

TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ZİRKONYA VE POLİ-ETER-KETON-KETON ALT YAPILI  
FARKLI SERAMİK SİSTEMLERİNİN KIRILMA  
DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

ÖZGE SEÇKİN

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI  
Dr.Öğr.Üyesi Ceyda AKIN

KONYA 2019

TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ZİRKONYA VE POLİ-ETER-ETER-KETON ALT YAPILI  
FARKLI SERAMİK SİSTEMLERİNİN KIRILMA  
DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

ÖZGE SEÇKİN

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI  
Dr. Öğr.Üyesi Ceyda AKIN

KONYA 2019

## TEZ ONAY SAYFASI

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Öğrencisi Özge SEÇKİN'in "Zirkonya ve Poli-Eter-Keton-Keton Alt Yapılı Farklı Seramik Sistemlerinin Kırılma Dayanımlarının Karşılaştırılması" başlıklı tezi tarafımızdan incelenmiş; amaç, kapsam ve kalite yönünden Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Konya / 10 Nisan 2019

Tez Danışmanı

Dr. Öğr. Üyesi Ceyda AKIN

N.E.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Üyesi

Prof. Dr. Özgür İNAN

Selçuk Üni. Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Üyesi

Prof. Dr. Ali Rıza Tunçdemir

N.E.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi Ceyda AKIN

N.E.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi

Yukarıdaki tez, Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulunun .../.../201. tarih ve ...../..... sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR

Necmettin Erbakan Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

## APPROVAL

We certify that we have read this dissertation entitled “Comparison of PEEK (Poli-Ether-Ether-Keton) and zirconia based different ceramic veneer systems on the fracture resistance” by “Özge SEÇKİN” that in our opinion it is fully adequate, in scope and quality, as dissertation for the degree of Master of Science in the Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, University of Necmettin Erbakan.

Konya / 04 February 2019

Principal Advisor

Assistant Professor Ceyda AKIN

N.E.Ü. Faculty of Dentistry

Examination Committee Member

Prof. Dr. Özgür İNAN

Selçuk Üni. Faculty Of Dentistry

Examination Committee Member

Prof. Dr. Ali Rıza Tunçdemir

N.E.Ü Faculty of Dentistry

Examination Committee Member

Assistant Professor Ceyda AKIN

N.E.Ü. Faculty of Dentistry

This thesis has approved for the University of Necmettin Erbakan Faculty of Dentistry.

Dean

Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR

Necmettin Erbakan University

Faculty of Dentistry

## BEYANAT

Bu tezin tamamının kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakların kaynakça listesinde yer aldığını, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

10 Nisan 2019

Özge SEÇKİN

İmza

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince, sevgisini ve hoşgörüsünü her zaman hissettiğim, bu meslekte bilgi ve beceri kazanmamda büyük katkısı olan, tezimin başından sonuna bilgi, deneyim ve öngörülerini benden hiç esirgemeyen danışmanım **Dr. Öğr.Üyesi Ceyda AKIN'a**

Uzmanlık eğitimim süresince yanında çalışmaktan büyük keyif aldığım, tecrübesi ve bilgisi her zaman önümü aydınlatan, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim görevlisi; **Prof.Dr Ali Rıza TUNÇDEMİR, Dr.Öğr.Üyesi Emine Begüm BÜYÜKERKMEN, Dr Öğr.Üyesi Mehmet Esad GÜVEN'e**

Tezim için büyük emek ve sabır gösteren **Sıddık ÜNAL** ve **Yasin ÜNAL** ile **AS DENTAL LABORATUVAR** çalışanlarına, yine test aşamalarında yardımlarını esirgemeyen **Harun YÜKSEL ve IMICRLY A.Ş.** çalışanlarına,

Uzmanlığa başlamam ve uzmanlık sürecim boyunca hep yanımda olan ve her türlü fedakarlığı gösteren eşim **Arif SEÇKİN'e**, Konya 'da bulunduğum süre boyunca hep yanımda olan ve benden hiçbirşey esirgemeyen ailem **İrfan SEÇKİN ve Gülseren SEÇKİN ve Kübra SEÇKİN'e**

Hayatım boyunca maddi, manevi hep yanımda olarak, bugünlere ulaşmamda en çok pay sahibi olan annem **Ayşe YILMAZ** ve kardeşim **Ali Hakan YILMAZ'a**

Sonsuz teşekkürlerimle.....

## İÇİNDEKİLER

<b>TEZ ONAY SAYFASI</b> .....	<b>İ</b>
<b>APPROVAL</b> .....	<b>İİ</b>
<b>BEYANAT</b> .....	<b>İİİ</b>
<b>TEŞEKKÜR</b> .....	<b>İV</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>V</b>
<b>KISALTMA LİSTESİ</b> .....	<b>Vİİ</b>
<b>TABLO LİSTESİ</b> .....	<b>Vİİİ</b>
<b>ŞEKİL LİSTESİ</b> .....	<b>Vİİİ</b>
<b>ÖZET</b> .....	<b>Vİİİ</b>
<b>1. GİRİŞ VE AMAÇ</b> .....	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>3</b>
<b>2.1. Dental CAD/CAM sistemleri</b> .....	<b>3</b>
2.1.1. Dental CAD/CAM Sistemlerinin Tarihçesi .....	<b>3</b>
2.2. Dental CAD/CAM Sistemlerinin Çalışma Prensipleri.....	<b>3</b>
2.2.1.CAD/CAM Sistemlerinin Üretim Sistemlerine Göre Sınıflandırılması .....	<b>5</b>
2.2.1.1. Laboratuvarda Kullanılan Sistemler .....	<b>5</b>
2.2.1.2. Üretim Merkezli Sistemler .....	<b>7</b>
2.2.1.3. Hasta Başında Gerçekleşen Klinik Üretim .....	<b>8</b>
2.3. Dental CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller .....	<b>10</b>
2.3.1. Feldspatik Seramikler.....	<b>11</b>
2.3.2. Lösit ile Güçlendirilmiş Seramikler .....	<b>12</b>
2.3.3. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler .....	<b>13</b>
2. IPS e.max ZirPress: Floroapatit cam seramik ingotlarından presleme teknîği ile üretilir.....	<b>15</b>
4. IPS e.max ZirCAD: Zirkonyum oksit bloklarından CAD/CAM tekniği ile üretilir. ....	<b>15</b>
2.3.4. Oksit Seramikler.....	<b>16</b>
2.3.4.1. Cam infiltre oksit seramikler.....	<b>16</b>
2.3.4.2. Sinterlenen Oksit Seramikler .....	<b>17</b>
2.3.5. Hibrit Seramikler.....	<b>23</b>
2.3.5.1. Vita Enamic.....	<b>23</b>

2.3.6. Vita Suprinity .....	25
2.3.7. Kompozitler.....	26
2.3.8. Polimerler.....	26
2.3.8.1. PEKK (Poli-eter-keton-keton) .....	27
2.4. Zirkonya Alt Yapıların Veneerlenmesi.....	36
2.4.1. Tabakalama Tekniği (Layering).....	36
2.4.2. Pressleme Tekniği (Press-on/ Over Press).....	37
2.4.3. CAD-on (Sinterleme) Tekniği .....	38
2.4.4. Tam Kontur Zirkonya Tekniği ... <b>Hata! Yer işareti tanımlanmamış.</b>	
2.4.5. Zirkonyanın Veneerlenmesinde Güncel Yaklaşımlar .....	39
<b>2.5. Baskı Dayanım Testi .....</b>	<b>39</b>
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEMLER.....</b>	<b>41</b>
<b>3.1. Örneklerin Hazırlanması .....</b>	<b>44</b>
3.1.1. Dayanakların Hazırlanması.....	44
3.1.2. Örneklerin tasarımı .....	44
3.1.3. Zirkonzahn Alt Yapılı rneklerin Hazırlanması.....	47
3.1.4. PEKK Alt Yapılı rneklerin Hazırlanması.....	47
3.1.5. Vita Enamic st Yapıların Hazırlanması.....	48
3.1.6. IPS e.max CAD rneklerinin Hazırlanması .....	51
3.1.7. Vita Suprinity rneklerin Hazırlanması .....	51
3.2. Örneklerin iğneme Simülatöründe Termomekanik Yaşlandırılması.....	53
3.3. Basma Dayanım Testinin Uygulanması.....	53
3.4. Kırılma Tipi Analizi.....	54
3.5. İstatistiksel Analiz.....	54
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>55</b>
<b>5. TARTIşMA .....</b>	<b>60</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER .....</b>	<b>77</b>
<b>7. KAYNAKÇA.....</b>	<b>78</b>



## KISALTMA LİSTESİ

%	:Yüzde
°C	: Santigrat derece
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	:Aluminyum Oksit
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 2SiO <sub>2</sub> 2H <sub>2</sub> O	:Kaolen
CAD/CAM	:Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
PAEK	:Poli-aril-eter-keton
PEEK	:Poli-eter-eter-keton
PEKK	:Poli-eter-keton-keton
GPa	:Gigapaskal
MPa	:Megapaskal
t→m	: Tetragonal monoklinik faz dönüşümü
Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	:Yttrium-oksit
ZrSiO <sub>4</sub>	:Zirkonyum silikat
ZrO <sub>2</sub>	: Zirkonyum dioksit
ISO	: International Organization for Standardization
SPSS	: Statistical Package for Social Sciences
µm	: Milimetre
mm/dk	: Milimetre/dakika
N	: Newton
p	:Anlamlılık
SiO <sub>2</sub>	:Silika
α	:Alfa
SS	:Standart sapma

## TABLO LİSTESİ

<b>Tablo 1:</b> Çalışmada kullanılan materyaller .....	42
<b>Tablo 2:</b> Çalışmada kullanılan restoratif materyaller ve elastisite modülleri.....	43
<b>Tablo 3:</b> Grupların dağılımı.....	46
<b>Tablo 4:</b> Uygulanan maksimum kuvvet değişkeni ortalamasının kıyaslanması .....	55
<b>Tablo 5:</b> Uygulanan maksimum kuvvet değişkeni ortalamasının ikişerli kıyaslanması .....	56
<b>Tablo 6:</b> Uygulanan maksimum kuvvet sonrası gruplarda görülen kırık tipleri .....	57

