekillendirme sırasında daha fazla zaman harcanmasının yanında kullanılan elmas frezlerin aşınması da ekonomik açıdan dezavantaj olarak gösterilmektedir (34, 90).

Farklı iki yöntemden herhangi biri ile hazırlanan ZrO₂ alt yapı estetik bir görüntü elde edebilmek için özellikleri uygun feldspatik düşük ısı seramiği ile kaplanmaktadır. Üst yapı hazırlığı sırasında zirkonya alt yapı yüksek ısıya ve neme maruz kalmaktadır. Buna ek olarak üst yapı seramiği pişirilmeden önce çoğunlukla zirkonyum alt yapı üzerinde aşındırma yapmak gerekmektedir. Yapılacak aşındırmaların çeşitliliği malzemenin mekanik özelliklerini anlamlı ölçüde değiştirmektedir(32, 33, 34)

Restorasyonların hazırlanması sırasında Y-TZP zirkonya bloklar önce CAD-CAM sistemlerindeki freze işlemlerine, ardından alt yapının modele uyumlandırılması için el aletleri ile soğutma altında yapılan aşındırmaya ve son olarak da restorasyonun iç yüzeyinin siman ile bağlantısını arttırmak amacı ile yapılan kumlama işlemine tabii tutulmaktadır.

Malzemenin yüzeyinde bulunan ve matriks tarafından baskı altında tutulmayan tetragonal kristaller, aşındırma işlemleri sırasında kolaylıkla monoklinik faza geçerek

yüzeyin alt tabakalarında baskı kuvvetleri oluşturmaktadırlar. Bu faz değişimi ile ortaya çıkan tabaka Y-TZP zirkonyanın mekanik ve aşınma direnci gibi özelliklerini arttırırken, bu tabakanın kalınlığının aşırı artması çatlakların oluşmasına neden olmaktadır.

Swain ve Guazzato (37), yaptıkları çalışmalarında, t→m faz değişiminin el aletleri ile yapılan aşındırmada, freze makinesi ile yapılan aşındırmadan daha fazla olduğunu dolayısıyla mekanik direncin arttığını bildirmişlerdir. Makine ile yapılan aşındırma işleminde ise oluşan yüksek ısı nedeniyle ters faz değişimi oluşmakta böylece monoklinik fazdan teragonal faza geçiş gerçekleşmektedir. Bu değişim nedeniyle oluşan hatalar stres yoğunlaştırıcı bölgeler olarak etki etmekte ve seramiğin ortalama direncini azaltmaktadırlar.

Luthart ve ark. (59) CAD-CAM işlemlerinden sonra Y-TZP zirkonyanın mekanik özelliklerinin etkileneceğini, aşındırma sırasında oluşacak çatlakların daha önceden bahsedilen baskı kuvvetleri ile oluşan tabakadan daha derine inmesi durumunda malzemenin mekanik özelliklerinin olumsuz etkileneceğini bildirmişlerdir .

Kosmac ve ark. (56) kuru ve ıslak aşındırma ile kumlamayı karşılaştırdıkları çalışmalarında, kumlamanın t→m faz değişimini arttırdığını, böylece kumlanmış Y-TZP zirkonyanın aşındırılmış olan materyale göre daha yüksek eğme dayanımına sahip olacağını göstermişlerdir. Swain ve Hanink (37) de kumlamanın, yüksek ısılara veya büyük çaplı yüzey hasarına neden olmayan bir işlem olduğunu bu nedenle de Y-TZP zirkonyayı güçlendiren bir işlem olarak kabul edilebileceğini bildirmişlerdir.

Guazzato ve ark. (35) ise kumlamanın ardından ısı işlem uygulanmasının, aşındırma sonrasında yapılmasından daha büyük bir yüzey hasarı oluşturmakta olduğunu ve buna bağlı olarak materyalin direncinin azalacağını belirtmişlerdir.

3- Tam Kararlı Zirkonyum (Fully Stabilized Zirconia)

Saf zirkonyumun içerisine %7,9 CaO, %5,86 MgO, %13,75 Y₂O₃ ilavesi yapıldığında tam stabil zirkonyum elde edilir. Tam kararlı zirkonyumda sadece kübik faz bulunur ve oda sıcaklığında 2500°C'e kadar hiçbir faz değişimi göstermez.

2.3.8. Y-TZP Zirkonya Üzerine Uygulanan Üst Yapı Porselenleri

ZrO₂ ile güçlendirilmiş seramik sistemleri CAD/CAM frezeleme ve sinterleme gereçleri, çekirdek seramiği ve ısıl genleşme katsayısı ZrO₂ alt yapı ile uyumlu üst yapı porseleni olmak üzere üç ana bölümden oluşmaktadır.

Alt yapı hazırlığı tamamlanan restorasyon, morfolojik ve estetik özelliklerinin elde edilebilmesi için ısıl genleşme katsayısı Zr₂O ile uyumlu feldspatik düşük ısıl porseleni ile işlenmektedir.

Günümüzde üst yapı porselenin işlenmesinde farklı iki teknik uygulanmaktadır:

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

Tabakalama Tekniği: Metal-seramik ve tam seramik restorasyonlarında kuvvetlendirilmiş alt yapı çekirdeği üzerine üst yapı porseleni tabakalama tekniği ile hazırlanmaktadır.

Tekniğin uygulanma aşamalarında, sinterleme işlemi tamamlanmış ZrO₂ alt yapının modele adaptasyonu sağlanmakta ve kenarları olası bir margin pişirme işlemi için preparasyonun (şevli veya basmaklı) iç kısmına doğru kısaltılmaktadır.

Alt yapının hazırlanması sırasında aşağıdaki noktalara dikkat edilmesi gerekmektedir:

- Alt yapının minimum kalınlık değerlerine uymak.
- Marjinal kenarları kontrol etmek ve gerekiyorsa düzeltmeler yapmak.
- Sinterleme işleminden sonra köprü alt yapısını kesinlikle separasyon diskleri kullanarak separe etmemek, böylece seramik restorasyonun dayanıklılığını negatif yönde etkileyen kırığa uygun bir ortam oluşturmamak.
- Seramik tabakalama işlemine başlamadan önce alt yapıyı su veya buhar ile temizlemek ve kurutmak.
- Alt yapı kir ve yağlarından arındırıldıktan sonra herhangi bir temastan kaçınmak.

Hazırlık işlemleri tamamlandıktan sonra, alt yapının renklendirilmesi ve üst yapı ile olan bağlantısının arttırılabilmesi amacıyla, üretici firmanın kendi ZrO₂ blokları için

özel geliştirdiği astar (liner) uygulanmaktadır. Seçilen renkteki toz ve likiti ile karıştırılarak, kremi bir kıvamda hazırlanan astar, alt yapının tüm yüzeyine uygulanmakta; kısa bir süre kurutulduktan sonra pişirilmektedir. Pişirme işlemi tamamlandıktan sonra liner tabaka kalınlığı 0.1mm olmaktadır.

Tabakalama işlemleri için alt yapı, model üzerine doğru pozisyonda yerleştirilmekte; kullanılacak seramik tozu kendi özel likiti ile karıştırılarak istenilen kıvama getirilmekte ve tabakalama şemasında belirtilen kalınlıkta uygulanmaktadır. Dentin tabakası yığma işlemi tamamlandıktan sonra restorasyon modelden dikkatlice çıkartılmakta ve kontakt noktaları tamamlanmaktadır. Pişirme işleminden önce tüm interdental bölgeler, bir bistüri ile alt yapıya kadar separe edilmektedir. Seramik restorasyon çok kuvvetli hava tutulmadan ve kurutulmadan, pişim tablası üzerine konmakta ve ilgili dercede pişirilmektedir.

Restorasyon gerekli işlemlerden sonra, ultrasonik su banyosunda veya buhar ile iyice temizlenmekte ve yüzey 50µm'luk Al_2O_3 ile 1 bar basınç altında kumlanmaktadır. Makyaj ve glazür pişirmesinden önce restorasyon, elmas frezlerle freze edilerek, doğal bir form ve yüzey görüntüsü sağlanmakta ve eksik kısımların ilavesi yapılmaktadır. Glazür pişiminden sonra, daha fazla parlaması gereken yerler silikon ile düzleştirilerek ön cila uygulanmakta; makyaj ve glazür pişimi yapılarak restorasyon tamamlanmaktadır (45).

Presleme Tekniği: Son yıllarda geliştirilen ZrO_2 alt yapılar üzerine üst yapı porselenin presleme tekniği ile uygulanması, farklı iki seramik sisteminin üstün özelliklerini bir araya getirerek başarılı restorasyonlar elde edilmesini sağlamıştır.

Polikristalin yapıdaki ZrO_2 seramik alt yapı ile restorasyona direnç ve kırılmaya karşı dayanım kazandırılırken; preslenebilen ve homojen bir yapıya sahip olan cam seramik ile de; başarılı bir kenar uyumu, mükemmel estetik sonuçlar ve alt yapı ile iyi bir bağlantı elde edilmektedir. Uygulama kolaylığı, işlem süresinin kısıllığı ve ekonomik olması bu tekniğin diğer avantajları arasında sayılmaktadır.

IPS e.max ZirPress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve CZR Press (Noritake Kizai Co., Nagoya, Japan) adıyla farklı iki firma tarafından üretilen, ZrO_2 üzerine preslenebilen seramikler, piyasada bulunan tüm ZrO_2 bloklar ile uyumlu olarak kullanılabilirler (44, 46, 82).

Tekniğin uygulanması sırasında; seramik ingotlar, ZrO_2 alt yapı üzerine yüksek ısıda preslenmektedirler. Ortaya çıkan bu ısı, ZrO_2 'in direncini olumsuz yönde etkilediğinden alt yapının üretici firmanın belirttiği formda ve kalınlıkta hazırlanması önem kazanmaktadır. Uygun şekilde dizayn edilmemiş alt yapılarda presleme aşamasında kırıklar oluşabilmektedir (82).

Hazırlanan alt yapı, işlemler sırasında ortaya çıkan toz ve artıklardan temizlenmek amacıyla ultrasonik temizleyici içerisinde, aseton solüsyonunda 5 dak. bekletilmektedir. Daha sonra, alt yapının yüzeyine her bir firmanın kendi seramik bloğu için geliştirmiş olduğu, zirkonyanın reklendirilmesini ve üst yapı ile bağlantısını sağlayan ara bağlayıcı tabaka (liner), toz ve likiti karıştırılarak uygulanmaktadır. Kalınlığı ortalama 0.1mm olan liner tabakasının pişim işlemi tamamlandıktan sonra, mum modelaj aşamasına geçilmektedir.

Presleme tekniğinde, IPS Empress sisteminde olduğu gibi farklı iki uygulama şekli bulunmaktadır.

1 – Boyama tekniği (staining): Bu yöntemde restorasyon tüm mum modelajı yapılarak preslenmekte; makyaj ve boyama işlemleri ile tamamlanmaktadır.

2 – Tabakalama tekniği (layering): Preslenebilen seramik, alt yapının yüzeyini min. 0.7-0.8 mm kalınlığında kaplayacak şekilde uygulanmakta ve restorasyon, sistem ile uyumlu düşük ısı feldspatik porseleni ile tamamlanmaktadır.

2.3.8.1. ZrO_2 Alt Yapı İle Üst Yapı Porseleninin Bağlantısı

Y-TZP zirkonya ile yapılmış restorasyonlarda, üst yapı porselenlerinin alt yapıdan ayrılmaları, en sık görülen başarısızlık nedeni olmaktadır (5, 54).

Guazzato ve ark. (36), homojen olmayan seramik yüzeyinin, restorasyonun en zayıf noktasını oluşturduğunu belirtmişlerdi. Üst yapı porselenin; çiğneme kuvvetlerine karşı dirençli olması, alt yapı seramiği ile iyi bir bağlantısının bulunması ayrılımlara ve üst yapıda kırık oluşumuna engel olmaktadır (6).

Aboushelib ve ark. (1, 2), farklı çekirdek materyalleri üzerine fırınlanan üst yapı porselenleri ile çekirdek arasında oluşan bağlantı dirençlerini inceledikleri

çalışmalarında; Cercon, Empress ve Vita çekirdek materyalini değerlendirmişlerdir. Elde ettikleri bulgularda çekirdek ile üst yapı materyali arasındaki bağlantı direncini, çekirdek materyalinin direncinden çok daha düşük olduğunu bildirmişlerdir.

Koçak (5), Cercon zirkonya sistemi ile yaptığı doktora çalışmasında; köprü protezlerinde oluşan kırıkların mikroskopik değerlendirmesinde, kırık merkezinin Cercon alt yapı materyali ile üst yapı porseleni arasında olduğu gözlemlenmiştir. Bu açıdan Cercon sistemi değerlendirildiğinde; üst yapı porseleni ile alt yapıda kullanılan Y-TZP zirkonya arasındaki bağlantı direncinin düşük olduğunu ve bu durumun da kırık riskini arttırabileceğini belirtmiştir.

Y-TZP zirkonya alt yapı ile üzerine uygulanan üst yapı porseleninin arasında, ZrO_2 'in yüzeyinde cam fazdaki iyon alışverişi ve homojen yapı, artı bir kimyasal bağlantı sağlar. Isıl genleşme katsayılarının uyumu ile edilen basma gerilmesi de bağlanma mekanizmasında önemli bir rol oynamaktadır (40).