## ŞEKİL LİSTESİ

<b>Şekil 1.</b> Polietereterketonun (PEEK) monomer ünitesinin kimyasal yapısı .....	27
<b>Şekil 2.</b> Çalışmada takip edilen deneysel yöntem.....	41
<b>Şekil 3.</b> Örneklerin tasarlanması sırasında oluşturulan dişli model ve dijital görüntüler .....	45
<b>Şekil 4.</b> Üst yapıların bilgisayar yardımı ile taranması.....	46
<b>Şekil 5.</b> Cr-Co dayanaklara yapıştırılmış PEKK alt yapılar .....	48
<b>Şekil 6.</b> Üst yapı için kullanılan Vita Enamic Blok.....	49
<b>Şekil 7.</b> PEKK alt yapılarına uygulanan Pekk bond ve Vita Enamic üst yapılara uygulanan HF asit .....	50
<b>Şekil 8.</b> Zirkon alt yapılı Vita Enamic grubuna ait örnekler.....	50
<b>Şekil 9.</b> PEKK alt yapılı Vita Enamic grubuna ait örnekler .....	50
<b>Şekil 10.</b> Vita Suprinity ingotlar .....	52
<b>Şekil 11.</b> Cr-Co dayanaklara yapıştırılacak olan Vita suprinity örnekler .....	53
<b>Şekil 12.</b> Gruplara göre basma dayanımı ortalamaları grafiği.....	56
<b>Şekil 13.</b> Zr-Enamic grubunda görülen üst yapı kırığı .....	58
<b>Şekil 14.</b> Zr e.max grubunda görülen üst yapı kırığı .....	58
<b>Şekil 15.</b> PEKK e.max grubunda görülen üst yapı kırığı.....	58
<b>Şekil 16.</b> PEKK Enamic alt yapıda içeren total kırık .....	59
<b>Şekil 17.</b> Vita Suprinity total kırık.....	59

## ÖZET

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı CAD/CAM ile tasarlanmış hem monolitik hem de iki tabakalı farklı malzemeler kullanılarak hazırlanan restorasyonların kırılma dayanımlarının karşılaştırılmasıdır.

**Gereç ve Yöntemler:** Çekilmiş ve prepare edilmiş bir premolar diştten altmış adet Cr-Co metal die çoğaltıldı ve farklı CAD/CAM materyalleri ile restore edildi. Örnekler, kullanılan CAD / CAM malzeme türüne göre beş gruba (n = 12) ayrılmıştır: Grup S, monolitik zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat; Grup ZI, iki tabakalı zirkonya alt yapılı lityum disilicate; Grup ZE, iki tabakalı zirkonya alt yapılı resin-infiltrate hibrid seramik; Grup PI, iki tabakalı poli-eter-keton-keton (PEKK) alt yapılı lityum disilicate; ve Grup PE iki tabakalı PEKK alt yapılı resin-infiltrate hibrid seramik. Tüm örnekler selt-etch resin siman ile (Multilink N), Cr-Co metal die lara simante edildi. Örnekler çiğneme simülatörü ile yaşlandırıldı ve daha sonra kırılma testi yapıldı. Verilerin istatistiksel analizi, kırılma değerleri açısından Kruskal-Wallis ve Mann-Whitney U testleri ( $\alpha=0,05$ ) ile yapılmıştır.

**Sonuç:** Monolitik restorasyon şeklinde hazırlanan Grup S (1930 N) diğer gruplara göre en yüksek kırılma dayanımı göstermiştir ( $p<0,05$ ), grup ZI (1165,41 N) bu grubu takip etmiştir. Diğer gruplar karşılaştırılabilir sonuçlara sahiptir.

**Özet:** Monolitik zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat CAD/CAM seramikler, posterior bölgedeki ortalama okluzal kuvvetleri önemli ölçüde aşan kırılma direnci değerleri göstermişlerdir.

## **ABSTRACT**

**Objectives:** The aim of this study was to compare the fracture strengths of restorations made with different materials and designed as either monolithic or bilayered using computer aided design/computer aided manufacturing (CAD/CAM) systems

**Material and methods:** Sixty Cr-Co based metal dies were duplicated from an extracted and prepared premolar and then restored with different CAD/CAM materials. Specimens were divided into five groups (n=12) according to the type of CAD/CAM material used: Group S, monolithic zirconia-reinforced lithium silicate; Group ZI, bilayered zirconia substructure with lithium disilicate; Group ZE, bilayered zirconia substructure with resin-infiltrated hybrid ceramic; Group PI, bilayered poly-ether-ketone-ketone (PEKK) substructure with lithium disilicate; and Group PE, bilayered poly-ether-ketone-ketone substructure with resin-infiltrated hybrid ceramic. All specimens were cemented on Cr-Co metal dies with a self-etch resin cement (Multilink N). The specimens were subjected to cyclic mechanical loading, and fracture testing was performed. The statistical analyses of the data were made with Kruskal-Wallis and Mann-Whitney U tests ( $\alpha=0,05$ ), in terms of fracture resistance values.

**Result:**The monolithic crowns with Group S (1930 N) showed a higher fracture strength than the other groups ( $p<0.05$ ), followed by group ZI (1165,41 N). The remaining groups had comparable results.

**Conclusion:** Monolithic zirconia-reinforced lithium silicate CAD/CAM ceramics have better fracture resistance considerably exceeding the average occlusal force in the posterior region.

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde teknolojinin gelişmesiyle birlikte diş hekimliği ile ilgili araştırmalarda CAD/CAM teknolojisine olan ilgi her geçen gün artmaktadır. "CAD/CAM", Computer aided design/computer aided manufacturing kelimelerinin baş harflerinin bir araya getirilmesi ile elde edilen bir kısaltmadır, bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim anlamına gelir. Günümüze kadar bu teknoloji iki yönlü olarak ilerlemiştir. Birincisi, prefabrik seramik bloklar kullanılarak restorasyon yapılmasına dayanan uygulamalar, ikincisi ise bu ilerlemeye paralel olarak kullanılan materyallerin ve restorasyon çeşitliliğinin artmasına olanak tanıyan, CAD/CAM teknolojilerine yönelik üretim merkezleri ve dental laboratuvarların kurulmasıdır (Strub ve ark., 2006).

CAD/CAM sistemlerinin geliştirilmesindeki amaç, restorasyonların daha yüksek kalitede ve daha uygun bir maliyetle elde edilmesidir (Tinschert ve ark., 2004).

Mühendislik alanında son yıllardaki yeni gelişmeler, CAD/CAM sistemlerinin başarılı bir şekilde kullanımını sağlamıştır. CAD/CAM sistemleri; teknik hataları en aza indirir ve çok aşamalı indirekt restorasyon üretimindeki çapraz kontaminasyon riskini azaltır. Buna karşılık, CAD/CAM sistemlerinin fazla miktarda hızlı ve iyi kalitede restorasyon üretimi için, yüksek finansal kapasite gerektirmesi bir dezavantaj olarak görülmektedir (Liu, 2005).

CAD/CAM sistemleri laminate veneer, inley, onley, tam kron, bölümlü kron ve köprü sistemleri (Molin ve Sjögren, 2005; Strub ve ark., 2006) hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları (Denissen ve ark., 1999), implant cerrahisinde kullanılan stentlerin tasarlanması ve üretilmesi (Williams ve ark., 2004) gibi geniş bir endikasyon alanını kapsamaktadır. Ayrıca bu sistemler implant destekli protezlerin dayanak yapıları, kron-köprü ve hibrit protez alt yapıları (Kupeyan ve ark., 2006; Marchack, 2007) ve maksillofasiyal protezlerin üretiminde kullanılmaktadır.

Geleneksel restorasyonlar manuel olarak hazırlandığı için, kullanılan materyalin mekanik ve estetik özelliklerinin güvenilirliği etkilenebilmektedir. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan seramik blokları ile daha yüksek ve üniform kalitede restorasyonların elde edilmesi, restorasyon şekillendirme

işleminin standardize edilmesini ve üretim maliyetinin düşürülmesini sağlamıştır (Strub ve ark., 2006). Hastaların estetik ve fonksiyonel beklentilerinin artmasıyla CAD/CAM sistemleri ile birlikte bu sistemlerde kullanılan materyaller de geliştirilmektedir (Giordano, 2006).

Poli-eter-eter-ketone (PEEK) ve poli-eter-keton-keton (PEKK), poli-aril-eter-keton ailesine ait olan yüksek sıcaklık polimerleridir. PEEK keton ve eter fonksiyonel gruplarının birbirlerine bağlanması ile oluşan yarı kristalli (Stawarczyk ve ark., 2015) ve aynı zamanda metalik bileşenlerin yerine geçebilen yüksek performanslı termoplastik polimer olarak bilinir. Elastik modülüsünden dolayı, kortikal kemiğe benzer şekilde, ortopedi ve travmatoloji alanında titanyum gibi geleneksel implant materyalleri için uygulanabilir bir alternatif olarak önemli rol oynamaktadır. Geleneksel olarak geniş bir alloplastik materyal yelpazesinin kullanıldığı diş hekimliği alanında, PEEK uygulaması, konvansiyonel diş hekimliği için gün geçtikçe önem kazanmaktadır (Schwitalla ve ark., 2015). Mükemmel kimyasal, mekanik ve termal özelliklerinden dolayı, yüksek bir güce sahiptir. PEEK CAD/CAM sistemleri ile öğütülme ve millenebilme özelliklerine sahiptir (Stawarczyk ve ark., 2015).

Çalışmamızın amacı, CAD/CAM sistemi ile farklı materyaller kullanılarak üretilen iki tabakalı restorasyonlar ile monolitik restorasyon şeklinde üretilen seramik örneklerin kırılma dayanımını karşılaştırmaktır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Dental CAD/CAM sistemleri

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim anlamına gelen CAD/CAM terimi daha çok makine teknolojisinde kullanılan, üretilen malzemenin 3 boyutlu olarak bilgisayar ekranında tasarlandığı, bilgisayar kontrolü ile çalışan bir sistemdir(Tinschert ve ark., 2004).

CAD/CAM' in ofis uygulamaları son 25 yıl içerisinde sürekli artmıştır. Bugelişmelere bağlı olarak CAD/CAM' ler ile dental restorasyon üretilen malzemenin materyal seçeneği de artmıştır. Böylece diş hekimlerine tüm dental uygulamalar için yüksek kalitede, estetik restorasyon elde etme olanağı sağlanmıştır.

#### 2.1.1. Dental CAD/CAM Sistemlerinin Tarihçesi

Otomotiv ve uçak sanayisinde 1960'lerden beri CAD/CAM sistemleri kullanılmaktadır (Davidowitz ve Kotick, 2011). Diş hekimliğinde bu sistemler kullanılarak dişlerin dijital görünümü ve modelleri elde edilir. Dijital veri yardımıyla protezlerin tasarımı ve üretimi yapılır. Dental CAD/CAM kullanımı 1971' de Fransız diş hekimi Dr.François Duret'in çalışmalarıyla başlamıştır. Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim yani CAD/CAM (computer-aided design-computer-aided-manufacturing), teknolojinin birçok alanında daha önceleri sıklıkla kullanılan bir üretim şekli olmasına karşın, optik okuyucular ile intraoral dokuların bilgisayarla görüntülenebilmesi ABD' den Bruce Altschuler tarafından 1977' de sağlanmıştır. CAD/CAM uygulamalarının restoratif diş hekimliğine girişi ise ancak 1980' ler de başlamış, 1984 'de Fransa' da François Duret, Duret sistemini geliştirmiş ve tek üyeli restorasyonların üretimini gerçekleştirmiştir. Üretim materyali ve uygulanabilirliği ile ilk dental CAD/CAM uygulamasını Cerec sistem ile İsviçre'den Werner Mörmann ile Marco Brandestini 1988'de gerçekleştirmişlerdir (Liu, 2005). Procera sistemini ise, A.B.D' den Dianne Rekow ve İsveç'ten Matts Andersson geliştirmişlerdir(Davidowitz ve Kotick, 2011).

### 2.2. Dental CAD/CAM Sistemlerinin Çalışma Prensipleri

Sistemin temeli; çok hassas bir freze makinesinin, bilgisayar yazılımı ile çalıştırılarak; seramik, kompozit veya metal bloklardan; krunlar, köprüler ve sabit

fonksiyonel bölümü bulunmaktadır(Strub ve ark., 2006). Bunlar verilerin toplanarak kaydedilmesi, geleneksel kurallara uygun olarak seçilen restorasyon tasarımının bilgisayar yardımı ile hazırlanması (CAD) ve restorasyonun üretilmesi (CAM) kısımlarıdır.

CAD/CAM sistemleri 3 aşama içermektedir;

- Preperasyonun intraoral olarak taranması ya da alınan konvansiyonel ölçüden elde edilen modelin taranması yoluyla, dental geometri dijital veriye dönüştürülür. Dijital bir ölçü elde edilmesinin avantajı, preperasyon ve marjin değerlendirmesinin o anda yapılabilmesi ve hekime preperasyonda gerekli düzeltmeleri yapıp kısa sürede sanal bir model elde etmeimkanıvermesidir.
- CAD; restorasyonun bilgisayar ortamında 3 boyutlu olarak planlanması ve tasarlanmasıdır.
- CAM; restorasyonun tasarımının tamamlanması ve uygun restoratif materyalin seçilmesinin ardından restorasyonun milleden üretilmesidir.

Hasta başında tasarım ve üretim yapılabilen tek sistem Cerec 3 sistemidir(Dennison ve ark., 2005;Christensen, 2006; Fasbinder ve Giordano, 2006). Cerec sisteminde (Cerec 3D, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) intraoral dijital 3 boyutlu tarayıcı kullanılmaktadır (Strub ve ark., 2006). Genellikle diğer sistemlerde veriler, model üzerinden elde edilirken(Christensen, 2006;Strub ve ark., 2006), Evolution 4D sisteminde intraoral olarak veri toplama özelliği bulunmaktadır. Küçük boyuttaki yapıların üretimi, tarayıcı ucun çapı ve tasarımıyla sınırlı kalabilmektedir (Quaas ve ark., 2007). Optik sayısallaştırıcıların çoğu harekete duyarlıdır. Bununla birlikte, hastanın ufak bir hareketi optik tarayıcının elde ettiği veride yanlışlıklar oluşturup hazırlanan restorasyonun yerine oturmasını engelleyebilmektedir. Genellikle veri toplamak için kullanılan tarayıcı, CAD/CAM sisteminin bir parçasıdır ve yalnızca uygun CAD yazılımı ile çalışmaktadır(Strub ve ark., 2006; Quaas ve ark., 2007).



## 2.2.1.CAD/CAM Sistemlerinin Üretim Sistemlerine Göre Sınıflandırılması

### 2.2.1.1. Laboratuvarda Kullanılan Sistemler

CEREC in Lab, DCS Preci-fit, Cercon, Zeno Tec ve Everest Sistemleri bu gruptadır. Bu sistemlerde alçı modelden veya ölçüden tarama yapılmakta ve genelde alt yapı üretilmektedir. Daha sonra alt yapı üzerine veneer seramiği eklenir. Preperasyon alanının ve kapanış modelinin dijital veya konvansiyonel ölçüsünü hekim laboratuvara gönderir. Dijital ölçü gönderilmişse CAD/CAM üretim aşamaları laboratuvarda tamamlanır. Konvansiyonel ölçü gönderilmişse elde edilen alçı model laboratuvar tipi CAD/CAM tarayıcısı ile taranır ve elde edilen dijital ölçü üzerinde restorasyon tasarlanır. En nihayetinde frezeleme ünitesinde üretilir. Elde edilen alt yapılar üzerine, tabakalama ya da ısı basınç ile şekillendirme yöntemleri kullanılarak teknisyen tarafından üst yapılar hazırlanır (Beuer ve ark., 2010).

#### **Cerec in-Lab Sistemi**

Bu sistem 2004 yılında laboratuvar kullanımı için üretilmiştir. Cerec in-Lab Sisteminde bulunan “biogeneric” özelliği ile hastanın kendi dişlerine benzer morfolojide restorasyonlar yapılabilmektedir. Çalışma modelinin dijital görüntüsü inEos Blue olarak adlandırılan lazer tarayıcı ile alınır. InEos Blue lazer tarayıcı ile birlikte frezeleme ve sinterleme cihazı da sistemde mevcuttur. Bu cihaz 10 üyeye kadar köprü üretebilmekte ve  $\pm 25$  mikron hassasiyetle çalışabilmektedir. Cerec in-Lab sistemi ile günde 40-60 üyerestorasyon yapılabilir. Sinterleme fırını ile 5 üye köprü 90 dakikada sinterlenebilir. CEREC in Lab sisteminin diğer bir özelliği de zirkonya köprü altyapılarıyla beraber üzerine kullanılacak porseleni de freze ederek, daha sonra bu iki parçanın birbiriyle birleştirilmesine olanak sağlamasıdır. Bu şekilde elle yapılan porselen yığımları yerine, altyapıyla tam uyumlu ve okluzal morfolojisi cihazın CAD kısmıyla önceden belirlenmiş olan üst yapı hazırlanır.

Cerec inLab sistemi ile Cerec 3 ten farklı olarak CAD/CAM ile kuronlar ve çok üyeli köprüler için yüksek dayanıklılığı olan tam seramik restorasyonlar üretilir. Cerec inLab sistemde kullanılan materyaller In-Ceram Alümina, IPS e.max CAD(Vivadent, Ivoclar, FL) ve yitriumla kısmi olarak stabilize edilen zirkonyum materyalleridir (Anusavice ve Phillips, 2003).Ayrıca inley yapımı için rezin bazlı kompozitlerde kullanılabilir (Fasbinder ve ark., 2005).

## **DCS Preci-fit(DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre)(Digitizing Computer System-DCS-Precident)**

İlk olarak 1990 yılında kullanılmaya başlanmıştır. DCS Precident sistem, bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretimden (CAM) yararlanır (Von Steyern ve ark., 2005). Lazer tarayıcı dişe temas etmeden destek dişe, komşu dişlere ve çevre dokulara ait bilgilerini elde etmek için ölçümler yapmaktadır. Restorasyon altyapıları tam sinterize Y-TZP bloklardan (DC-Zirkon) üretilir (Liu, 2005). Lazer tarayıcı PreciScan olarak adlandırılır ve tam otomatiktir. Konnektör sahalarının büyüklüğünü ve gövde formları DCS Dentform yazılımı ile tasarlanabilmektedir(Liu, 2005; Giordano, 2006). Cihaz otomatik ölçümle her iki çenenin de modelini elde eder ve Precemill denilen frezeleme makinesinde 14 adet prepare edilmiş dişi tarayıp 30 üyeye kadar alt yapı üretilebilmektedir(Liu, 2005; Von Steyernve ark.,2005; Giordano, 2006).Molar bölgedeki konnektör bağlantıların kesitleri minimum 4 mm, diğer bölgedekiler ise minimum 3 mm olmalıdır (Von steyernve ark., 2005). DCS sistemde kullanılan materyaller porselen, cam seramik, In-Ceram, zirkonyum, metaller ve fiberle güçlendirilmiş kompozitler olabilir ( Liu, 2005; Giordano, 2006). Üst yapılar ise alt yapıyla uyumlu termal genişlemeye sahip veneer porseleni (Vita D ceramics) ile yapılır (Von Steyernve ark., 2005).

### **Cercon Sistem**

Cercon sistemi aslında bir CAD/CAM sistemi değildir. Çünkü sadece CAM ünitesine sahiptir. Bu sistemde prepare edilen dişe ait day'lı modelde altyapının mum örneği hazırlanır ve Cercon brain denilen parçaya yerleştirilir. Bu örnek, cihazın lazer sistemi ile taranır ve elde edilen veriler frezeleme ünitesine aktarılır. Alt yapı yarı sinterize zirkonyum bloklardan elde edilir. Altyapılar final sinterlemeden kaynaklı büzülme nedeniyle %20 daha büyük olarak hazırlanır. Frezeleme işlemi bir kuron için yaklaşık 35 dakika, 4 üyeli sabit protez için ise 80 dakika sürer. 1350 °C de yaklaşık 6 saat Cercon fırınında final sinterlenmesi yapılır. Sinterlenmesi tamamlanmış alt yapının üzerine veneer seramiği (Cercon Ceram S) ile restorasyonun son şekli verilir (Anusavice, 2003).