Seramikteki düzensiz tabaka kalınlıkları, alt yapıdaki çok ince bölgeler ve yapı hataları istenmeyen çekme gerilimlerine neden olabilmektedir. Alt yapının bitim yüzeyi ve mekanik tutuculuğu, ısıl genleşme katsayısı uyumu, alt yapı ile üst yapı arasında defekt oluşumu, üst yapının hacimsel büzülmesi, akışkanlık ve ıslanabilirlik bağlantı kuvvetini etkilemektedirler. İyi bir bağlantı için alt ve üst yapıların mekanik özellikleri birbirleri ile uyumlu olmalıdır. Her iki seramik materyalinin elastisite modülü restorasyonda oluşacak stresler üzerinde etkili olmaktadır (6, 3, 114,116).

Al-Dohanve ark. (5), farklı seramik çekirdek materyalleri üzerine uygulanan, farklı üst yapı poselenlerinin, çekirdeğe bağlanma dayanımlarını inceledikleri çalışmalarında; IPS Empress 2 ile Eris (IE), Procera AllCeram ile AllCeram (PA), Procera AllZircon ile CZR (PZ) ve DC-Zircon ile Vita D (DC) deney gruplarını metal-seramik kontrol grubu ile karşılaştırmalı olarak değerlendirmişlerdir. Seramik çekirdekler 8mm (çap) × 10mm (yükseklik) ve üst yapı porselenleri ise 2,4mm (çap) × 3mm (yükseklik) boyutlarında silindirik olarak hazırlanan örnekler, universal test cihazında 0.5mm/dak. uygulama hızı ile bağlanma dayanımı testine (Shear bond strength) tabi tutulmuşlardır. Test edilen gruplar arasında ve metal-seramik kontrol grubu ile karşılaştırılmalarda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Mikroskopik incelemede ise üst yapının tamamen ayrılması ya da bağlantı bölgesinde adeziv bir başarısızlık gözlenmemiştir. Başarısızlık esas olarak ara

yüze yakın bir noktada çekirdek materyali üzerinde bir parçası kalacak şekilde üst yapı porseleninde gerçekleşmiştir. Bu çalışmada test edilen seramik çekirdekleri ile üst yapı porselen materyallerinin bağlanma dayanımlarının, metal-seramik sistemler ile benzerlik göstermesi; klinik davranışlarının da benzer olabileceğini göstermektedir.

Blatz ve ark. (14), yaptıkları bir çalışmada, zirkonyum oksit alt yapı (LavaCore) üzerine üç farklı üst yapı porseleni uygulanmış (LavaCeram/LavaCore, Carebien ZR/LavaCore, GC Initial/LavaCore) ve deney grupları iki alt gruba ayrılmıştır. Birinci grup sadece tuzlu suda bekletilmiş, ikinci grup ise tuzlu suda bekletildikten sonra 10.000 defa ısıl çevirim (thermocycling) uygulanmıştır. Instron cihazında 1mm/dak. hızla yapılan bağ mukavemeti testi sonuçları değerlendirildiğinde; tam seramik gruplarının metal-seramik kontrol grubundan anlamlı derecede daha güçlü bağlantı gösterdikleri gözlenmiştir. Zirkonya alt yapı grupları arasında da anlamlı farklılıklar olduğu ve ısıl çevirim uygulamasının bir tek grubun (Carebien ZR/LavaCore) bağlanma dayanımını artırdığını, diğer gruplar üzerinde etkili olmadığını bildirmişlerdir.

Fahmi ve ark. (28), farklı yüzey uygulamalarının üst yapı porseleninin zirkonya alt yapıya bağlanma dayanımlarını değerlendirdikleri çalışmalarında; Vita zirkonya bloklardan (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) hazırlanan örnekler üç gruba ayrılmıştır: 1.grup: Yüzey uygulaması yapılmamış. 2.grup: 120 grenli elmas disk (Struers) ile 0.0034 kg/mm^2 kuvvet ile yüzey aşındırılmış. 3.grup: Aşındırma işleminden sonra 1000°C 'de 15 dak. ısı uygulanmış. Her üç gruba üst yapı porseleni olarak Vita VM9 üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygulanmış. Örneklerin, Instron test cihazında 0.5mm/dak. hızla yapılan bağ mukavemeti ölçümleri (1. grup: $54.59\text{MPa} \pm 22.50$, 2. grup: $76.38\text{MPa} \pm 26.35$, 3. grup: $97.69\text{MPa} \pm 27.57$), yüzey işlemlerinin ve ısı uygulamalarının bağlanma dayanımını anlamlı ölçüde artırdıklarını göstermişlerdir.

Giardano ve ark. (31), yaptıkları çalışmada, Lava Frame (3M-Espe) ve YZ Ceram (Vita Zahnfabrik) zirkonya alt yapılar üzerine; VM9 (Vita Zahnfabrik), Lava Ceram (3M Espe) ve Carebien ZR (Noritake) olmak üzere üç farklı üst yapı porseleninin bağlanma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Lava Frame üzerine yapılan VM9 porselen uygulamasında; bond ve dentin wash pişimleri bağ dayanımlarını anlamlı derecede arttırırken; YZ (Vita Zahnfabrik) üzerine yapılan VM9 uygulamasında ise bond uygulamasının bağlantı değerleri üzerinde bir etkisi olmadığı belirlenmiştir.

Dentin wash tabakasının ise VM9 porseleninin, Lava ve YZ üzerine uygulanmasında bağ dayanımlarını anlamlı derecede arttırırken, aynı zamanda Lava Ceram ve CZR gruplarından da anlamlı derecede yüksek değerlere sahip olduklarını bildirmişlerdir.

Nishimura ve ark. (80), Cercon Smart Ceramics (Degudent) zirkonyadan hazırlanan dikdörtgenler prizması (25×3×0.5mm) deney örnekleri üzerine; Cercon Ceram S (Dgudent) ve Cerabien ZR (Noritake) üst yapı porselenlerini uyguladıkları çalışmalarında; her bir deney grubundaki örnekleri kendi içlerinde iki alt gruba ayırmışlardır. Birinci gruptaki örneklerde, zirkonya alt yapının yüzeyi 600 grit SiC ile cilalanıp ve 100µm Al₂O₃ ile kumlanırken; ikinci gruptaki örneklerde herhangi bir yüzey işlemi yapılmamıştır. Deney gruplarının bağlanma dayanımları üç nokta eğilme testi ile değerlendirilmiş; Cercon Ceram S deney grubunun değerleri Cerabien ZR deney grubundan anlamlı derecede yüksek bulunurken, yüzey cila işlemlerinin her iki grubun da bağlanma dayanımı değerleri üzerinde bir etkisi olmadığı belirtilmiştir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1.GEREÇ

3.1.1. Malzeme Listesi

1. IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) zirkonya blok,
2. IPS e.max ZirPress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) seramik ingot,
3. IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) üst yapı porseleni,
4. CZR Press (Noritake Kizai Co., Nagoya, Japan) seramik ingot,
5. CZR (Noritake Kizai Co., Nagoya, Japan) üst yapı porseleni,
6. Lava Ceram (3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN, USA) üst yapı porseleni,
7. ZirkonZahn (Steger, Brunneck, Italy)
8. Sabitleme çerçevesi (ZirkonZahn, Steger, Brunneck, Italy)
9. Lava Therm ((3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN, USA)
10. Elmas separe (Acurata 806-104-355S)
11. Kumlama cihazı (Remfert, Germany)
12. Buhar makinesi (Amann Electronic Steamer II, Germany)
13. Zir Liner (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
14. ShadeBase (Noritake Kizai Co., Nagoya, Japan)
15. Frame work modifier (3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN, USA)
16. Modelaj mumu (S-U Dental Wachs, Shuler Dental, Germany)
17. Elektrikli modelaj spatülü (Remfert, Germany)
18. Revetman (IPS Press Vest Speed, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
19. Revetman (Press Investment / Repead Heat Type, Noritake Kizai Co., Nagoya, Japan)
20. Presleme fırını (EP-600 Empress, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

- 21.** Seramik fırını (Programat P-500, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- 22.** Tesviye Frezleri ((Acurata 808-106-355S)
- 23.** Instron cihazı (Autograf AG-IS 5K-N SHIMADZU, Japan)
- 24.** SEM (Field Emission Gun Scannig Electron Microscope, Japan)
- 25.** Altın kaplama cihazı(Polaron SC7620 Sputter Coater)

3.2.YÖNTEM

3.2.1. Deney Örneklerinin Hazırlanması

In vitro olarak gerçekleştirilen çalışmada, 5 ayrı deney grubunun herbirinde 12 adet olmak üzere, toplam 60 adet 3,5mm (çap) × 3,5mm (yükseklik) IPS e.max ZirCAD¹ zirkonya bloklardan hazırlanan silindirik örnekler kullanıldı (Şekil 3-1).



Şekil 3-1: IPS e.maxZirCAD zirkonya bloklar

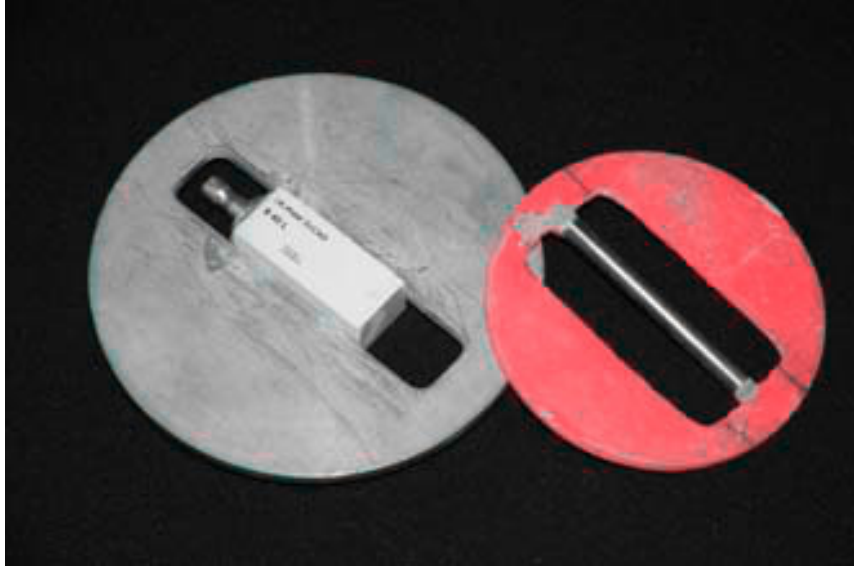
Çalışmamızda kullandığımız örnekler, kuron alt yapı formunda olmayıp, içi dolu masif silindirler olduğu için CAD/CAM sisteminin CAD ünitesinde dizayn edilemedi. Bu nedenle, örneklerin elde edilmesinde kopya-freze sistemi ile çalışan Zirkon Zahn⁷ freze makinesi kullanıldı (Şekil 3-2).



Şekil 3-2: Zirkon Zahn freze makinesi

Zirkonya bloklardan elde edilen, alt yapıların standart olarak hazırlanabilmesi için 5mm (çap) × 60mm (yükseklik) silindirik metal bir çubuk hazırlandı. Daha sonra,

bu metal çubuklar akrilikten hazırlanan özel sabitleme çerçevesine⁸ yerleştirildi (Şekil 3-3).



Şekil 3-3: Özel sabitleme çerçevesi ve metal silindirik çubuk

Örneklerin Zirkon Zahn freze makinesinde şekillendirilebilmesi için; sabitleme çerçevesine yerleştirilen metal çubuk makinenin okuyucu ucunun bulunduğu tarafa; %87-95 ZrO_2 ve HfO_2 , Al_2O_3 , Y_2O_3 içeren IPS e.max Zir CAD¹ blok ise aşındırma işleminin yapılacağı tarafa adapte edildi. Makinenin okuyucu ucu, metal çubuk üzerinde hareket ettirilerek, işleme ünitesine yerleştirilmiş olan zirkonya bloğun işlenmesi sağlandı. Örnekler, sinterlenme sırasında oluşacak büzülme karşılamak amacıyla %30 daha büyük hazırlandılar. Freze işlemi tamamlandıktan sonra; çerçevesinden çıkartılan, 60mm yüksekliğindeki silindirik zirkonya model, sinterleme işlemi öncesinde; elmas bir separe¹⁰ yardımıyla 5mm yüksekliğinde 12 adet eşit boyutta silindir elde etmek için bölümlere ayrıldı.

Hazırlanan 5mm × 5mm boyutlarındaki silindirik örnekler, Lava Therm⁹ sinterleme fırınında üretici firmanın önerileri doğrultusunda 1500°C'de 7,5 saat sinterlendiler; daha sonra, 3,5 saat oda ısısında kurutuldular. İşlem sonucunda; örneklerin, kumpas yardımı ile tek tek yapılan ölçümlerinde %30 küçülerek 3,5mm × 3,5mm orijinal boyutlarına ulaştıkları tesbit edildi (Şekil 3-4). Uygulamalar sırasında oluşan toz ve artıkların uzaklaştırılabilmesi için örnekler, 50µm Al_2O_3 ile 4atm basınç altında kumlama cihazında¹¹ kumlandı ve buhar makinesinde¹² temizlendiler.