### **Zeno Tec System (Wieland, İvoclav Vivadent Schan, Lihtenştayn)**

3 boyutlu Lazer tarayıcı, freze makinesi, vakum ve sinter fırını içerir. Zirkonya blokların yanısıra, titanyum ve Cr-Co köprü alt yapıların üretilmesine izin verir.

## **Everest**

Kavo firması tarafından üretilmektedir. Everest sistemiyle inley, onley, anterior ve posterior kron-köprü yapılabilmektedir. Sistem; aşındırma ünitesi (Everest Engine), tarayıcı (Everest Scan), sinterleme fırını (Everest Therm) ve tasarımın yapıldığı bilgisayardan oluşur. Tek üye kron restorasyonun tasarlanması 5 dakikada tamamlanabilir. Alçı model ve tarayıcı birlikte dönen tablaya yerleştirilir ve CCD (charge coupled device) kamerasıyla taranır. Taranan modelin 3 boyutlu dijital hali bilgisayarda oluşturulur. Tasarımı takiben frezelemeye geçilir.

### **2.2.1.2. Üretim Merkezli Sistemler**

Tarama ve restorasyon tasarım aşamaları, üretim merkezlerine internet ağı ile bağlı olan dental laboratuvarlarda gerçekleştirilir. Restorasyonlar üretim merkezlerine gönderilen dijital verilere göre elde edilir ve laboratuvara gönderilir. Farklı CAD/CAM sistemlerine göre, intraoral ortamdan elde edilen bilgilerin, bilgisayar ortamına aktarılması farklılık göstermektedir.

## **Lava Sistem**

Lava sistem; optik tarayıcı (Lava Scan), bilgisayar destekli freze makinesi (CAM) (Lava Form), sinterizasyon için bir fırın (Lava Therm) ve CAD/CAM yazılımından oluşmaktadır (Piwowarczyk ve ark., 2005). Bu sistemde %3 mol kısmi yitriumla stabilize edilen zirkonyum polikristal içerik kullanılır. Model yüzeyi optik tarayıcı ile yüzeye temas etmeden taranır. Tarama işlemi tek kuron için yaklaşık 5 dakika, 3 üyeli bir köprü içinse yaklaşık 12 dakikada tamamlanır. Lava sistemi CAD destekli olduğu için mum modelasyon yapılmasını gerekli kılan diğer sistemlere göre avantajlıdır (Palin ve Burke, 2005). Sinterizasyon sonrasında %20 ile 25 arasında büzülme görüleceği için milling işlemi ile büyütülmüş altyapı hazırlanmaktadır. Milling işlemi tek kuron için 35 dakika, 3 üyeli köprü için 75 dakika sürmektedir. Bu işlemi sinterizasyon ve kaplama aşamaları takip etmekte, 8 saat süren ısıtma ve soğutma işleminden sonra sinterlenmiş alt yapılar veneer seramiği (Lava Ceram) ile kaplanmaktadır (Piwowarczyk ve ark., 2005). Altyapılar, klasik vita skalasına göreyedi renkte elde edilebildiği için gövdenin lingual ve gingival yüzeylerinin veneer porseleni ile kaplanma ihtiyacı ortadan kalkmıştır (Giordano, 2006).

## **Procera All Ceram Sistemi**

Dental restorasyonlarda kullanılan yoğun sinterlenmiş alüminyum oksit (%99,5) yapıları için geliştirilmiş CAD/CAM metodudur. 1993’de Andersson ve Oden tarafından Nobel Biocare ve Sandvik Hard Materials işbirliği ile geliştirilmiştir. Bu sistem ile titanyum (Procera AllTitan), zirkonyum oksit (Procera AllZirkon) ve alüminyum oksit (Procera AllCeram), alt yapılı restorasyonlar elde etmek mümkündür (May ve ark., 1998; Giordano, 2006)

Procera sistemine ait bilgisayar destekli dizayn ünitesi (CAD) laboratuvarlarda mevcutken, bilgisayar destekli üretim ünitesi (CAM) sadece A.B.D ve İsveç olmak üzere iki merkezde bulunur. Bu nedenle laboratuvarlarda modeller tarayıcı (Procera Scanner) ile tarandıktan sonra, görüntü e-mail ile Nobel Biocare Procera Sandvik’e yollanır (Hager ve ark., 2001). Tarama işlemi 3-5 dakika sürer ve bu sırada her bir preparasyon için yaklaşık 50.000 veri noktası belirlenir. Elde edilen veriler doğrultusunda bilgisayar ekranında CAD yazılım programı kullanılarak 3 boyutluk kopya tasarlanır. Sinterizasyon sonrasında oluşacak %15–20’lik büzülmeyle karşılaşmak amacıyla büyütülmüş kopyalar hazırlanır (Boening ve ark., 2000). Şekillendirilen alt yapının sinterlenmesi çok yüksek sıcaklıklarda (>1550° C) gerçekleşir. Daha sonra uygun bir termal genişlemeye sahip alüminum seramik ile kaplanmaktadır (Andersson ve ark., 1998; Hager ve ark., 2001) Procera all-ceram sisteminde alümina kullanılarak 0.25 mm kalınlığında alt yapılar elde etmek mümkündür. Alt yapılar opak oldukları için doğal dişin renginin yansımaya izin vermezler. Alüminadan elde edilen alt yapılar rezin simanlar için iyi retansiyon alanları sunar. Bu nedenle içlerini ayrıca asitlemeye gerek yoktur.

### **2.2.1.3. Hasta Başında Gerçekleşen Klinik Üretim**

Prepare edilen diş intraoral olarak taranır ve restorasyon klinikte üretilir. ‘‘Chairside’’ (hasta başı) sistemler olarak adlandırılan bu sistemler restorasyonun tek randevuda tasarlanması ve üretilmesini sağlar.

Ağız içi kamera ile dijital ölçü alınır ve üzerinde tasarım yapılır. Daha sonra kazıma ünitesinde restorasyon üretilir. Üretilen restorasyon tek seansta hasta ağızına uygulanır. Cerec sistemi (Sirona, GmbH, Bensheim, Almanya) ve E4D (D4D Technologies, Richardson, Texas) bu gruba örnek olarak gösterilebilir (Beuer ve ark., 2010).

## **CEREC (CEramicREConstruction System) Sistem**

1985 yılında piyasaya sürülmüştür. CEREC 2 1994 yılında, CEREC 3 ise 2000 yılında piyasaya sürülmüştür. İlk CEREC sistemlerinde restorasyonların marjinal uyumları zayıftı ve okluzal yüzeyin şekillendirilmesi başarısızdı (Liu ve Essig, 2008). CEREC 2 sistemi ile bu problemler aşılmış ve CEREC 3 sistemi ile daha başarılı restorasyonlar üretilmiştir.

CEREC Sistemlerinin Üretim işlemleri(Contemporary Fixed Prosthodontics - 9780323080118 | US Elsevier Health Bookshop);

1. Diş preparasyon tamam seramik restorasyonların hazırlandığı gibi hazırlanır.
2. Prepare edilen diş opak bir toz (titanyum oksit/silisyum oksit) ile kaplanır.
3. Optik tarayıcı ile prepare edilen dişin görüntüsü bilgisayara yansıtılır ve görüntü yakalanınca bilgisayara kaydedilir.
4. Bilgisayar ekranında tasarım yapılır.
5. Bir kron yaklaşık 20 dakikada hazırlanır.
6. Elde edilen restorasyonun ağızda kontrolü yapılır ve simante edilir.

Ağız içinde prepare edilmiş dişlerin optik olarak taranmasında iki ayrı yöntem vardır. Bunlardan ilki CEREC 3D dir.Ağız içi kamera ağızda sabit tutulup ayak pedalı yardımıyla görüntü yakalanır, CEREC AC ile bu işlem daha da geliştirilmiştir ve kamera ağızda sabit olarak tutulur, sistem görüntüyü otomatik olarak yakalar.

CEREC sisteminde hekim karşıt dişle olan kontakt noktalarını kontrol edebilir, sanal olarak aşındırma, ekleme, kontür değişikliği yapabilir, komşu dişlerle kontakt noktalarının sıklığını arttırıp azaltabilir. CEREC sistemiyle kullanılabilen materyaller feldspatik ve lösitle güçlendirilmiş cam seramikler olduğu gibi, lityum disilikat gibi yüksek dirence sahip seramikler, titanyum içerikli metal bloklar, nanoseramikler ve geçici amaçla kullanılan akrilik bloklarda olabilmektedir.

Tasarım yazılımında bulunan patentli, biogeneric özelliği ile hastanın mevcut dişlerinin morfolojisine benzer morfolojide restorasyonlar üretilebilir.

Cerec sistemin temelinde, üç boyutlu optik ölçü alan intraoral kamera vardır (Mormann ve ark., 1990).Tarama işlemi yapıldıktan sonra alt yapılar tasarlanır. Tasarlanan altyapılar, frezeleme ünitesinde üretilir (Palin ve Burke, 2005). Cerec

sisteminde Vita Mark II, Dicor MGC ve ProCad porselenleri kullanılır. Vita Mark II porseleninde cam matris yapı içinde majör kristal olarak sanidine ( $KAlSi_3O_8$ ) bulunur. Dicor MGC ise mika-bazlı makine ile şekillendirilebilen cam seramiktir. İçeriğinin %70'i kristalin fazdan oluşmaktadır(Mörmann ve Bindl, 1996;Mörmann ve Schug, 1997). ProCad lösit içerikli seramik materyalidir(Mörmann ve Schug, 1997).

Cerec sistemi ile üretilen restorasyonların renk stabilite ve aşınma oranları klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisindedir (Martin ve Jedyakiewicz, 1999; Fasbinder ve ark., 2005). Cerec ile üretilmiş dış yüzeyi iyi bir şekilde cilalanmış ve glazelenmiş restorasyonlar karşı diş minesinde doğal dişin yapacağı aşınmaya eş değer bir aşınma oranı gerçekleştirir (Giordano, 2006). Ayrıca Cercon, Lava, Procera gibi sistemlerde laboratuvar ortamında restorasyonlar elde edilirken, hasta başı uygulamaları için kullanılan tek CAD/CAM sistemi CEREC'dir. Tek seansta restorasyonların elde edilmesi ile de post operatif hassasiyet ortadan kaldırılmış olacaktır.

#### **Evolution 4D Dentist(D4D Technologies,Richardson, Texas) Sistemi**

2005 yılında piyasaya sürülen E4D Dentist sistemi, intra-oral lazer tarayıcı (Intraoral Digitizer) ile yansıtıcı toza gerek kalmadan prepare edilen diş tarayabilmektedir. Hekim birçok açıdan görüntü alır ve veri noktalarını artırır, böylece yazılım doğru morfolofiyi bilgisayarda oluşturabilir. IC Everything View parçası ile 3 boyutlu görüntülerde, sert ve yumuşak dokuyu ayırt edebilir, kronların çevresi ve ağız içi ortamının netliği görüntülenebilir. DentaLogic tasarımı ile eş zamanlı 16 üyeye kadar restorasyon tasarımı yapılabilir. "Autogenesis" özelliğiyle anatomik yapılar uyumlu kişisel tasarım yapılabilmektedir. Üretici firmanın yazılım güncellemesi online ücretsiz yapılabilir. Ancak kullanılacak malzeme çeşitliliği CEREC 3 kadar fazla değildir. Lösitle güçlendirilmiş seramik bloklar, titanyum içerikli metal bloklar, lityum disilikat bloklar, nanoseramik ve geçici amaçla kullanılan akrilik bloklar E4D Dentist sistemi ile uyumludur (Fasbinder, 2006).

#### **2.3. Dental CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller**

Estetik ve fonksiyonel beklentilerin artmasıyla CAD/CAM sistemleri üzerine yapılan araştırmalar gün geçtikçe artmaktadır. Beklentinin artmasıyla birlikte farklı birleşimlere, yapısal ve fiziksel özelliklere sahip materyaller geliştirilmiştir.Restorasyon yapımında kullanılan blok materyalleri restorasyonun

tipine, hastanın beklentisine, sosyo-ekonomik durumuna ve restorasyonun ağızdaki konumuna göre değişkenlik göstermektedir(Fasbinder, 2012).

Bu materyaller şu şekilde sınıflandırılmaktadır;

1. Feldspatik seramikler
2. Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler
3. Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler
4. Oksit seramikler
5. Cam infiltre oksik seramikler
6. Sinterlenen oksit seramikler
7. Nanoseramikler
8. Hibrit seramikler
9. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramikler
10. Kompozitler
11. Polimerler

CAD/CAM teknolojisinde üretim tekniği kolaylık sağlar ancak sistemde kullanılan materyaller esas olarak klinik başarıyı etkilemektedir. Prefabrik bloklardan oluşan materyaller yoğun, homojen ve yüksek kalitede üretilebilirler. Üretim sürecinin tekrarlanabilirliğinden dolayı materyal güvenilirliği artmaktadır. Konvansiyonel yöntemle üretilmiş restorasyonların mekanik ve estetik özellikleri teknisyenin çalışma hassasiyeti ve tecrübesinden çok etkilenmektedir. Prefabrik blok materyallerinde boşluk gözlenmezken, konvansiyonel yolla üretilmiş restorasyonların yapısında çok sayıda boşluk gözlenir. CAD/CAM materyallerinin yapılarının çok ince partiküllerden oluşması mekanik özelliklerini gelişmiştir ve polisaj süresini kısaltmıştır(Giordano, 2006)

### 2.3.1. Feldspatik Seramikler

Feldspatik porselen esaslı bloklar 1985 yılından günümüze kadar başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. CAD/CAM sistemleri ile ilk kullanılan blok özelliği

taşımaktadır. Bu bloklar ile yapılan inley restorasyonlarla %90,4 gibi yüksek bir başarı elde edilmiştir(Otto ve De Nisco , 2002).

Feldspatik bloklar (Vitablocs Mark II, Vita Zahnfabrik, Almanya) doğal feldspar materyallerinden oluşur, bu materyaller albit ve potasyum feldspar gibi maddelerdir. Diğer seramikler ile karşılaştırıldığında doğal feldspar malzemelerinin avantajı saflık derecesinin ve erime sıcaklığının yüksek olmasıdır. Cam matriks içerisinde, 3-4µm boyutlarında ince grenli, %30 oranında ve homojen biçimde dağılmış feldspar partikülleri bulunmaktadır. Bu sebepten dolayı polisajı yapıldığında parlaklığı çok iyi olur. Polisaj sonrası materyalin dayanımı 130 MPa kadardır. Ancak glaze yapıldığında bu 160 MPa'ya kadar çıkabilir. Konvansiyonel feldspatik porselenlerden daha dayanıklıdır (Seghi ve Sorensen, 1995). Inley, onley, veneer kron yapımında kullanılabilirler (Sannino ve ark., 2014).

Farklı renk seçenekleri sunan feldspatik seramik bloklar mevcuttur. Monokromatik bloklar tek renk olduğu için estetik açıdan dezavantajlıdır. Bu nedenle dikromatik ve polikromatik bloklar (TriLuxe, TriLuxe Forte) piyasaya sürülmüştür (Fasbinder ve ark., 2005). Dikromatik bloklar dentin tabakası ve etrafında translusent mine tabakasından oluşur (Reich ve Hornberger, 2002).

Polikromatik bloklar farklı renk doygunluğu ve ışık geçirgenliklerine sahiptirler bu nedenle doğal diş dokusunu taklit ederler(Vitablocs RealLife). Kroma derecesi insizalden koleye doğru artar. Cerec blokları gibi doğal dişlerin katmanlı yapısını yansıtır(Reich ve Hornberger, 2002; Fasbinder ve ark.,2010).

### 2.3.2. Lösit ile Güçlendirilmiş Seramikler

1998 yılında ProCAD blokları Cerec sisteminde kullanılmak üzere piyasaya sürülmüştür.Bu bloklar lösit ile güçlendirilmiş cam seramik bloklardır (Fasbinder, 2010). Silikat cam matris hacminin %30-40 kadarını 1-5 µm büyüklüğündeki lösit kristalleri oluşturur (Kelly ve ark., 1996). Cam matriks içine dağılmış lösit kristalleri çatlak yayılımını engeller ve böylece blokların klinik performansları artmış olur(Hooshmand ve ark., 2008). Lösit ile güçlendirilmiş seramik blokların renk, translusentlik, floresanslık, aşınma, opelasanslık ve abrazyona direnç gibi özellikleri doğal dişle benzerlik göstermektedir.

Kırılma dayanımı 160 MPa olduğu için endikasyonları tek üyeli restorasyonlarla sınırlıdır (IPS empress CAD).



Adeziv simantasyon ile diş dokusuna yapıştırılırlar ve diş dokusuna olan adezyonu oldukça iyidir.

CAD/CAM teknolojisi, klinisyenlerin cam seramik kullanımını tek üyeli restorasyonlarda sınırlı kılmıştır (Miyazaki ve Hotta, 2011). Bu nedenle üretici firmalar cam seramiklerin yapısını güçlendirmeye çalışmakta ve kullanım alanlarını genişletmek istemektedirler.

### 2.3.3. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler

Cam seramik restorasyonların kırılma dayanımlarının düşük olması ve endikasyonlarının çok sınırlı olması sebebiyle üretici firmalar kullanım alanının genişletilebilmesi amacıyla daha yüksek dayanım ve kırılma direncine sahip materyaller geliştirmek istemişlerdir (Höland ve ark., 2000). Bu nedenle 2006 yılında piyasaya lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik blokları sunulmuştur.

Lityum disilikat bloklar; lityum dioksit, quartz, fosfor oksit, potasyum oksit alümina oksit ve diğer komponentlerden oluşur. Lityum disilikatla güçlendirilmiş ( $Li_2Si_2O_5$ ) cam seramiklerin üretim sürecinde seramik, kısmi olarak kristalize edilmektedir. Kısmi kristalizasyonun amacı blokların kolay ve hızlı bir şekilde freze edilebilmesini sağlamak, frezeleme işlemi sırasında seramiğe yeterli direnci kazandırmak böylece çatlak oluşumunu engellemektir (Harder ve ark, 2010; Harrer ve ark., 2012). Kısmi kristalize bloklardaki temel kristal faz lityum metasilikattır ( $Li_2SiO_3$ ). Bu fazda ilave renklendiricilerin miktarına bağlı olarak seramik mavi renktedir. Materyalin bu aşamadaki dayanımı 130-150 MPa'dır.

Mavi fazdaki blokların kristalizasyon işlemleri iki aşamadan oluşur. İki aşamalı kristalizasyonun birinci aşaması lityum metasilikat kristallerinin çökeltildiği kontrollü bir aşamadır. Frezeleme işlemi biter ve daha sonra ikinci bir ısıl işlem başlatılır. Bu ikinci işlemde metasilikat faz tamamen eriyerek dağılır ve lityum disilikat kristalize olur. Kristalizasyon süresince, seramik lityum metasilikat kristal fazdan lityum disilikata dönüşür. Baştan sona bu dinamik ısıl işlemde frezeleme aşamasında stabiliteyi sağlayan lityum metasilikat kristalleri cam matriks içine geri emilir ve lityum disilikat kristallerinin gelişmesi için ham materyal olarak görev görür. Bu işlem 840-850°C'de porselen fırınında gerçekleşir. Kristalizasyon süresi yaklaşık 25 dakikadır (Reich ve Schierz, 2013). Lityum disilikat bloklardan elde

edilen restorasyonlarda %0,2 oranında büzülme görülür, bu büzülme proksimal, marjinal ve okluzal uyumu etkilememektedir (Tysowsky, 2009). Mavi renkten asıl renk tonuna geçiş olduğunda dayanım 360-400 MPa'ya çıkar. Cam seramik bu aşamada yaklaşık %70 hacimde lityum disilikat kristalleri içerir, kristal boyutları yaklaşık 1,5 µm'dir (Ritzberger ve ark., 2010). Simantasyon ncesi lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik restorasyonlara asit uygulanır ve cam matriks erir. Böylece gömülü kristaller açığa çıkar. Bu kristaller kenetli bir ağ şeklinde homojen olarak yayılmıştır. Kristalin kütlesi çatlak yayılımını engeller ve mekanik dayanıklılığı arttırır, çatlak oluşmuşsa bile kristaller tarafından dolambaçlı bir şekilde tutulur ve daha fazla ilerlemesi engellenir (Albakry ve ark., 2003).