Şekil 3-4: Silindirik zirkonya alt yapılar

3.2.1.1. Deney Örneklerinin Üst Yapısının Hazırlanması

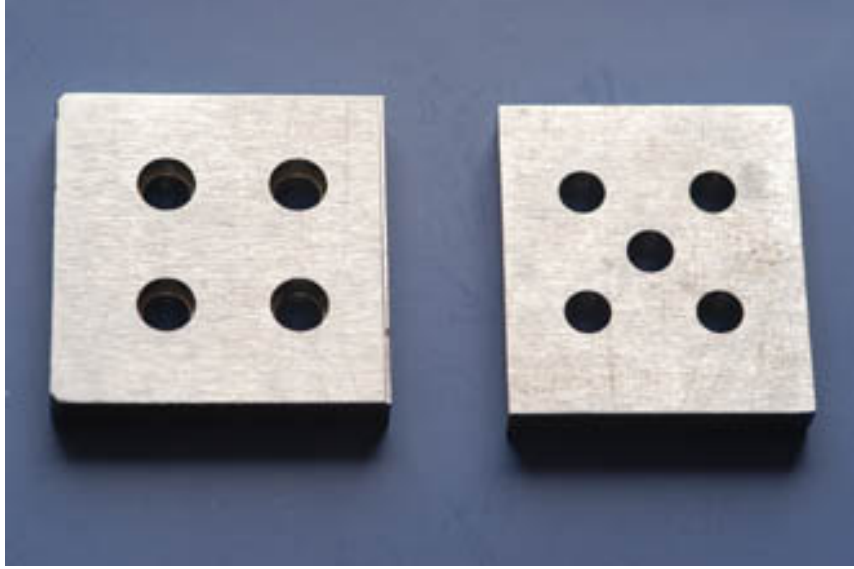
Çalışmamızda kullandığımız 60 adet zirkonya silindirik örnek, 5 deney grubuna ayrıldı ve her bir deney grubunda farklı bir üst yapı porseleni kullanıldı (Tablo 3-1).

Üst yapı porselenlerinden; IPS e.max ZirPress² ve Noritake CZR Press⁴ seramik ingotları presleme tekniği ile uygulanırken; IPS e.max Ceram³, Noritake CZR⁵ ve Lava Ceram⁶ porselen tozları da tabakalama tekniği ile uygulandı.

Tablo 3-1: Deney Grupları

| Grup | Üst Yapı Seramiği | Üretici Firma | Uygulama Tekniği |
|----------|-------------------|------------------|--------------------|
| I.GRUP | IPS e.max ZirPres | Ivoclar Vivadent | Presleme tekniği |
| II.GRUP | IPS e.max Ceram | Ivoclar Vivadent | Tabakalama tekniği |
| III.GRUP | CZR Press | Noritake | Presleme tekniği |
| IV.GRUP | CZR | Noritake | Tabakalama tekniği |
| V.GRUP | Lava Ceram | 3M ESPE | Tabakalama tekniği |

Zirkonya silindirik modellerin üzerine, üst yapı porselenlerinin standart olarak uygulanabilmesi amacıyla; presleme ve tabakalama tekniği için farklı birer metal kalıp hazırlandı (Şekil 3-5). Metal kalıpların boyutları, zirkonya alt yapıların üzerine 3mm kalınlığında porselen uygulanacak şekilde ayarlandı.



Şekil 3-5: Metal kalıplar

Örneklerin, tabakalama tekniği ile hazırlandığı deney gruplarında; porselenin pişirme işlemi sonrası gösterdiği büzülmeyle kompanse edebilmek ve tek bir pişirme işlemi ile üst yapı elde edebilmek amacıyla kademeli bir metal kalıp kullanıldı. Kalıbın alt bölümü; zirkonyadan hazırladığımız silindirik örneğin rahatlıkla yerleştirebileceği şekilde, 3,5mm × 3,5mm boyutlarında; üst bölümü ise 5mm çapında ve 3mm yüksekliğinde hazırlandı.

Presleme tekniği uygulanan gruplarda ise; pişirme işleminde bir büzülme söz konusu olmadığı için metal kalıp; 3,5mm × 3,5mm boyutlarındaki zirkonya silindirik örneğin üzerine 3mm kalınlığında üst yapı porseleni işlenecek şekilde 3,5mm (çap) × 6,5mm (yükseklik) boyutlarında hazırlandı.

Üst yapı porselenleri uygulanmadan önce, zirkonya alt yapı üzerine, her bir üretici firmanın kendi porseleni için geliştirmiş olduğu astar maddesi (liner) uygulanarak fırınlama işlemine tabi tutuldu. Liner pişirme ısıları her bir ürün için farklılık göstermektedir (Tablo 3-2).

Tablo 3-2: Liner pişirme ısıları

| Linier | (°C) B | (dk.) S | (°C) t | (°C) T | (dk.) H |
|------------------|--------|---------|--------|--------|---------|
| ZirLiner | 403 | 4 dk. | 50 | 750 | 1 dk. |
| Shade Base | 600 | 4 | 45 | 930 | 1 dk. |
| Base Modifier | 450 | 6 | 45 | 810 | 1 dk. |

T: Pişirme derecesi

B: Hazırlık ısısı

S: Ön kurutma süresi

t: Porselen fırın ısısının 1 dakikada yükselme derecesi

H: Pişirme derecesinde durma süresi

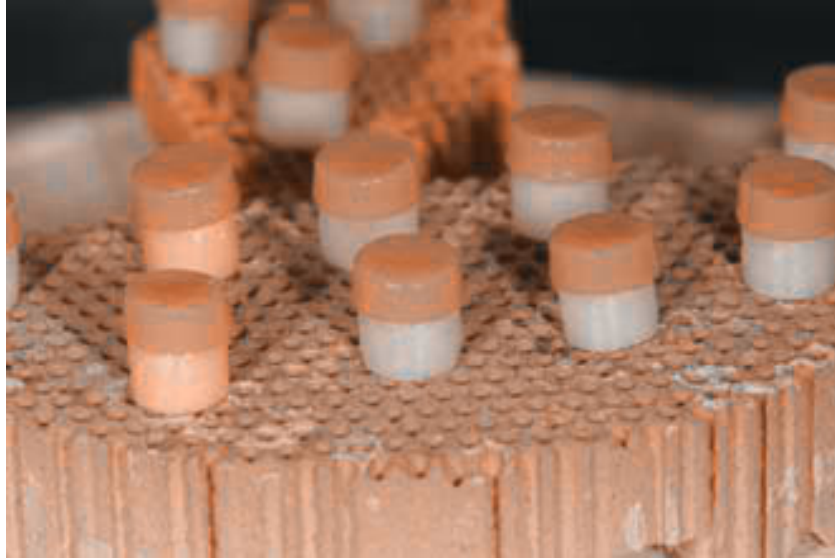
Liner uygulaması tamamlandıktan sonra zirkonya altyapı örnekler metal modeller içine yerleştirildi. Tabakalama tekniği uygulanan gruplarda; dentin porseleni poroziteyi minimuma indirecek şekilde kondansasyon tekniği ile uygulandı ve kondansasyon sırasında açığa çıkan likit kağıt mendil ile ortamdan uzaklaştırıldı. Kalıp içerisinden çıkarılan modeller Programat P500²¹ seramik fırınında gösterilen üretici firmanın belirttiği ısı ve sürelerde pişirildi (Tablo 3-3). Pişirme işleminden sonra fazlalıklar tesviye frezleri²² ile düzeltilerek örnekler 3,5mm × 3,5mm boyutlarına getirildi. (Şekil 3-6).

Tablo 3-3: Seramik Pişirme Isıları

| Seramik | (°C) B | (dk.) S | (°C) t | (°C) T | (dk.) H |
|--------------------|--------|---------|--------|--------|---------|
| IPS e.max Ceram | 403 | 4 dk. | 50 | 750 | 1 dk. |
| Lava Ceram | 450 | 4 dk. | 45 | 810 | 1 dk. |
| CZR | 600 | 4 dk. | 45 | 930 | 1 dk. |

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

H: Pişirme derecesinde durma süresi



Şekil 3-6: Tabakalama tekniği ile hazırlanan deney örneklerinin pişim sonrası görüntüsü

Presleme tekniği uygulanan gruplarda ise; zirkonya silindirik örnekler, metal kalıbın alt bölümüne yerleştirildikten sonra, 3mm kalınlığındaki üst yapıyı elde edebilmek için, özel döküm mumu ile mum modelajları yapıldı. Modelajları tamamlanan örnekler, döküm yolları bağlandıktan sonra, her bir firmanın kendi seramik ingotı² için geliştirmiş olduğu özel revetman^{18,19} ile manşete alındı. Isı ve basınçla uygulama tekniği kullanılarak Ivoclar EP Empress 600²⁰ fırınında üretici firmaların belirttikleri ısılarda presleme işlemleri tamamlandı (Tablo 3-4). Manşetten çıkartılan örnekler, 50µm Al₂O₃ ile kumlanarak revetman artıklarından temizlendi; döküm yolları elmas frez yardımı ile kesildi ve fazlalıklar tesviye edilerek orjinal boyutlarına getirildi (Şekil 3-7) ve (Şekil 3-8).

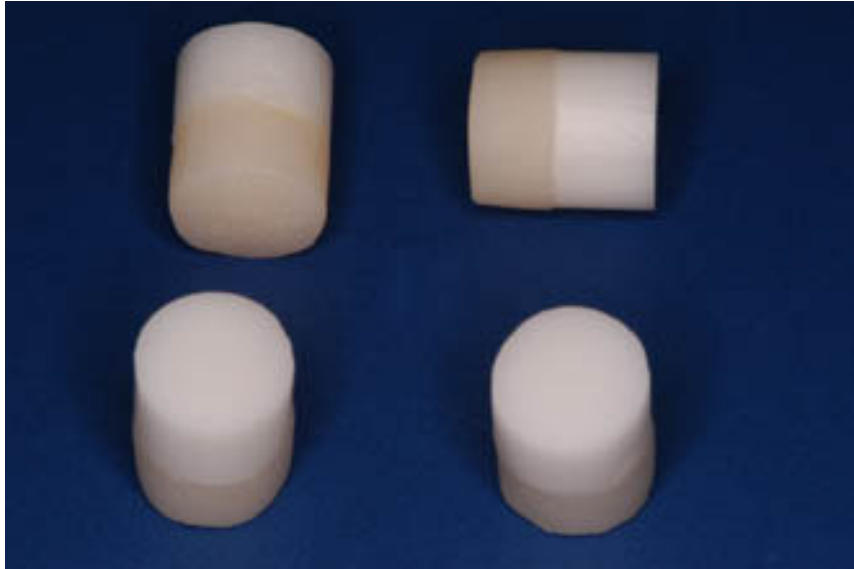
Tablo 3-4: Presleme Isıları

| Seramik | (°C) B | (°C) t | (°C) T | H |
|-----------------------|--------|--------|--------|--------|
| IPS e.max ZirPress | 700 | 60 | 900 | 15 dk. |
| CZR Press | 700 | 60 | 1045 | 15 dk. |

B: Hazırlık ısı t: Porselen fırın ısısının 1 dakikada yükselme derecesi T: Pişirme derecesi H: Pişirme derecesinde durma süresi



Şekil 3-7: Presleme işlemi sonrası deney örnekleri



Şekil 3-8: Deney örnekleri

3.2.2. Deney Örneklerine Bağ Mukavetimi Testinin Uygulanması

Deney örneklerinin bağlanma dayanımlarının ölçülmesi için Universal test cihazı²³ ve ona uygun hazırlanan bir metal statiften yararlandı (Şekil 3-9). Metal statif, yükleme cihazının tablasına sabitlendi.



Şekil 3-9: Universal test cihazı

Statife adapte edilen, 30mm × 10mm × 10mm boyutlarında kare prizma şeklindeki bir metal düzeneğin içerisine 3,5mm × 3,5mm boyutlarında, deney örneklerinin zirkonya alt yapı bölümlerinin yerleştirilebileceği bir yuva açıldı. Hazırlanan bu yuva içerisine yerleştirilen örnekler, bir vida yardımıyla düzeneğin içerisinde sabitlendiler (Şekil 3-10).



Şekil 3-10: Metal statife sabitlenen deney örneği

Örnekler Universal test cihazına uzun eksene 90° lik açı ile yük uygulanacak şekilde metal statif aracılığıyla yerleştirildi. Test cihazının kırıcı ucu tam alt yapı ile üst yapı bağlanma sınırına gelecek şekilde ayarlandı. Deney örneklerine Universal test cihazında 1mm/dak hızla 500N baskı kuvveti uygulandı.

Uygulanan yük karşısında örneklerdeki kırılma anı, Universal test cihazına bağlı bilgisayar ekranında maksimum kuvvet olarak belirlendi ve o noktadaki değerler kaydedildi. Bilgisayar proramına örnek şekil ve boyutları girilerek bağlanma dayanımı MPa cinsinden elde edildi.

3.2.3. Tarayıcı Elektron Mikroskop (SEM) Değerlendirmesi

Deney örneklerinin yüzeyleri, taramalı elektron mikroskopu (SEM)²⁴ analizi ile değerlendirildi (Şekil 3-11).

Örneklerin yüzeyi 5 dakika süre ile altın kaplama cihazında²⁵ ince altın bir film ile kaplandı. Yüzey kaplama işleminden sonra farklı büyütmelerde (X100, X1500, X5000) SEM görüntüleri alındı. Örneklerin altın ile kaplanması ve görüntüleme işlemi İ.T.Ü Kimya-Metalurji Fakültesi Metalurji Mühendisliği Biyomalzeme Araştırma ve Karakterizasyon laboratuvarında gerçekleştirildi.



Şekil 3-11: Tarayıcı elektron mikroskobu (SEM)

3.2.4. İstatistiksel Değerlendirme

Bu çalışmada, sıklık tabloları ve istatistiksel karşılaştırmalar SPSS 11.0 for Windows paket programı ile hesaplandı. Gruplar arası max.Force ve max.Stress değerlerinin karşılaştırmaları bağımsız değişkenlerde Student-T testi ile sınıandı. $P < 0.05$ olan sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) zirkonya alt yapılar üzerine tabakalama ve presleme olmak üzere farklı iki teknikte uygulanan, IPS e.max ZirPress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Noritake CZR (Noritake Kizai Co., Nagoya, Japan), Noritake CZR Press (Noritake Kizai Co., Nagoya, Japan), Lava Ceram (3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN, USA) üst yapı seramiklerinin bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırmalı olarak araştırılmıştır. Bu in-vitro çalışmada, 5 deney grubunun herbirinde 12 adet olmak üzere toplam 60 adet örnekte ortaya çıkan bağlanma dayanımı değerleri ve ortalamaları Tablo 4.1 ve Şekil 4.1’de verilmiştir.