Lityum disilikat cam seramiklerin rengi matriks içine dağılmış renklendirici iyonlar ile kontrol edilir. Endikasyon alanlarına göre farklı translusensiye sahip bloklar mevcuttur (HT, LT, MO, HO). Bu nedenle estetik açıdan oldukça çok yönlü bir materyal olarak bilinir. Yüksek translusensiye sahip HT bloklar, evre dokuların rengini absorbe edebilir. Bu özelliğe bukelemun efekti de denilir. HT bloklar evre dokuların rengini absorbe edebildikleri için inley ve onley restorasyonların yapımında kullanılabilir. LT blokların translsensisi düşüktür çeşitli renk seçenekleri ile full anatomik restorasyonların yapımında kullanılabilir. MO bloklar ise daha çok renkleşmiş dişlerde tercih edilir. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar köprü yapımında da tercih edilir. Yapılan çalışmalarda lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerden yapılan posterior köprülerin metal destekli porselen köprüler kadar başarılı olduğu tespit edilmiştir(Kern ve ark., 2012).Klinisyenler lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik blokları anterior ve posterior köprülerde başarıyla kullanmışlardır.

Günümüzde lityum disilikat seramiklerin en yenisini olan, IPS e.max Press ve IPS e.max CAD (Vivadent, Ivoclar, FL) press ve frezeleme teknikleriyle üretilir. Lityum disilikat seramiklerden üretilen restorasyonlar geleneksel feldspatik porselenlere göre beş kat daha güçlüdür. Yapılan araştırmalarda bu restorasyonların kırılma oranlarının düşük olduğu gösterilmiştir. Lityum disilikat çeşitli restoratif endikasyonlar için yeni seçenekler sunan estetik ve yüksek dayanıklılıktaki bir materyaldir(Ritter, 2010).

Lityum disilikat seramiklerin en yenisini IPS e.max(Vivadent, Ivoclar, FL) dir (The original lithium disilicate press ceramic , The legendary press ceramic). IPS

e.maxin endikasyonları; lamina veneerler, anterior ve posterior kuronlar, inley-onley restorasyonlar, ikinci premolara kadar olan 3 üyeli köprüler, 3 üyeli anterior köprüler, anterior ve posterior bölgede yer alan tek üye implant üst yapısı, ikinci premolara kadar olan bölgede yer alan 3 üyeli implant üst yapısıdır (The original lithium disilicate press ceramic The legendary press ceramic)

IPS e.max beş farklı komponent şeklinde kullanılabilir.

1. IPS e.max Press: Lityum disilikat cam seramik ingotlarından presleme tekniği ile üretilir.
2. IPS e.max ZirPress: Floroapatit cam seramik ingotlarından presleme tekniği ile üretilir.
3. IPS e.max CAD: Lityum disilikat cam seramik bloklarından CAD/CAM tekniği ile üretilir.
4. IPS e.max ZirCAD: Zirkonyum oksit bloklarından CAD/CAM tekniği ile üretilir.
5. IPS e.max Ceram: Floroapatit veneer seramiğidir (The original lithium disilicate press ceramic The legendary press ceramic).

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

IPS e.max Press, IPS Empress 2 ile kıyaslanarak geliştirilmiştir. 2005 yılında piyasaya sürülmüştür. IPS Empress 2 gibi preslenebilen cam seramiktir, ancak pişirme prosedürleri değiştirilmiştir. Böylece daha translüsent ve daha iyi fiziksel özelliklere sahip restorasyonlar yapılmasını sağlar. IPS e.max Press sisteminin temel kristal fazı lityum disilikat kristalleridir. Bunlar, hacimsel kristalizasyon adı verilen bir mekanizma ile oluşur. Hacimsel kristalizasyon; çekirdek oluşumu sırasındacam yapı içerisine birtakım maddelerin eklenmesiyle homojen dağılım gösteren kristal odaklarının oluşumudur (Stappert ve ark., 2006).

IPS e.max Press, presleme tekniği ile lityum disilikat ingotlardan, ingotlar ise, döküm yolu ile lityum disilikat cam seramiklerden elde edilir. Ancak bu teknik ile renk pigmentleri materyale eklenemez. Cam içerisine eriyen polivalon iyonların eklenmesiyle istenilen renk elde edilir (Ritter, 2010). Doğal dişleritaklit etmek için 3 farklı translüsentlik derecesinde 19 adet blok mevcuttur(IPS e.max ® CAD Scientific

Documentation). IPS e.max Press%70 oranında lityum disilikat kristalleri ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ) içerir. Bunlar 3-6  $\mu\text{m}$  kristaller şeklindedir. Guazzato ve arkadaşları (2004), lityum disilikat kristallerinin iğne şeklinde olmasıyla çatlağın yönünü değiştirerek kırılma direncini arttırdıklarını saptamışlardır.

### **IPS e.max CAD**

Çalışmamızda üst yapı materyali olarak kullanılan IPS e.maxCAD (Vivadent, Ivoclar, FL), CAD/CAM uygulamaları için hazırlanmış lityumdisilikat cam-seramiktir ( $\text{LS}_2$ ). IPS e.max Press ile aynı kimyasal yapıya sahiptir. FakatCAD/CAM sistemleri ile daha hızlı freze edilebilmeleri açısından bloklar farklı bir ısıl işleme tabi tutulurlar. Uzunlukları 0,2 ile 1  $\mu\text{m}$  arasında değişen  $\text{Li}_2\text{SiO}_3$ (lityum metasilikat) kristalleri, parsiyel kristalize bloklarda temel kristalize faz olarak bulunur (Fasbinder ve ark., 2010). IPS e.max CAD'in bükülme direnci 360-400 MPa'dır. CAD/CAM sistemleri ile üretilen birçok bloğa göre bu değer iki kat daha fazladır (Giordano, 2006).

Bu sistem, yüksek estetik kalite ile kullanım kolaylığını birleştirir. IPS e.max CAD, çok geniş bir endikasyon alanına sahiptir. Şeffaflık dereceleri, renkler ve blok boyutlarındaki geniş aralık, kullanımda esneklik sağlar(IPS e.max ® CAD Scientific Documentation).

### **2.3.4. Oksit Seramikler**

#### **2.3.4.1. Cam infiltre oksit seramikler**

Cam infiltre CAD/CAM blokların ana yapısını alumina veya alumina zirkonya karışımının kristalleri oluşturur. Bu kristaller frezeleme işlemi sonrasında pöröz bir yapıya dönüşür. Oluşan bu pöröz yapının giderilmesi amacıyla kristaller arasına cam infiltre edilir ve yapının devamlılığı sağlanır. Cam infiltre oksit seramikler In-Ceram Spinell, In-Ceram Alumina ve In-Ceram Zirkonia olmak üzere üçe ayrılır.

Materyalin mikro yapısında, iç içe geçmiş en az iki faz bulunur. Oksit seramiklerin asıl dayanıklılıklarına ulaşmaları için esas olarak lanthan oksit cam infiltrasyon işlemine maruz kalmaları gerekir. Bloklar öncelikle alt yapı üretilmesi için millenir. Millenen bloklara porselenle veneerlenmeden önce yüksek yoğunluğa ulaşmaları için farklı tonlarda cam seramik infiltre edilir.

In-Ceram Spinell, In-Ceram sistemleri arasında en fazla translusentliği olan materyaldir. Translusent özelliği sayesinde anterior bölge restorasyonlarda tercih edilirler (Fradeani ve Redemagni, 2005). Yapısında magnezyum alüminyum oksit ( $MgAl_2O_4$ ) kullanılır. Bükülme dayanımı 350 MPa'dır. 'Spinell' adı sinterleme sonrası meydana gelen gözenekli bir yapıdan dolayı verilmiştir. Bu yapıya daha sonra lanthan oksit cam infiltre edilir. Translusent özelliği sayesinde anterior bölge restorasyonlarda tercih edilirler(Fradeani ve Redemagni, 2005.)

In-Ceram Aluminanın ortalama bir translusensisi vardır. Kırılma dayanımı 450-600 MPa' dır. Tek kronlarda ve 3 üyeli anterior bölge köprülerde alt yapı materyali olarak kullanılırlar (Guazzato ve ark., 2001).

Vita InCeram Alümina tebeşirimsi yapıdadır, freze edilirken daha büyük boyutta tasarlanır ve sonra sinterlenerek yoğunlaştırılırlar.

Vita InCeram Zirconia ise 700 MPa olan yüksek bir dayanıma sahiptir.Ancak translusensisi düşüktür. In-Ceram Zirconia 1100 °C 'de iki saat süreyle sinterlenir ve daha sonra cam infiltrasyonu yapılır. Son yıllarda üretilen In-Ceram Zirconia bloklarında alüminyum oksit içeriğine ilave olarak %33 oranında seryum stabilize zirkonyum (12 Ce-TZP) eklenmiştir. Cam faz final yapının yaklaşık %23'ünü oluşturmaktadır (Deville ve ark.,2003; Guazzato ve ark., 2004)

#### 2.3.4.2. Sinterlenen Oksit Seramikler

##### **Alüminyum Oksit Seramikler**

Yüksek dayanıklılığa sahip alüminyum oksit kristalleri içeren yarı sinterlenmiş, oksit bloklardır. 500 MPa'nın üzerinde kırılma dayanımına sahiplerdir. Freze edilirler ve daha sonra 1520 °C' de fırınlanırlar. Cam infiltrasyon işlemi yapılmaz. Bu bloklar monokromatiktirler, üzerine yığılacak porselen rengine göre renklendirici solusyonla renklendirilirler (Guazzato ve ark., 2004a).