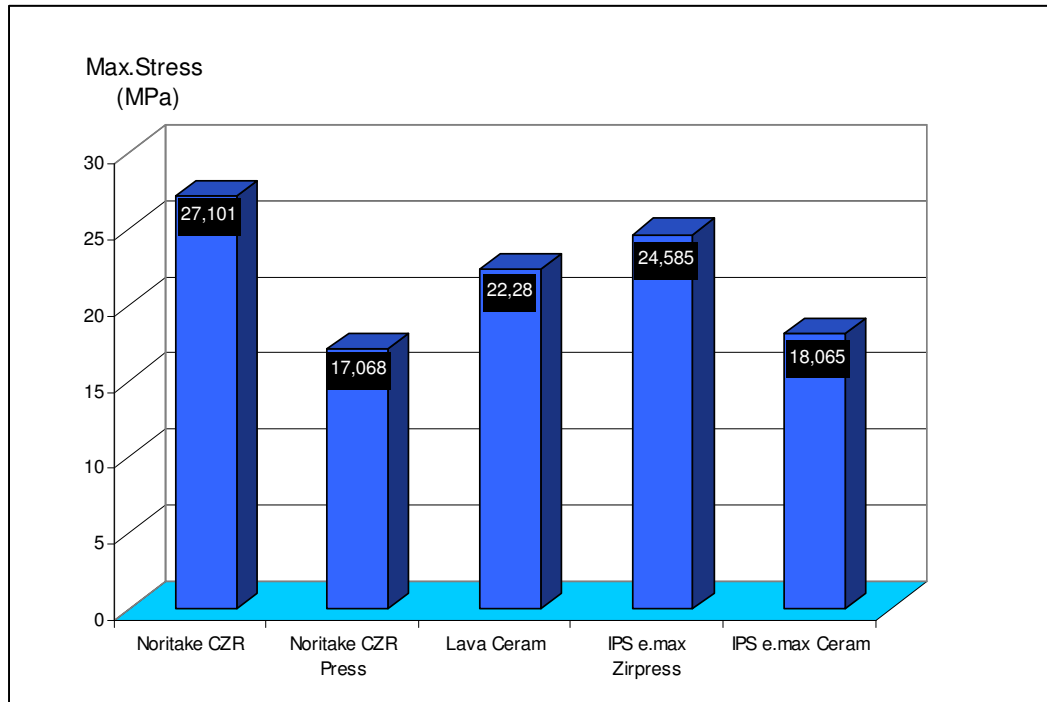
Araştırmada, deney örneklerindeki kırıklar, başarısızlık olarak kabul edildi ve kırık meydana getiren yükler kaydedildi. Tüm grupların kırılma değerleri Tablo 4.2 ve tüm gruplardaki örneklerin kırılma değerleri dağılımı Şekil 4.2 gösterilmiştir.

Çalışmada her uygulama tekniğine ait gruplarda kendi aralarında karşılaştırmalı olarak değerlendirildi. Presleme tekniği uygulanarak hazırlanan deney örneklerine ait bağ mukavemeti değerleri ve kopma anındaki max. kuvvet değerleri dağılımı Şekil 4.3 ve Şekil 4.4’de, tabakalama tekniği uygulanarak hazırlanan deney örneklerine ait bağlanma dayanımı değerleri ve kopma anındaki max. kuvvet değerleri dağılımı ise Şekil 4.5 ve Şekil 4.6’da verilmiştir.

Tablo 4.1: Deneş örneklerinin bağlanma dayanımı değerleri

| Grup | Max. stress x ± sd; medyan (min-maks) |
|---------------------------|---|
| Noritake CZR (n=12) | 27.101 ± 4.365; 25.992 (22.255-38.211) |
| Noritake CZR Pres (n=12) | 17.068 ± 5.003; 16.651 (10.080-26.199) |
| Lava Ceram (n=12) | 22.280 ± 6.080; 21.932 (14.466-39.994) |
| IPS e.max ZirPress (n=12) | 24.585 ± 11.508; 22.550 (12.338-58.391) |
| IPS e.max Ceram (n=12) | 18.065 ± 3.494; 18.060 (14.031-24.346) |

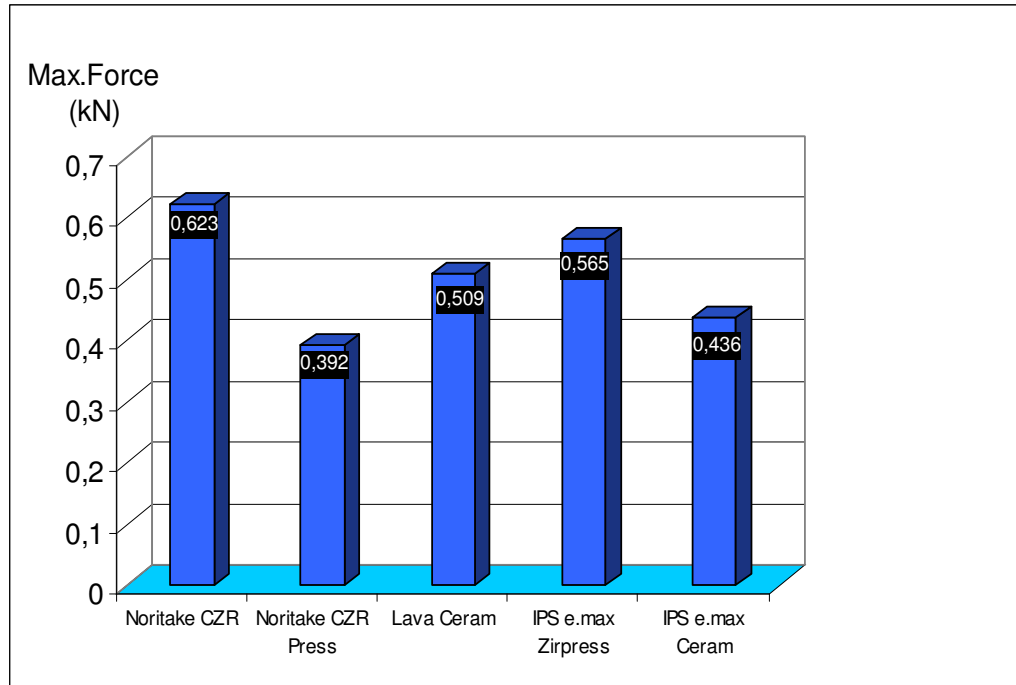
x: aritmetik ortalama ; sd: standart sapma

**Şekil 4.1: Deneş örneklerinin bağlanma dayanımı değerleri**

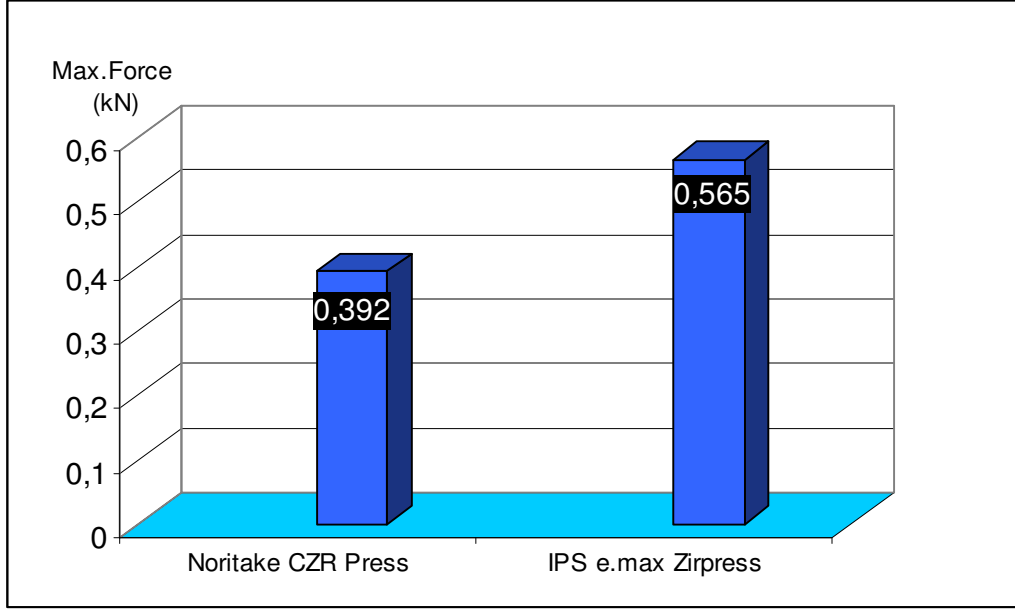
Tablo 4.2: Deneş örneklerine uygulanan max. kuvvet değerleri

| Grup | Max.Force $\bar{x} \pm sd$; medyan (min-maks) |
|---------------------------|--|
| Noritake CZR (n=12) | 0.623 \pm 0.100; 0.598 (0.511-0.878) |
| Noritake CZR Pres (n=12) | 0.392 \pm 0.115; 0.383 (0.232-0.602) |
| Lava Ceram (n=12) | 0.509 \pm 0.106; 0.511 (0.349-0.803) |
| IPS e.max ZirPress (n=12) | 0.565 \pm 0.264; 0.518 (0.283-1.341) |
| IPS e.max Ceram (n=12) | 0.436 \pm 0.089; 0.421 (0.343-0.584) |

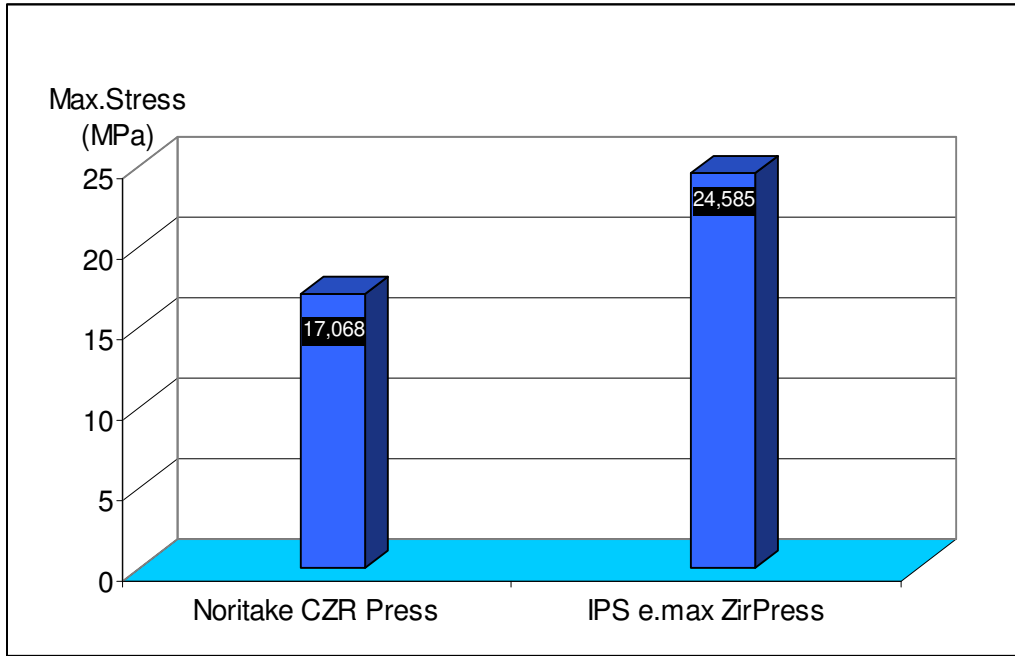
\bar{x} : aritmetik ortalama ; sd: standart sapma



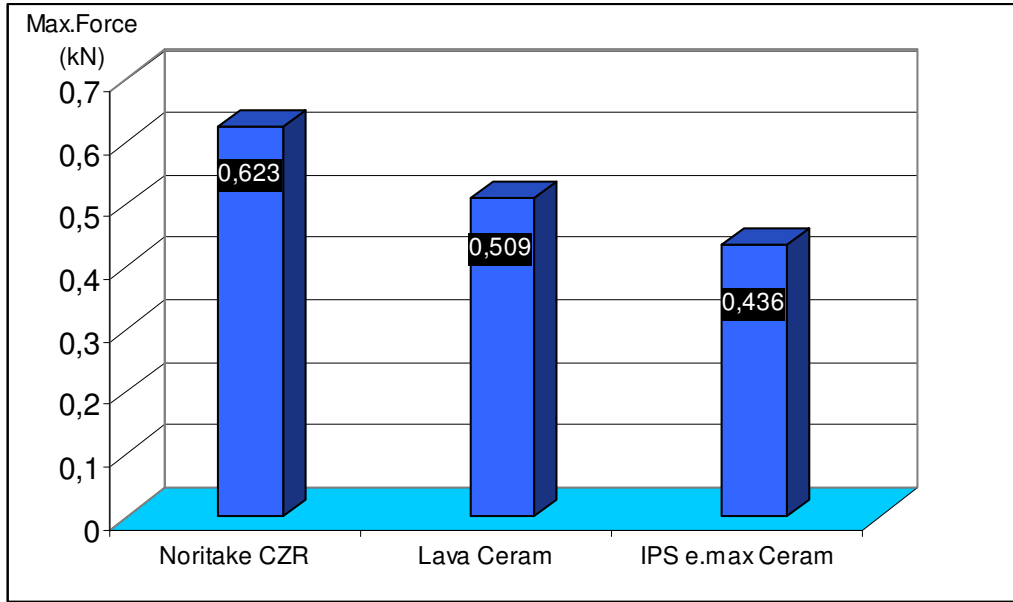
Şekil 4.2: Deneş örneklerine uygulanan max. kuvvet değerleri