##### **Zirkonyum Oksit Seramikler**

Zirkonyum, sembolü 'Zr' olan kimyasal bir elementtir (Piconi ve Maccauro, 1999).Periyodik tablonun metaller grubunda yer alır ve D grubuna ait bir geçiş elementidir. Atom numarası 40 ve atom ağırlığı 91,22'dir. Yoğunluğu 6,49 g/cm<sup>3</sup>, ergime noktası 1852 °C ve kaynama noktası 3580 °C'dir. Zirkonyum metali ilk olarak 1789 yılında Alman kimyagerMartinKlaproth tarafından Sri Lanka'da bulunmuştur. Doğada serbest metal olarak tek başına bulunmaz; silikat oksit ile bağlı

zirkon olarak veya serbest oksit ile bağı Baddeliyete olarak bulunur (Kulakov ve ark., 2005)Baddeleyite'nin eş anlamlıları zirkonyum oksit, zirkonyum dioksit ve zirkonyadır (Hisbergues ve ark., 2009). Bu kelimeler yapı itibari ile birbirlerine benzerler ancak farklı kimyasal kompozisyonlarda bulunan zirkon ve zirkonya birbirine karıştırılmamalıdır. "Zirconia" kelimesi ise VITA firmasının tescilli markasıdır ve yinebu kelime de zirkonya ile karıştırılmamalıdır. Zirkonyum oksitin diğer adları, ' zirkonya, zirkonyum dioksit'tir(Seramik Nedir? Porselen Nedir? Estetik Dişhekimliği İçin Seramik ve Porselen Sistemleri - Doç.Dr.Dt. Tosun TOSUN).Zirkonyum başlıca zirkon( $ZrSiO_4$ ) madenlerinden elde edilir, bu madenler ABD, Avusturalya, Hindistan, Brezilya ve Rusya'da bulunur. Doğada birçok bileşik halinde bulunabilir ve bu bileşiklerin başlıcaları; zirkonyum silikat ( $ZrSiO_4$ ) ve zirkonyum oksittir ( $ZrO_2$ ) (Sailer ve ark.,2007).Zirkonyum eldesi  $ZrCl_4$  bileşiğinin magnezyum veya kalsiyum ile indirgenmesi ile elde edilir. Zirkonyum oda koşullarında katıdır ve rengi gri-beyazdır. Hava ve su içinde hemen oksitle kaplanır bu nedenle korozyona dirençlidir. Zirkonyum metali yüzeyindeki oksit tabakası metalin suya, asitlere ve alkali çözeltilere karşı inaktif olmasına neden olur. Sadece hidroflorik asit içerisinde çözünür ve floro bileşimleri oluşturur (Zirkonyum Nedir? Zirkonyum Oksit Seramikleri ve Dişhekimliğinde Kullanım Alanları -I- Kuron ve Köprü Protezlerinde Zirkonyum - Doç.Dr.Dt. Tosun TOSUN).

Zirkonya dökümü sırasında havadaki oksijen ve azot ile etkileşmemelidir. Bu nedenle reaksiyon titanyum teknolojisinde olduğu gibi çelik kaplardan oluşan özel fırınlarda gerçekleştirilmelidir. Zirkonyum nükleer sanayide, askeriyede, flaşların yapısında, ateşe dayanıklı malzemelerin yapımında, cam ve seramik endüstrisinde kullanılır. Zirkonya; aşınmaya karşı dirençli olması, sertliği, estetik ve biyouyumluluk özelliklerinden dolayı günümüz diş hekimliğinin de biyomateryal olarak kullanılmaktadır(Conrad ve ark., 2007; Ozkurt ve Kazazoğlu, 2010).

Zirkonyanın monoklinik(M), tetragonal(T) ve kübik(C) olmak üzere üç farklı kristalografik fazı vardır.Zirkonyanın ısıtılması sonucu faz değişimleri meydana gelir. Monoklinik faz  $1170\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'yekadar stabildir ve bu sıcaklık derecesi üstünde %5 hacim kaybı ve yapısında çatlakların oluşmasıyla çok yoğun tetragonal faza dönüşüm gösterir. Tetragonal faz ise  $1170\text{ }^{\circ}\text{C}$  ve  $2370\text{ }^{\circ}\text{C}$  arasında stabildir ve zirkonyanın en kararlı olduğu faz bu fazdır. Bu sıcaklığın üzerinde kübik faza dönüşür. $2680\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'ye kadar kübik fazda bulunur ve bu noktadan sonra erir. Kübik yapıda elmas

görünümünde olan zirkonyum oksit mücevher yapımında kullanılır. Fırınlandıktan sonra soğuma sırasında  $t \rightarrow m$  faz dönüşümü olur ve bu faz dönüşümü sırasında %3-5'lik hacim artışı olur, bu sırada ortaya çıkan kompresif stresler sonucu dayanıklılık artar, ancak hacim artışı kırıklara sebep olabilir. Bu nedenle,  $t \rightarrow m$  faz dönüşümü kontrol altına alınmalıdır. Sonuç olarak zirkonya oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulmalıdır. Tetragonal fazı tekrar monoklinik faza dönüştürebilecek bir enerji materyalin içinde vardır ve bu faz dönüşümü reversible bir dönüşümdür( Tinschert ve ark.,2001; Robert ve Kelly, 2004). Bu nedenle oda sıcaklığında stabilize olan tetragonal faza ‘metastable’ faz denilir.

$ZrO_2$ (zirkonyum oksit), yüksek mekanik dirence, iyi boyutsal ve kimyasal stabiliteye, paslanmaz çeliğe benzer Young modülüne ve sertliğe sahiptir (Piconi ve Maccauro, 1999; Vagkopoulou ve ark., 2009). Zirkonyanın elastik modülüsü yaklaşık 200 MPa(Guazzato ve ark., 2004b)vickers sertliğidental alaşımların 4-5 katıdır (1000- 1300 Vickers) (Luthy ve ark., 2006).Yapılan in-vitro çalışmalarda zirkonyanın, kırılma dayanımı ise  $9-10 \text{ MPa m}^{1/2}$ , bükülme direnci ortalama 900-1200 MPa( Piconi ve Maccauro, 1999; Lin ve Duh, 2003; Guazzato ve ark., 2004) olarak bulunmuştur. Bu değerler alümina esaslı seramiklerin iki (Christel ve ark., 1989; Piconi ve Maccauro, 1999)katıdır.Lityum disilikat esaslı seramiklerin ise üç(Christel ve ark., 1989)katıdır. Zirkonyada, su varlığında, ‘düşük ısılarda bozulma’ (low temperature degradation) gözlemlenir(Chevalier ve ark., 2004). Yapılan çalışmalarda 900-1000 C° deki kısa süreli ısı uygulamalarında bile tersine dönüşümün ( $m \rightarrow t$ ) tetiklendiği bildirilmiştir. Özellikle üst yapı porselenin fırınlanması sırasında olası  $m \rightarrow t$  dönüşümü ile kompresif streslerin serbestleşir ve dayanıklılık azalır(Sundh ve ark., 2005)

Zirkonya biyoyumluluğuyüksektir. Lokal veya sistemik bir yan etki yapılan çalışmalarda gözlemlenmemiştir(Ichikawa ve ark., 1992; Covacci ve ark., 1999). Restorasyon etrafındaki mevcut mikroorganizma miktarı açısından zirkonya restorasyonlar ile farklı malzemelerden yapılan restorasyonlar karşılaştırıldıklarında zirkonya etrafında daha az mikroorganizma tespit edilmiştir(Rimondini ve ark.,2002).Zirkonların termal iletleri az olduğu için pulpa irritasyonlarını engellerler(A J Raigrodski ve Chiche, 2001).Metal alaşımlara alerjisi olan hastalarda kullanılabilirler(Hansen ve West, 1997).

Zirkonyum oksit içerikli seramiklerin oldukça fazla formu vardır ancak diş hekimliğinde en çok üç formu kullanılır:

- Yttrium ile desteklenmiş tetragonal zirkonyum oksit polikristalleri (Y-TZP)
- Magnezyum ile desteklenen kısmen stabilize zirkonyum oksit(Mg-PSZ)
- Zirkonyum oksit ile sertleştirilmiş alüminyum(ZTA) (Isabelle Denry ve Kelly, 2008)

Y-TZP'nin, diş hekimliğinde ilk kullanım alanı endodontik postlar ve implant dayanaklarıdır. Daha sonra tam seramik kron ve köprü protezlerinin yapımında alternatif bir alt yapı malzemesi olarak kullanımı gündeme gelmiştir(McLaren, 1998; Vigolo ve ark., 2005). Alt yapı materyali olarak günümüzde kullanılmaktadır. Yüksek mekanik direnci, kimyasal ve boyutsal stabilitesi ile öne çıkmaktadır (Conrad ve ark., 2007)

Y-TZP (Ytterbiyum-Tetragonalzirkon Polikristali); zirkon için stabilizasyon faktörü olan yttria ( $Y_2O_3$ )'nın yaklaşık %2-3 mol ilavesiyle elde edilen, tamamen düzgün tetragonal taneciklerden oluşan, sinterlenmiş zirkon seramiktir.

Y-TZP seramiklerin diğer seramiklerden daha üstün olduğu yapılan in vitro çalışmalarda gözlemlenmiştir. Y-TZP'leri diğer seramiklerden daha üstün kılan özellikler şu şekilde sıralanabilir:

- En uygun partikül büyüklüğü 0,2-05  $\mu m$
- Elastik modülü 900-1200 MPa
- Kırılma dayanımı 9-10 MPa
- Statik yükleme altındaki sıkışma direnci yaklaşık 2000 Mpa'dır.

Y-TZP esaslı alt yapı sistemlerinin bükülme dirençleri 900-1200 MPa'dır. Bu değer alümina esaslı seramiklerin sistemlerinin yaklaşık iki, lityum disilikat içeren materyallerin ise yaklaşık 3 katıdır.