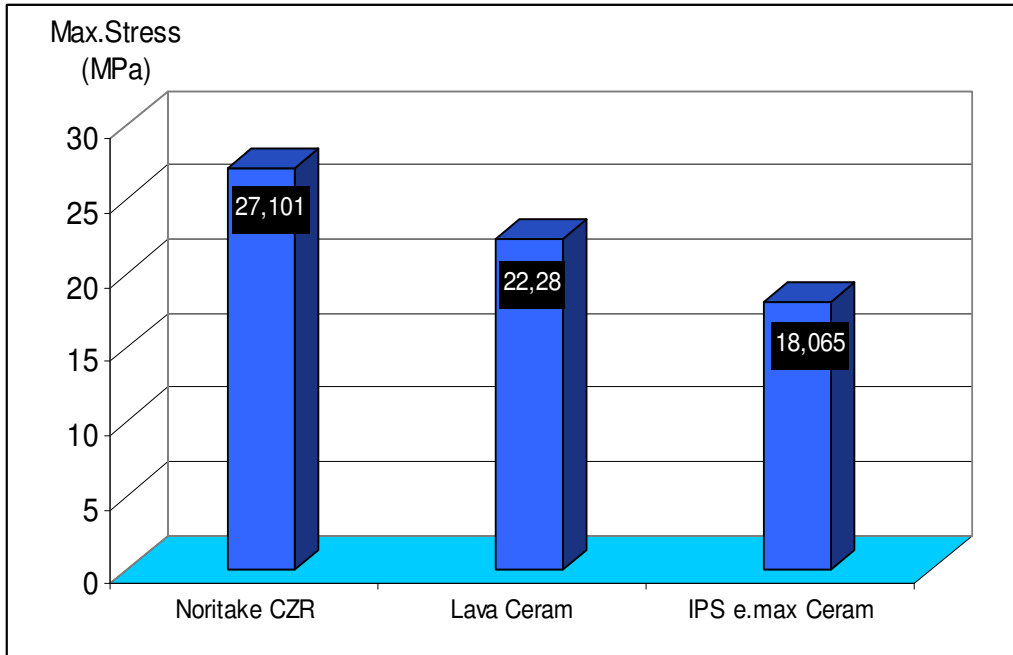
Şekil 4.3: Presleme tekniği ile hazırlanan deney örneklerine uygulanan max. kuvvet değerleri



Şekil 4.4: Presleme tekniği ile hazırlanan deney örneklerinin bağlanma dayanımı değerleri



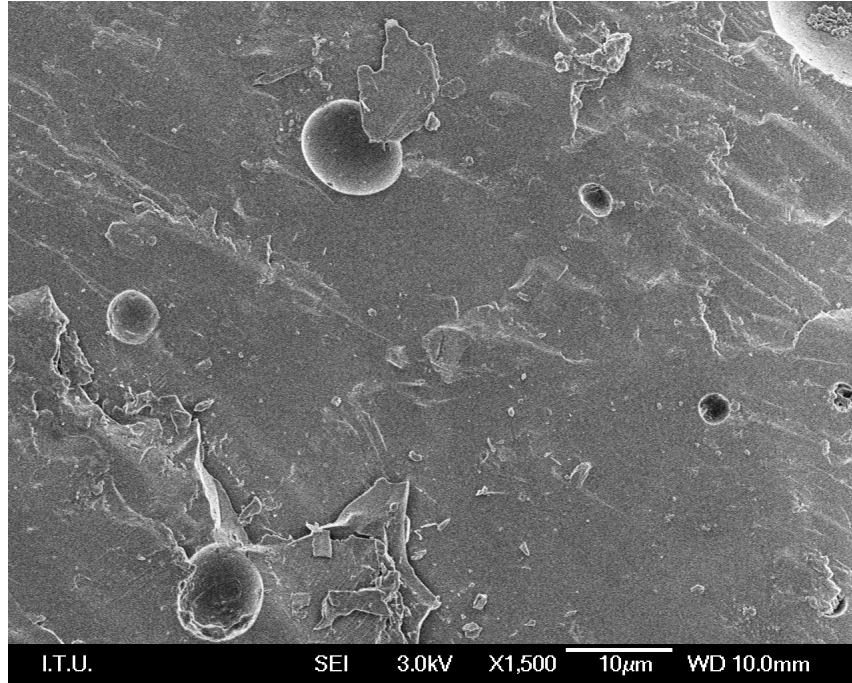
Şekil 4.5: Tabakalama tekniği ile hazırlanan örneklere uygulanan max. kuvvet değerleri



Şekil 4.6: Tabakalama tekniği ile hazırlanan deney örneklerinin bağlanma dayanımı değerleri

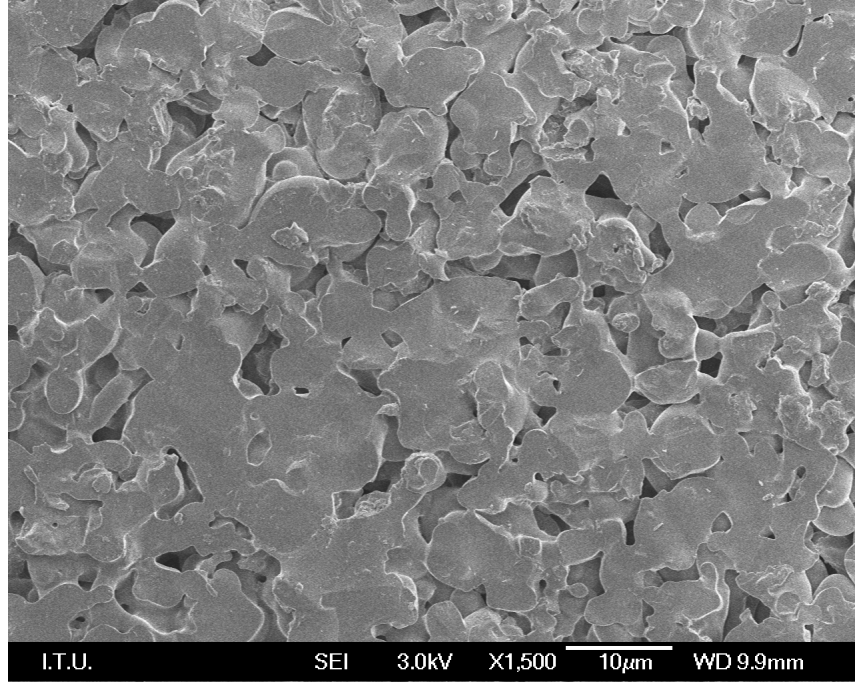
Deney gruplarına ait ASTM C-633 standartlarına göre yapılan bağlanma dayanımı değerleri Tablo 4.1’de verilmiştir. Beş deney grubu içerisinde; 27.10MPa bağ mukavemeti değeri ile Noritake CZR (tabakalama tekniği ile uygulanan feldspatik düşük ısı seramiği) en yüksek bağlanma dayanımına sahip iken; 17.068MPa bağlanma dayanımı ile Noritake CZR Press (presleme tekniği ile uygulanan cam seramik üst yapı porseleni) en düşük bağlanma dayanımı değerini göstermiştir. Deney grupları içerisinde Noritake CZR’dan sonra sırasıyla; IPS e.max ZirPress (24.585MPa), Lava Ceram (22.280MPa), IPS e.max Ceram (18.065MPa) örneklerinden azalan yönde bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiştir.

En yüksek ve en düşük mukavemeti veren örneklerin tarama elektron mikroskop (SEM) ile gerçekleştirilen yüzey incelemelerinde; kopma yüzey morfolojilerinin, birbirlerinden büyük ölçüde farklılık gösterdiği anlaşılmaktadır. Nitekim 27.101MPa bağlanma dayanımı gösteren Noritake CZR örneğinde; kopma yüzeyinde kopmanın üst yapı porseleninde koheziv şekilde gerçekleştiği (Şekil 4-7), en düşük dayanımın elde edildiği Noritake CZR Press örneğinde ise sıyrılmanın bağlanma yüzeyinde, adeziv olarak gerçekleştiği açık şekilde görülmektedir (Şekil 4-8).



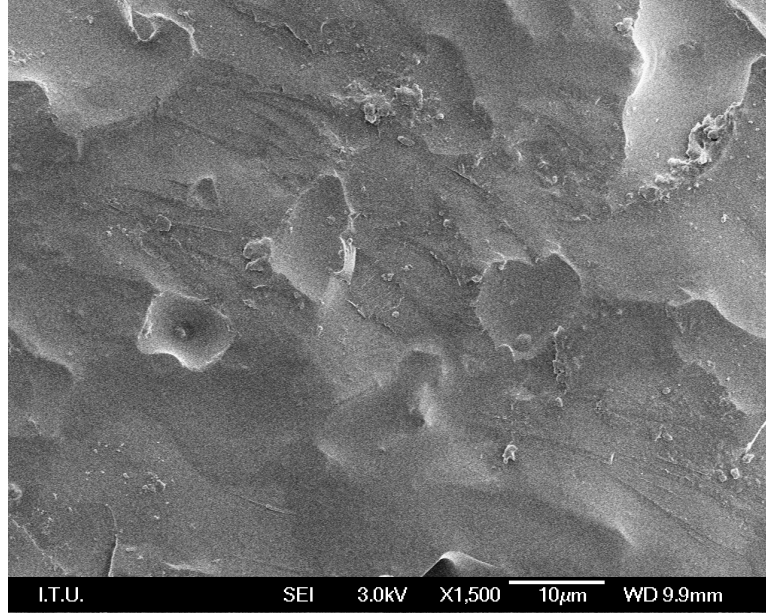
Şekil 4– 7: Noritake CZR (max.)

En yüksek bağlanma dayanımı değerinin elde edildiği Noritake CZR mikroyapısı; feldspatik porselenin pişirme sonrası karakteristik yüzey görüntüsüne sahip olup, denfikasyonun hemen hemen tam olduğu, porozitesiz bir yapı sergilemektedir. En düşük bağlanma dayanımı değerine sahip Noritake CZR Press örneğinin mikroyapısı, feldspatik porselen ile karşılaştırıldığında aşırı derecede poröziteli ve mikro çatlaklar içeren bir görüntü sergilemektedir. Söz konusu mikroyapı yapışma ara yüzeyinde zirkonya alt yapı malzemesi ile tam bir bağlanma sağlayamadığı için kuvvet uygulandığı durumda tabakalama tekniği ile uygulanan Noritake CZR porselen örneğe oranla çok daha düşük bir gerilme değerinde alt malzemesi ara yüzünden kopma göstermiştir (Şekil 4-8).



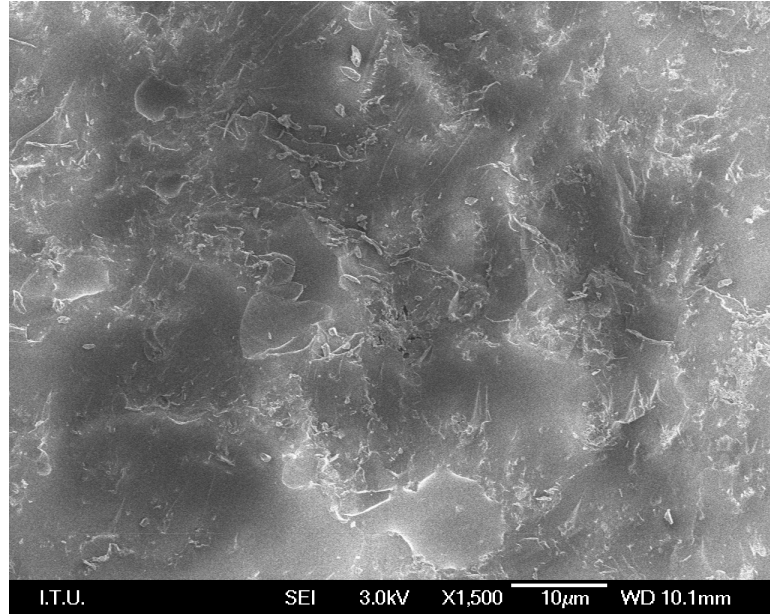
Şekil 4-8: Noritake CZR Press (min)

Deney örneklerinin kopma yüzeyinde yapılan incelemelere göre; IPS e.max ZirPress (presleme tekniği ile uygulanan cam seramik) örneğinde kopmanın koheziv bir şekilde üst yapı materyalinde olduğu gözlenmiştir. Deney örneğinin mikroyapısı incelendiğinde yapının oldukça yoğun olduğu görülmektedir (Şekil 4-9)



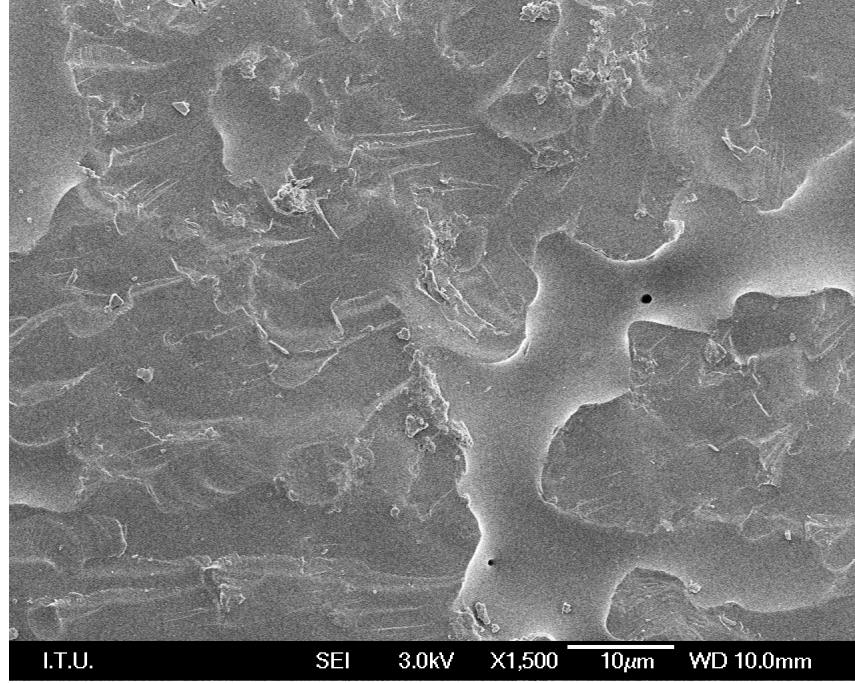
Şekil 4-9: IPS e.max ZirPress (max)

Tabakalama tekniği ile hazırlanan Lava Ceram örneğinin kopma yüzeyi, SEM ile incelendiğinde kopmanın üst yapı içerisinde koheziv olarak gerçekleştiği gözlenmiştir (Şekil 4-10).



Şekil 4-10: Lava Ceram (max.)

IPS e.max Ceram örneğinin kopma yüzeyi incelendiğinde; sıyrılmanın bağlanma yüzeyinde adheziv bir şekilde gerçekleştiği gözlenmiştir. Mikro yapı incelendiğinde alt yapı malzemesi zirkonyanın bir parçasının üst yapı porselen yüzeyinde kalacak şekilde bir sıyrılma olduğu tespit edilmiştir (Şekil 4-11).



Şekil 4-11: IPS e.max Ceram (max)

5. TARTIŞMA

Son yıllarda yaygın bir kullanım alanı bulan, zirkonya ile güçlendirilmiş tam seramik sistemler ile ilgili pek çok çalışma yapılmıştır. Metal-seramik sistemlerin estetik olarak yeterince doğal görünmemesi, metal allerjisi oluşturabilmesi ve metalin korozyona uğrayabilmesi gibi dezavantajlarından dolayı ön ve arka bölge kuron-köprü protezleri uygulamalarında metal desteği olmayan sistemlerin kullanımı önem kazanmıştır. Zirkonya ile güçlendirilmiş seramik sistemleri, sahip oldukları mekanik özellikler ile arka bölge 3-4 üyeli köprü protezi uygulamalarına da olanak sağlamaktadırlar.

Ancak, üstün mekanik özelliklere sahip zirkonya ile güçlendirilmiş seramik sistemlerinde, üst yapı seramiğinin alt yapıdan ayrılması en sık görülen klinik başarısızlık nedeni olarak gösterilmektedir (1).

Aboushelib ve ark. (2), farklı çekirdek materyalleri üzerine fırınlanan üst yapı porselenleri ile çekirdek arasında oluşan bağlanma dayanımlarını inceledikleri çalışmalarında; Cercon, Empress ve Vita çekirdek materyalini değerlendirmişlerdir. Elde ettikleri bulgularda çekirdek ile üst yapı materyali arasındaki bağlanma dayanımı, çekirdek materyalinin dayanımından çok daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Cercon çekirdek (339.5MPa), IPS Empress II çekirdek (124.3MPa) ve Vita çekirdek (68.4MPa) değerlerini gösterirken; seramik çekirdek ile üst yapı seramiği arasındaki bağlanma dayanımı değerleri ise Cercon (29.1MPa), IPS Empress II (37.2MPa), Vita (32.2MPa) tespit edilmiştir.

Koçak (5), Cercon zirkonya sistemi ile yaptığı doktora çalışmasında; köprü protezlerinde oluşan kırıkların mikroskopik değerlendirmesinde, kırık merkezinin Cercon alt yapı materyali ile üst yapı porseleni arasında olduğu gözlemlenmiştir. Bu açıdan Cercon sistemi değerlendirildiğinde; üst yapı porseleni ile alt yapıda kullanılan Y-TZP zirkonya arasındaki bağlantı direncinin düşük olduğunu ve bu durumun da kırık riskini arttırabileceğini belirtmiştir.

Yukarıda sözü edilen çalışmalar değerlendirildiğinde; zirkonya alt yapı üzerine uygulanan üst yapı seramiklerinin bağlanma dayanımlarının araştırılmasına karar

verildi. Çalışmada; yeni bir üst yapı uygulama tekniği olan zirkonya üzerine presleme tekniği ile klasik olarak uygulanan tabakalama tekniğinin, üst yapı seramiğinin bağlanma dayanımı üzerine etkileri karşılaştırmalı olarak değerlendirildi.

Zirkonya alt yapılar üzerine, üst yapı seramiği uygulama teknikleri ile ilgili yapılan araştırmalar incelendiğinde, yeni bir uygulama tekniği olan zirkonya üzerine presleme ile ilgili çalışmalara gereksinim olduğu saptanmış ve tabakalama tekniği ile karşılaştırması amaçlanmıştır. Bu nedenle; piyasada bu uygulama teknikleri için üretilmiş olan; IPS e.max ZirPress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), CZR Press (Noritake Kizai Co., Nagoya, Japan), IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), CZR (Noritake Kizai Co., Nagoya, Japan) ve Lava Ceram (3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN, USA) araştırma kapsamına alınmıştır.

Bağ mukavemeti ölçümlerinde farklı teknikler; shear bond strength (bağlanma dayanımı/ makaslama kuvvetlerine karşı dayanım), micro tensile bond strength (mikro çekme dayanımı /MTBS) ve three point bending (üç nokta eğme) test yöntemleri kullanılmaktadır. Metal-seramik ve zirkonya ile güçlendirilmiş seramik sistemlerde bağ mukavemeti incelemelerinde üç nokta eğme (bending) testi uygulanabilirken, tam seramik restorasyon sistemlerinde yapının kırılabilirliği nedeniyle bu yöntem tercih edilmemektedir. Çalışmamızda; klinik uygulamada ortaya çıkan kuvvetleri, MTBS test yöntemine göre daha iyi taklit edebilmesi, MTBS testini kullanırken tork kuvvetleri oluşturmanın kolay olması nedeniyle bağ dayanımı değerlerinin düşmesi, kolay uygulama ve tekrarlanabilir özelliği nedeni ile shear bond strength test yöntemi kullanıldı (39, 23, 24, 25, 117).

Bazı çalışmalar bağlantı ara yüzelerinde görülen stres dağılımının üniform olmadığını göstermiştir. Bu testlerde stres dağılımına bağlı kırıklar ya ara yüzeydeki mikroçatlaklardan ya da kullanılan adezivin içindeki stres birikim alanlarından başlamaktadır. Başarısızlık noktalarının dikkatlice incelenmesi ve doğru şekilde yorumlanması gerekmektedir (15).

Deney gruplarına ait ASTM C-633 standartlarına göre yapılan bağlanma dayanımı değerleri incelendiğinde; beş deney grubu içerisinde; $27.10 \pm 4.36\text{MPa}$ bağlanma dayanımı değeri ile Noritake CZR (tabakalama tekniği ile uygulanan feldspatik düşük ısı porseleni) en yüksek bağlanma dayanımına sahip iken; $17.06 \pm 5.03\text{MPa}$ bağlanma dayanımı ile Noritake CZR Press (presleme tekniği ile uygulanan

cam seramik üst yapı porseleni) en düşük bağlanma dayanımı değerini göstermiştir. Deney grupları içerisinde Noritake CZR'den sonra sırasıyla; IPS e.max ZirPress ($24.58 \pm 11.50\text{MPa}$), Lava Ceram ($22.28 \pm 6.08\text{MPa}$), IPS e.max Ceram ($18.06 \pm 3.49\text{MPa}$) örneklerinden azalan yönde bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiştir.

Al-Dohanve ark. (5), farklı seramik çekirdek materyalleri üzerine uygulanan, farklı üst yapı porselenlerinin, çekirdeğe bağlanma dayanımlarını inceledikleri çalışmalarında; IPS Empress 2 ile Eris (IE), Procera AllCeram ile AllCeram (PA), Procera AllZircon ile CZR (PZ) ve DC-Zircon ile Vita D (DC) deney gruplarını metal-seramik kontrol grubu ile karşılaştırmalı olarak incelemişler ve IPS Empress 2 ile Eris ($30.86 \pm 6.47\text{MPa}$), Procera AllCeram ile AllCeram ($22.40 \pm 2.40\text{MPa}$), DC-Zircon ile Vita D ($27.90 \pm 4.79\text{MPa}$), Procera AllZircon ile CZR ($28.03 \pm 5.03\text{MPa}$) değerlerini elde etmişlerdir. Bu araştırmada ise; IPS e.max ZirCAD seramik çekirdeği üzerine tabakalama tekniği ile uyguladığımız CZR üst yapı seramiği ile benzer bir bağlanma dayanımı değeri ($27.10 \pm 4.36\text{MPa}$) elde edilmiştir.

Blatz ve ark. (14), zirkonya alt yapı (LavaCore) üzerine üç farklı üst yapı seramiği uygulamış LavaCeram / LavaCore (LAV), Carebien ZR / LavaCore (CER), GC Initial / LavaCore (GCI) ve deney gruplarını iki alt gruba ayırmışlardır. Birinci grup sadece tuzlu suda bekletilmiş, ikinci grup ise tuzlu suda bekletildikten sonra 10.000 defa ısı çevirime tabi tutulmuştur. Instron cihazında 1mm/dak. hızla yapılan bağlanma dayanımı testi sonuçları değerlendirildiğinde; tam seramik gruplarının metal-seramik kontrol grubundan anlamlı derecede daha güçlü bağlantı gösterdikleri gözlenmiştir. Değerler: CER $18.1 \pm 0.6\text{MPa}$; CER-TC $20.3 \pm 0.7\text{MPa}$; GCI $16.7 \pm 0.7\text{MPa}$; GCI-TC $17.5 \pm 0.6\text{MPa}$; LAV $14.3 \pm 0.6\text{MPa}$; LAV-TC $14.8 \pm 0.6\text{MPa}$ 'dır. Bu araştırmada; IPS e.max ZirCAD zirkonya alt yapı üzerine uyguladığımız CZR üst yapı seramiği ile $27.10 \pm 4.36\text{MPa}$ ve Lava Ceram üst yapı seramiği ile $22.28 \pm 6.08\text{MPa}$ bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiştir. Elde edilen değerlerin daha yüksek olmasının IPS e.max ZirCAD ile Lava Core zirkonya alt yapılarının farklılığından kaynaklandığı düşünülmektedir. Blatz ve ark.'nın çalışmasında, ısı çevirim uygulamasının bir tek grubun (Carebien ZR / LavaCore) bağlanma dayanımını arttırdığını, diğer gruplar üzerinde etkili olmadığını bildirmişlerdir. Bu araştırmada ise deney örneklerine ısı çevirim uygulanmamasına karşın daha yüksek değerlerin elde

edilmesi; ısıl çevirim işleminin bağlanma dayanımı üzerine olumlu bir etkisi olmadığını düşündürmektedir.

Giardano ve ark. (31), yaptıkları çalışmada, Lava Frame (3M-Espe) ve YZ Ceram (Vita Zahnfabrik) zirkonya alt yapılar üzerine; VM9 (Vita Zahnfabrik), Lava Ceram (3M Espe) ve Carebien ZR (Noritake) olmak üzere uyguladıkları üç farklı üst yapı porseleninin bağlanma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Lava Frame üzerine yapılan VM9 porselen uygulamasında; bond ve dentin wash pişimleri bağ dayanımlarını anlamlı derecede arttırırken; YZ (Vita Zahnfabrik) üzerine yapılan VM9 uygulamasında ise bond uygulamasının bağlantı değerleri üzerinde bir etkisi olmadığı belirlenmiştir. Dentin wash tabakasının ise VM9 porseleninin, Lava ve YZ üzerine uygulanmasında bağlanma dayanımlarını anlamlı derecede arttırırken, aynı zamanda Lava Ceram ve Carebien ZR gruplarından da anlamlı derecede yüksek değerlere sahip olduklarını bildirmişlerdir. Lava Frame / Lava Ceram ($19.2 \pm 5.1\text{MPa}$), Lava Frame / Carebien ZR ($16.4 \pm 9.2\text{MPa}$) değerlerinin; çalışmamızdaki IPS e.max ZirCAD / Cerabien ZR ($27.10 \pm 4.3\text{MPa}$), IPS e.max ZirCAD / Lava Ceram ($22.28 \pm 6.08\text{MPa}$) değerlerinden anlamlı derecede düşük olmasının zirkonya alt yapı farklılığından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Nishimura ve ark. (80), Cercon Smart Ceramics (Degudent) zirkonya deney örnekleri üzerine; Cercon Ceram S (Degudent) ve Cerabien ZR (Noritake) üst yapı seramiklerini uyguladıkları çalışmalarında; her bir deney grubundaki örnekleri kendi içlerinde iki alt gruba ayırmışlardır. Birinci gruptaki örneklerde, zirkonya alt yapının yüzeyi 600 grit SiC ile cilalanıp ve $100\mu\text{m Al}_2\text{O}_3$ ile kumlanırken; ikinci gruptaki örneklerde herhangi bir yüzey işlemi yapılmamıştır. Deney gruplarının üç nokta eğilme testi bağlanma dayanımları ile elde edilen değerleri: 1. Grup: Cercon Ceram S ($40.1 \pm 8.7\text{MPa}$), Cerabien ZR ($27.5 \pm 3.4\text{MPa}$); 2. Grup: Cercon Ceram S ($45.2 \pm 8.7\text{MPa}$), Cerabien ZR ($30.6 \pm 3.6\text{MPa}$). Cercon Smart Ceramics (Degudent) zirkon alt yapının, yine aynı firmanın ürünü olan Cercon Ceram S (Degudent) üst yapı seramiği ile gösterdiği bağlantı, Cerabien ZR (Noritake) ile gösterdiği bağlantı değerinden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Aynı üretici firmanın ürünleri arasında daha kuvvetli bir bağlantı olabileceği düşünülürken, bu araştırmada IPS e.max ZirCAD ile tabakalama tekniği ile uygulanan IPS e.max Ceram ($18.06 \pm 3.49\text{MPa}$) arasındaki bağlanma dayanımı diğer deney gruplarından anlamlı derecede düşük

çıkıştır. Yine aynı çalışmada yüzey cila işlemi yapılmayan örneklerden Cerabien ZR ($27.5 \pm 3.4\text{MPa}$) bu araştırmadaki Cerabien ZR ($27.10 \pm 4.36\text{MPa}$) ile benzer sonuçlar göstermiştir.

Fahmi ve ark. (28), farklı yüzey uygulamalarının üst yapı porseleninin zirkonya alt yapıya bağlanma dayanımlarını değerlendirildikleri çalışmalarında; Vita zirkonya bloklardan (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) hazırlanan örnekler üç gruba ayrılmıştır: 1.grup: Yüzey uygulaması yapılmamış. 2.grup: 120 grenli elmas disk (Struers) ile 0.0034 kg/mm^2 kuvvet ile yüzey aşındırılmış. 3.grup: Aşındırma işleminden sonra 1000°C 'de 15 dak. ısı uygulanmış. Her üç gruba üst yapı porseleni olarak Vita VM9, üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygulanmıştır. Örneklerin Instron test cihazında 0.5mm/dak. hızla yapılan bağlanma dayanımı ölçümleri (1. grup: $54.59\text{MPa} \pm 22.50$, 2. grup: $76.38\text{MPa} \pm 26.35$, 3. grup: $97.69\text{MPa} \pm 27.57$), yüzey işlemleri ve ısı uygulamalarının bağlanma dayanımını anlamlı ölçüde artırdığını göstermişlerdir. Bu değerlerin araştırmadaki bulgulardan anlamlı derecede yüksek olması, üretici firma farklılıklarından kaynaklanabileceği gibi, kuvvet uygulama ucunun yarım yuvarlak şekilde olmasından ve kuvvet hızının 0.5mm/dak olmasından da kaynaklanabilmektedir.

En yüksek ve düşük mukavemeti veren örneklerin tarama elektron mikroskop (SEM) ile gerçekleştirilen yüzey incelemelerinde; kopma yüzey morfolojilerinin, birbirlerinden büyük ölçüde farklılık gösterdiği anlaşılmaktadır. Nitekim $27.10 \pm 4.36\text{MPa}$ bağlanma dayanımı gösteren Noritake CZR örneğinde; kopma yüzeyinde kopmanın üst yapı porseleninde koheziv şekilde gerçekleştiği, en düşük mukavemetin elde edildiği Noritake CZR Press örneğinde ise sıyrılmamanın bağlanma yüzeyinde adeziv olarak gerçekleştiği açık şekilde görülmektedir.

En yüksek bağ mukavemeti değerinin elde edildiği Noritake CZR mikroyapısı; feldspatik porselenin pişirme sonrası karakteristik yüzey görüntüsüne sahip olup, denfikasyonun hemen hemen tam olduğu, porozitesiz bir yapı sergilemektedir. En düşük bağlanma dayanımı değerine sahip Noritake CZR Press örneğinin mikroyapısı, feldspatik porselen ile karşılaştırıldığında aşırı derecede poröziteli ve mikro çatlaklar içeren bir görüntü sergilemektedir. Söz konusu mikroyapı yapılaşma ara yüzeyinde zirkonya alt yapı malzemesi ile tam bir bağlanma sağlayamadığı için kuvvet uygulandığı durumda tabakalama tekniği ile uygulanan Noritake Carebien ZR porselen

numuneye oranla çok daha düşük bir gerilme değerinde alt yapı ara yüzünden kopma göstermiştir.

Yapılan yüzey incelemeleri sonucunda; üst yapı seramiğinin porözitesiz bir yapıya sahip olmasının bağlanma dayanımını artırdığını düşündürmektedir. Presleme tekniği ile uyguladığımız seramik ingotların homojen bir yapıya sahip olmaları daha kuvvetli bir bağ sağlamaktadır. Bu çalışmada da en yüksek ikinci bağlanma dayanım değerini IPS e.max Zirpress ($24.58 \pm 11.50\text{MPa}$) vermektedir. Ancak, değerlendirmeye alınan presleme tekniği ile uygulanan ikinci seramik malzeme Noritake CZRPress ($17.06 \pm 5.03\text{MPa}$) en düşük bağlanma dayanımını göstermiştir. SEM değerlendirmelerinde malzeminin yapısının seramik ingotlarda beklediğimiz şekilde homojen olmadığını, bunun da üretim hatasından kaynaklanmış olabileceğini düşünmekteyiz.

Al-Dohan ve ark., yapmış oldukları çalışmada deney örneklerinin mikroskopik incelemesinde ise üst yapının tamamen ayrılması ya da bağlantı bölgesinde adeziv bir başarısızlık gözlenmemiştir. Başarısızlık, esas olarak ara yüze yakın bir noktada, çekirdek materyali üzerinde bir parçası kalacak şekilde, üst yapı porseleninde gerçekleşmiştir. Bu çalışmada test edilen seramik çekirdekleri ile üst yapı porselen materyallerinin bağ mukavemetlerinin, metal-seramik sistemler ile benzerlik göstermesi; klinik davranışlarının da benzer olabileceğini göstermektedir. Bu amaçla sistemler hakkında yapılan araştırmaların yapılacak klinik çalışmalar ile desteklenmesi gerektiği öngörülmektedir (5).

Araştırmanın sonucunda; Presleme tekniği ile uygulanan, IPS e.max Zirpress ve Noritake CZR Press uygulanan deney örnekleri arasında yapılan karşılaştırmada, IPS e.max Zirpress, istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bir farkla yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir.

Tabakalama tekniği uygulanan deney grupları arsında da anlamlı farklılıklar bulunmuştur. En yüksek değeri gösteren Noritake CZR ile en düşük değeri gösteren IPS e.mx Ceram arasında istatistiksel açıdan ileri derecede anlamlı bir fark görülürken; Noritake CZR ile Lava Ceram arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır.

Presleme ve tabakalama tekniği uygulanan deney gruplarının en yüksek ve en düşük değerleri kendi aralarında karşılaştırıldığında ise aralarındaki fark istatistiksel

açıdan anlamlı bulunmamıştır. Grupların kendi içlerindeki değer dağılımları bezerlik göstermektedir.

Kırık yüzeyleri incelendiğinde ise kullanılan seramik malzemenin mikroyapısının bağlanma dayanımı üzeride önemli etkisi olduğu belirlenmiştir.

Sonuç olarak, yeni bir yöntem olan zirkonya üzerine presleme tekniğinin, tabakalama tekniğine benzer sonuçlar verdiği, ancak her iki teknikle ilgili olarak in vitro çalışmaların, klinik çalışmalar ile desteklenmesi gerektiği görülmektedir.

6. KAYNAKLAR

1. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent. Mater.* 2005;21:984-991.
2. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent. Mater.* 2006;22:857-863.
3. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Core veneer bond strength of all-ceramic restorations. IADR/ AADR/ CADR 83rd General Session March 2005.
4. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of double veneered zirconia restorations. IADR September 2006.
5. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent* 2004;91:349-55.
6. Al-Shehri SA, Mohammed H, Wilson CA. Influence of lamination on the flexure strength of dental castable glass ceramic. *J Prosthet Dent.* 1996;76:23-8.
7. Alvaro DB, Mecholsky Jr. JJ, Anusavice KJ. Fracture behavior of lithia disilicate and leucite based ceramics. *Dent Mater* 2004;20:956-962.
8. Anusavice KJ. *Science of Dental Materials*, Philadelphia, 1991.
9. Anusavice KJ. *Philips' Science of Dental Materials*. 10th ed. WB. Saunders Company, Philadelphia, 1996.
10. Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. *J. Am. Dent. Assoc.* 1993;124:72-84.
11. Anusavice KJ. Shen C, Lee R.B. Strengthening of feldspathic porcelain by ion exchange and tempering. *J. Dent. Res.* 1992;71:1134-1138.
12. Apholt W, Bindl A, Lüthy H, Mörmann W.H. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed In-Ceram-Alumina and In-Ceram-Zirconia bars. *Dent. Mat.* 2001;17:260-7.

13. Berit IA. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002;18:590-595.
14. Blatz MB, Chapman L, Chiche G, Mercante D. Shear bond strength of veneering ceramics to zirconium-oxide ceramic. ADEA/AADR/CADR Meeting March 2006.
15. Cattel MJ, Palumbo RP, Knowles JC, Clarke RL, Samarawickrama DYD. The effect of veneering and heat treatment on the flexural strength of Empress2 ceramics. *Journal of Dentistry* 2002;30:161-169.
16. Champell S. Pelletier LB. Pober RL. Giardano RA. Dimensional and formation analysis of a restorative ceramic and how it works. *J. Prosthet. Dent.* 1995;74:332-340.
17. Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol % yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials* 2004;25:5539-5545.
18. Chiche G. Pinault A. Esthetics of anterior fixed prosthodontics. Quintessence Publishing Co. Inc., Chicago.
19. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Pielle CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide partially-stabilized zirconia. *J. Biomed. Mater. Res.* 1989;23:45-61.
20. Craig RG. O'Brien WJ. Powers JM. *Dental Materials* 6. ed. Mosby, Newyork, 1996.
21. Craig RG. O'Brien WJ. Powers JM. *Dental Materials-Properties and Manipulation*, Third edition, The C.V. Mosby Company ST. Louis, Toronto, London. 1983.
22. Dure F. Blouin JL. Duret B. CAD/CAM in dentistry. *JADA* 1988;117:115-120.
23. DüNDAR M, Özcan M, Çömlekoğlu E, Güngör MA. Bond strengths of veneering ceramics to reinforced ceramic core materials. *Int J Prosthodont* 2005;18:71-72.
24. DüNDAR M, Özcan M, Gökçe B, Leite FPP, Goia TS, Valandro LF. Microtensile bond strengths of bilayered ceramics. *IADR* September 2005.

25. Dündar M, Özcan M, Gökçe B, Leite FPP, Valandro LF. Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dent Mater* 2007; 23: 630-636.
26. Efeoğlu A. *Diş Hekimliği Tarihi*, Alemdar Ofset, İstanbul, 1992.
27. Esquivel JF, Chai J, Sansano S, Sonberg D. Resistance to staining, flexural strength and chemical solubility of core porcelains for all ceramics crowns. *Int J Prosthodont* 2001;14(3):284-288.
28. Fahmi M, Pober R, Giardano R. Effect of surface treatment on porcelain bond strength to zirconia. *IADR/ AADR/ CADR 85th General Session*, March 2007.
29. Fisher J, Schmid M, Kappert HF, Strub JR. Gefüßgeausbildung der dentalkeramischen Kernmasse In-Ceram und thermische Dehnung ihrer Einzelkomponenten. *Dtsch. Zahnartz*, 1991; 46: 461-463.
30. Giardano RA. Dental ceramic restorative systems. *Compendium* 1996; 17: 779-794.
31. Giardano R, Sabrosa C, Pober R, Delucas R. Bond strength of porcelain to zirconia. *IADR/ AADR/ CADR 83rd General Session* March 2005.
32. Giuseppe I, Pallav, Jef M, Feilzer AJ, van der Zel JM. The influence of veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural of a heat-pressed ceramic. *J Prothet Dent* 2003;90:465-73.
33. Goracci C, Fernanda TS, Monticelli F, Cardoso PEC, Ferrari M. Influence of substrate, shape and thickness on microtensile specimens' structural integrity and their measured bond strengths. *Dent Mater* 2004;20:643-654.
34. Grigoriadou M. Fracture resistance of three-unit posterior zirconium dioxide fixed partial dentures. An in vitro study. *Doktora tezi*. Der Albert-Ludwigs-Universität Freiburg i. Br. 2006.
35. Guazzato M, Kaarel P, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/ zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials* 2004;25:5045-5052.
36. Guazzato M, Kaarel P, Sara G, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/ core ceramics. *Int. J. Prosthodont*. 2004;17:142-9.

37. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent.* 2005;33:9-18.
38. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater* 2004;20:956-962.
39. Hara AT, Pimenta LAF, Rodrigues Jr. AL. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater* 2001;17:165-169.
40. Hegenbarth EA. Estetik ve zirkonyumdiyoksit çelişki mi? *Quintessence Türkçe* 2007; 1:53-66.
41. Heymann HO, Bayne SO, Sturdevant JR, Wilder AD, Roberson TM. The clinical performance of CAD/CAM generated ceramic inlays. *JADA* 1996;127:1171-81.
42. Hüls A. Volkeramischer Zahnersatz aus In-Ceram 6 Jahre klinische Praxis. Göttingen 1995.
43. Isaacson G, Isaacson D. *Ceramometal Fixed Partial Dentures*, Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago, Berlin, Rio de Janeiro, Tokyo, 1981.
44. Ivoclar ürün kataloğu: IPS e.max ZirCAD.
45. Ivoclar ürün kataloğu: IPS e.max Ceram.
46. Ivoclar ürün kataloğu: IPS e.max ZirPress.
47. Ivoclar dökümanı. IPS Empress II research and scientific service. 1998.
48. Jones DW. Development of dental ceramics: A historical perspective. *Dent. Clin. North. Am.* 1985; 29: 621-643.
49. Jones DW. The strength and strengthening mechanism of dental ceramics. *Dental Ceramics. Proceedings of the first international symposium on ceramics.* Chicago, Quintessence, 1983; 83-141.
50. Jonston JF, Phillips RW, Dykema RW. *Modern Practice in Crown and Bridge Prosthodontics*, Fourth Edition, WB Saunders Company, Philadelphia, London, Toronto, Mexico City, Rio de Janeiro, Sydney, Tokyo, Hong Kong, 1986.
51. Kappert HF, Knöde H, Schultheis R. Festigkeitsverhalten der In-Ceram Keramik bei mechanischer und thermischer Wechsellast im *Kunstspecial* 46. Jahrgang, 1991:2.

52. Kawai K. Hayashi M. Torii M. Tsuchitani Y. Marginal adaptability and fit of ceramic milled inlays. JADA 1995;126:1414-1419 Kelly JR. Nishimura I. Campell S. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. J. Prosthet. Dent. 1996; 75: 18-32.
53. Kelly JR, Nishimura I, Campell S. Ceramic in dentistry: Historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent 1996;75:18-32.
54. Kelly JR. Tesk JA. Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. J.Dent. 1995; 74:1253-8.
55. Koçak A. Cercon zirconia sistemi ile yapılan posterior sabit protezlerin uzun dönem klinik başarılarının incelenmesi. Doktora Tezi 2006.
56. Kostantinos P, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller WA. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. J Prosthet Dent 2004;91:561-9.
57. Lehner CR. Studer S. Scharer P. Full porcelain crowns made by IPS Empress: First clinical results. J. Dent. Res. 1992; 71:658.
58. Leinfelder KL. Isenberg HP. Essig EE. A new method for generating ceramic restorations: CAD/CAM system. JADA 1989;118:703-7.
59. Luthart RG, Holzhüter SM, Rudolph H, Herold V. CAD/CAM –machining effects on Y-TZP zirconia. Dent. Mater. 2004;20:655-662.
60. McCabe JF. Anderson's Applied Dental Materials. Blackwell Scientific Publication, Sixth Edition, Oxford, London, Edinburg, Boston, Palo Alto, Melbourne 1985.
61. Mac Culloh WT. Advances in dental ceramics. Brit. Dent. J. 1968; 16: 361-365
62. Mackert Jr. CM. Evans AL. Effect of cooling rate in leucite volume fraction in dental porcelain J. Dent. Res. 1991;70:137-9.
63. Mackert Jr. CM. Rueggeberg FA. Lockwood PE. Evans AL. ThompsonWO. Isothermal anneal effect on microcrack density around leucite particles in dental porcelain. J. Dent. Res. 1994;73:1221-7.
64. Mackert Jr. CM. Russel JR. Leucite crystallization during processing of a heat-pressed dental ceramic. Int. J. Prosthodont. 1996; 9: 261-5.

65. May BK. Russel MM. Razzoog EM. Lang RB. Precision of fit: The Procera all-ceram crown. *J. Prosthet. Dent.* 1998;80(4):394-403.
66. McLaren EA. Sorensen JA. Fabrication of conservative ceramic restorations using copy-milling technology. *Quintessence Dent. Tech.* 1994;17:19-25.
67. McLaren EA. Sorensen JA. High strength alumina crowns and fixed partial dentures generated by copy-milling technology. *Quintessence Dent. Tech.* 1995;18:31-38.
68. McLean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics. Volume I.* Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago, Berlin, Berlin, Rio de Jenerio, Tokyo, 1979.
69. McLean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics. Volume II.* Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago, Berlin, Berlin, Rio de Jenerio, Tokyo, 1979.
70. McLean JW. *Dental Ceramics. Proceeding of the First International Symposium on Ceramics,* Chicago, Quintessence 1983;13-40.
71. McLean JW. *The Strengthening of Dental Porcelain. The Science of Dental Ceramics,* Chicago, Quintessence 1979;55-63.
72. McLean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics. The nature of dental ceramics and their clinical use.* Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago, Berlin, Berlin, Rio de Jenerio, Tokyo, 1979.
73. McLean JW. Jeansonne EE. Chiche G. Pinault A. *Esthetics of anterior fixed prosthodontics: All-ceramic crowns and foil crowns.* Quintessence Publishing Co. Inc, Chicago, 1992.
74. McLean JW. Odont D. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J. Prosthet. Dent.* 2001;85: 61-65.
75. McLean JW. Sceed I.R. The bonded alumina crown. The bonding of platinum to aluminus dental porcelain using tin oxide coatings. *Aus. Dent. J.* 1976; 21:119-127.
76. Mikrona Technologie AG. *Geshliffine, keramische restaurationen-eine schöne alternative.* Produktinformation.
77. Müller WD, Paul T, Schöpf C, König ZA. *Uluslararası İleri CAD/CAM ailesi.* Quintessence Türkçe 2006;4:35-39.

78. Naylor WP. Introduction to Metal-Ceramic Technology, Quintessence Co. Inc. Chicago, London, Berlin, Tokyo, Honkong, 1992.
79. Nayır E. Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi. Yedinci baskı (John McCabe), İstanbul 1999.
80. Nishimura M, Miura H, Suzuki M, Morikawa O, Yoshida K, Matsumura M. Bond strength of porcelain to yttria-stabilized tetragonal zirconia framework. IADR/ AADR/ CADR 82nd General Session March 2004.
81. Noort R. Introduction to Dental Materials. Mosby Co. Newyork, 2002.
82. Noritake ürün kataloğu: Carebien ZR ve CZR Press.
83. O'Brien WJ. Dental Materials Properties and Selection. 3rd edition. Quintessence Publishing Co, Illinois, Chicago, London, Berlin, Tokyo, Hon Kong, 2002.
84. O'Brien WJ. Magnesia ceramic jacket crowns. D.C. North AM. 1985;29:719-24.
85. O'Brien WJ. Broenke KM. Wagner WC. Properties of hot pressed lithium disilicate glass ceramic. J. Dent. Res. 2000;79:179-184.
86. Odman P. Andersson B. Procera all-ceram crowns followed for 5 to 10 years: A prospective clinical study. Int. J. Prosthodont. 2001;15:122-8.
87. Ottl P. Piwoaeczyk A. Laueur C. The Procera AllCeram System. Int.J. Periodont. Rest. Dent. 2000;20:151-61.
88. Otto T. DeNisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: A 10 year prospective clinical study of Cerec CAD-CAM inlays and onlays. Int. J. Prosthodont. 2002;15:122-128.
89. Philips RW. Skinner's science of dental materials. Eight edition. W.B. Saunders Co. Philadelphia, 1982.
90. Piconi C, Maccauro G. Rewiev Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials 1999;20:1-25.
91. Piddock V. Brough Q. Effect of an ion-exchange paste on the stregth and chemistry of some dental porcelains. Quint. Dent. Tech. 1993;79-83.

92. Piwowraczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A Clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava all-ceramic system. *J Prosthodont* 2005;14:39-45.
93. Potitek N, Gerard C, Finger M. In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2004;92:491-5.
94. Powers JM, Sakaguchi RL. *Craig's Restorative Dental Materials Twelfth Edition*. Mosby St. Louis 2006.
95. Qualtrough AJE, Piddock V. Ceramics update. *J. Dent* 1997;25:91-95.
96. Richerson DW. *Modern ceramic engineering: properties, processing and use in design*. New York . Marcell Dekker 1992;756-62.
97. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all ceramic restorations. *JADA* 1997;128:297-307.
98. Rossenstiel SF, Fujimoto J. *Contemporary fixed prosthodontics*. The CV. Mosby Company, ST. Louis, Toronto, London, 1988.
99. Russell M, Andersson M, Dahlmo K, Razzog ME, Lang BR. A new computer assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures. *Quintessence Int.* 1995;126:757-63.
100. Schmideder J. *Color atlas of dental medicine: Aesthetic dentistry*. Thieme, Stuttgart, 2000.
101. Seghi RR, Denry IL, Rosentel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J. Prosthet. Dent.* 1995;74:145-150.
102. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int. J. Prosthodont.* 1995;8:239-246.
103. Seghi RR, Rosentel SF, Bauer P. Abrasion of human enamel by different dental ceramics. *J. Dent. Res.* 1991;70:221-225.
104. Sevük Ç, Gür H, Topalan İ, Güven Ş. Estetik inley-onley çalışmalarında farklı bir yöntem: Celay sistemi. *Diş Hek. Klinik* 1997;10:169-175.
105. Sieber C. In the light of nature. *Quint. Dent. Tech.* 1993;60-68.

106. Shillinburg HT. Hobo S. Whitsett L.D. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. Quintessence Publishing Co. Inc., Chicago, Berlin, Rio de Janeiro, Tokyo, 1981.
107. Shillinburg HT. Hobo S. Whitsett LD. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. Third edition Quintessence Publishing Co. Inc., Chicago, 1997.
108. Sorensen JA. Knode H. Torres TJ. In-Ceram all ceramic bridge technology., Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago, 1992.
109. Starling LB. Transfer Molded "All Ceramic Crowns: The Cerestore System". Ceramic Engineering Proceedings. 1985; 6: 41-56 .
110. Steven OH. A review of the strength properties of dental ceramics. J. Prosthet. Dent. 1992;6:859-865.
111. Swart RS. Summit JB. Robins JW. Fundamentals of Operative Dentistry. Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago 1994.
112. Sulaiman F. Chai J. Jameson LM. WT. Marginal integrity of In-Ceram, IPS Empress and Procera crowns. Int. J. Prosthodont. 1997;10(5):478-484.
113. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. Dent. Mater. 2005;21:476-482.
114. Sundh A, Sjögren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. Journal of Oral Rehabilitation 2004;31:682-688.
115. Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. 2006;22:778-784.
116. Taskonak B, Mecholsky Jr. JJ, Anusavice KJ. Residual stresses in bilayer dental ceramics. Biomaterials 2005;26:3235-3241. Thompson GA. Influence of relative layer height and testing method on the failure mode and origin in a bilayered dental ceramics composite. Dent Mater 2000; 16:235-243.
117. Thompson GA. Influence of relative layer height and testing method on the failure mode and origin in a bilayered dental ceramics composite. Dent Mater 2000;16:235-243

118. Tinschert J, Zvex D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-feldspar, leucite, mica and zirconia-based ceramics. *J. Dent* 2000;28:529-35.
119. Touati B. Miara P. Nathanson D. *Esthetic dentistry and ceramic restorations*. London, Dunitz, 1999.
120. Üçtaşlı S. Wilson HJ. Unterbrink G. Zaimoğlu A. A strength of a heat pressed all-ceramic restorative material. *J. Oral Rehabil.* 1996;23:257-261.
121. Vita Hi-Ceram. Working Instructions. Vita Zahnfabrik, Germany.
122. Vita dökümanı. Hüls A. All ceramic restorations with the In-Ceram system: 6 years of clinical experience, a short manual by Hüls. 1995.
123. Vita dökümanı: Claus H. Vita In-Ceram , a new system for producing aluminium oxide crown and bridge substructures 1990;35-45.
124. Vita dökümanı, Levy H. Working with the In-ceram porcelain systems. *Protheses Dentaire*, 1990;44-45.
125. Vita dökümanı. An illustrated description of physical properties and clinical procedures.
126. Völkl L. Cercon: The All-Ceramic CAM System by Degussa Dental. *Quintessence* 2001;52:811-814.
127. Wall GJ. Cipra DL. Alternative crown systems. *Dent.Clin. North. Am.* 1992; 36: 765-779.
128. Wassel R. Walls A. Steele J. Crowns and extra-coronal restorations: Materials selection. *Brit. Dent. J.* 2002;192(4):1-16.
129. Werner H. Mörmann Bindl A. The Cerec 3-A quantum leap for computer aided restorations: Initial clinical results. *Quint. Int.* 2000;31(10):699-712.
130. White SN, Miklus VG, McLaren, Lang LA, Caputo AA. Flexural strength of a zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent* 2005;94:125-31.
131. Wohlwend A. Scharer P. The Empress Technique. *Quint. Der Zahntechnik* 1990; 16:966-978.
132. Yamamoto M. *Metal-Ceramics, Principles and Methods of Makoto Yamamoto*, Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago, Berlin, Rio de Janeiro, Tokyo, 1985.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

| | | | |
|-----------------|--------------------|------------------|-------------|
| Adı | Semanur | Soyadı | Tanrıkulu |
| Doğ.Yeri | İstanbul | Doğ.Tar. | 25/01/1972 |
| Uyruğu | T.C . | TC Kim No | 36484681886 |
| Email | semtan@hotmail.com | Tel | 05323764180 |

Eğitim Düzeyi

| | Mezun Olduğu Kurumun Adı | Mez. Yılı |
|-----------------|------------------------------|-----------|
| Doktora | İ.Ü. Dış Hekimliği Fakültesi | 2007 |
| Yük.Lis. | İ.Ü. Dış Hekimliği Fakültesi | 1994 |
| Lisans | | |
| Lise | Fenerbahçe Lisesi | 1989 |

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

| | Görevi | Kurum | Süre (Yıl - Yıl) |
|----|--------|-------|------------------|
| 1. | | | - |
| 2. | | | - |
| 3. | | | - |

| Yabancı Dilleri | Okuduğunu Anlama* | Konuşma* | Yazma* | KPDS/ÜD S Puanı | (Diğer) Puanı |
|-----------------|-------------------|----------|--------|-----------------|---------------|
| İngilizce | Orta | Orta | Orta | | |
| | | | | | |

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

| | Sayısal | Eşit Ağırlık | Sözel |
|----------------------|---------|--------------|-------|
| LES Puanı | | | |
| (Diğer) Puanı | | | |

Bilgisayar Bilgisi

| Program | Kullanma becerisi |
|-----------------|-------------------|
| Microsoft Word | iyi |
| Microsoft Excel | orta |
| | |