#### **Y-TZP seramiklerinin avantajları:**



- Yüksek dayanıklılık, kırılma sertliği gibi mekanik özelliklere sahiptir.
- Biyouyumluluğu iyidir.
- Titanyuma göre az bakteri birikimi görülür.
- Radyopak olduğu için restorasyonun radyolojik değerlendirilmesine imkandır.
- Adeziv simantasyonun yanında konvansiyonel simantasyonda yapılabilir.
- Isısal iletkenliği az olması pulpa irritasyonları önlemektedir

#### **Y-TZP seramiklerin dezavantajları:**

- Görünümleri oldukça opaktır
- Yüzey işlemlerinin materyalin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkisi vardır

Y-TZP seramikleri ile anterior ve posterior tek üyeli diş restorasyonları ve 3-4 üyeli köprü restorasyonları yapılabilir ( Raigrodski ve Chiche, 2001; Guazzato ve ark., 2002).

Zirkonyum oksit bloklar üretim şekillerine göre 3 grupta incelenir:

1. **Sinterlenmemiş zirkonyum dioksit bloklar;** zirkonyum dioksit tozu basınçsız bir şekilde preslenir ve herhangi bir sinterleme işlemine tabi tutulmadan üretilirler. Yumuşak yapıda oldukları için kolayca frezlenebilirler. Sinterleme frezlenip restorasyon elde edildikten sonra yapılır(Beuer ve ark.,2008).
2. **Yarı sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar;** zirkonyum tozu içerisine bağlayıcı madde konulması vepreslenip blok haline getirilmesi ile elde edilirler.Zirkonyum dioksit tozlarıbasınçla ısı uygulamadan sıkıştırılır ve 1350-1550 °C’de ön sinterleme işlemine tabi tutulur (Denry ve Kelly, 2008).
3. **Tam sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar;**1300 °C’desinterlenip %95 yoğunluğa ulaşır. Daha sonra frezleme yapılır. Elde edilen bloklar çok sert olduğu için frezleme işlemi uzun zaman almaktadır

4. **Monolitik zirkonya bloklar** (Sirona Incoris TZI);yüksek dayanıma ve translüsensiye sahiptir. Translüsensi materyalin kimyasal ve mikro yapısına bağlıdır. Standart zirkonya blokların içeriğinde bulunan organik bağlayıcılar dayanıklılığını arttırır ancak optik özellikleriniolumsuz yönde etkilerler. Monolitik zirkonya blokların yapısındaki atomlar ise organik bağlayıcı olmadan birbirinin içine geçtikleri için translüsensliği yüksektir. Yapıdaki nanopartiküller sayesindealümina içeriği%0,01'e kadar inmiştir. Bu nedenle ışık geçirgenliği. Bu bloklar üstyapı porseleni kullanılmaksızın tek parça olarakuygulanabildikleri gibi sadece alt yapı üretiminde de kullanılırlar. Dayanımı sinterleme sonrası 900 MPa'dır.Bu restorasyonlarda sinterlemeden sonra aşındırma işlemlerinden kaçınmak gerekir. Yüzey özellikleri materyalin dayanıklılığını etkilemektedir(Ritzberger ve ark., 2010).

Zirkonyum dioksit materyali çalışmamızda alt yapı materyali olarak kullanılmıştır. Alt yapılar ZrO<sub>2</sub>bloklardan CAD/CAM sistemleri yardımı ile üretilirler.Tamamen sinterlenmiş ZrO<sub>2</sub>bloklardan restorasyon üretimi, elmas frezlerin fazla aşınmasına bağlı olarak pahalı ve fazla zaman alan bir işlemdir.Bunun yanısıra CAD/CAM teknolojisinde ZrO<sub>2</sub>altyapı üretimi içinson zamanlarda yeni teknikler geliştirilmiştir. Endüstride kullanılanlardan bazı teknikler;

**Sono erozyon tekniği;** restorasyonun alt yapısının veya tamamlanan restorasyonun yalnızca okluzal yüzeyinin sinterlenmiş ZrO<sub>2</sub> bloklar kullanılarak ultrasonik titreşim ile üretimin yapıldığı tekniktir (Guazzato ve ark., 2005)

**Elektroforez tekniği;** elektrikle depolanmış seramik balmumu ve seramik karışımı prepare edilen dişlerden elde edilen alçı modeline uygulanır. Daha sonra balmumu yanar ve model sinterleme sonrası büzülmeyi kompanse etmek için genişir.Duplikatmodel yapılır daha sonra gümüş boya ile kaplanır. Altyapı üzerine seramik partikülleri elektroforetik yükleme ile uygulanır.Son olarak alt yapıyı güçlendirmek için son sinterleme yapılır.

Yeni üretim teknikleri seramik üzerinde frezeleme tarafından oluşturulan zararlara neden olmadığı için çok umut vaad edicidir. Ancak bu teknikler çok yeni oldukları için araştırma ve geliştirmeyeihtiyaçları vardır (Kosmac ve ark., 1999)

Zirkonyanın diş hekimliğinde alt yapı materyali olarak kullanılmasının yanı sıra; inley ve onley restorasyonlarda, endodontik post yapımında,implantolojide;

abutment olarak, bazı titanyum implantların boyun bölgesinde estetik amaçlı, kullanımları vardır.

### 2.3.5. Hibrit Seramikler

Hibrit seramikler kompozit ve seramiklerin iyi özelliklerini birleştirmek amacıyla üretilmiş materyallerdir (Vita Enamic, Vita Zahnfabrik, Almanya ve Lava Ultimate, 3M ESPE, Almanya). Bu seramikler matriks yapısının sinterlenmesinin ardından aralarda kalan boşlukların polimer materyali ile doldurulması sonucu elde edilirler. Materyal hacminin %75'ini seramik yapı oluşturur. Polimer ağı, yüzeyi modifiye edilmiş polimetilmetakrilattan(PMMA)oluşmaktadır. Seramik materyalinde en çok görülen çatlak oluşumu ve çatlağın ilerlemesi sorunu hibrit seramiklerin yapısındaki polimer ağı ile azaltılmıştır (Raigrodski, 2004).

Hibrit seramik bloklar freze edilirler ancak daha sonra sinterlenmelerine gerek kalmaz. Polisaj işlemleri için fırınlanamazlar, polisajları mekanik olarak yapılır. Bükülme dayanımları 150-220 MPa'dır. Kırılma dayanımları yüksektir, aşınmaya karşı dirençlidirler. Adeziv rezin simanlar ile diş dokularına bağlantıları yüksektir.

Vita Zahnfabrik, 2013 yılında ilk hibrit seramik CAD/CAM materyali olan Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) blokları tanıtmıştır (Şen ve Tuncelli, 2017).

#### 2.3.5.1. Vita Enamic

CAD/CAM sistemleri, özellikle son on yılda, dental restorasyonların standart üretim süreçleri ve daha düşük maliyetler ile üretim yapılabilmesi gibi birçok avantaja sahip olduğu için popülerite kazanmıştır (Lauvahutanon ve ark., 2014). Genel olarak günümüzde kullanılan metal içermeyen CAD/CAM blokları iki ana kategoriye ayrılmaktadır; seramikler ve kompozitler (Conrad ve ark., 2007). Ayrıca seramikler aşınmaya karşı dayanıklı, biyo-uyumlu ve renk değiştirmeye dirençlidirler. Bununla birlikte karşıt dişte aşınmaya neden olurlar ve yüzeyde oluşabilecek kusurlar nedeniyle kırılmaya karşı hassastırlar.İndirekt restorasyonların özelliklerini ve uzun ömürlülüğünü arttıran bu malzemelerin pozitif özelliklerini birleştiren, polimer-infiltr-seramik hibrit malzemesi olarak adlandırılan yeni bir materyal olarak Vita Enamic (Vita Zahnfabrik Spitalgasse 3 D-79713 Bad Säckingen, Almanya) geliştirilmiştir (Coldea ve ark., 2013). Dentine benzer elastisite

modülüne sahip olan Vita Enamic(Vita Zahnfabrik Spitalgasse 3 D-79713 Bad Sackingen, Almanya) ağırlıkça %86, hacimce %75 oranında seramik yapı (inorganik yapı), ağırlıkça %14 hacimce %25 oranında polimer yapı (organik yapı) içerir. Seramik yapı ise silikon dioksit, alüminyum oksit, sodyum oksit, potasyum oksit, barontrioksit, çok düşük miktarda zirkonya ve kalsiyum oksitten oluşur. Polimer kısım ise Üretandimetakrilat (UDMA) ve Trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA) mteriyallerinden oluşur(Gracis ve ark., 2015)Bu iki ağ birbiriyle homojen olarak karışırlar (Elsaka, 2014). Bu yeni malzemenin seramikten daha iyi işlenebilir, kırılma dayanımının daha iyi ve ayrıca esnekliğinin ve kırılma dayanımının da daha iyi olması avantajları arasındadır (Coldea ve ark., 2013).

Üretici firma önerileri göz önüne alındığında sadece tek kron restorasyonlarında kullanılabilir(Coldea ve ark., 2013; Dupriez ve ark., 2015). Işıkla polimerize olan stains likiti ile bu likite ait bir teknik kullanılarak restorasyon üretildikten sonra renk değişikliği yapılabilir. Ayrıca restorasyon üretildikten sonra yapılması gerekirse veneer kompoziti (Vita VM LC) ile ilaveler yapılabilir. Yine ışıkla polimerize olan glazür ajanları mevcuttur. Materyale fırınlama polimer içeriği sebebiyle yapılamaz. Simantasyon yapılırken adeziv simanlar kullanılması önerilir(VITA ENAMIC® - A new definition of stability). Simantasyon yapılırken diş fosforik asit ile, restorasyon hidroflorik asit ile 60 sn asitlenir (Coldea ve ark., 2013; Dirxen ve ark., 2013).

İndirekt restorasyonların diş yapısına olan bağlantısı uzun ömürlülüğü ve tedavinin başarısını etkileyen kritik bir adımdır. İndirekt materyaller ile diş arasındaki bağlantı için; yüksek tutuculuk elde etme, mikrosızıntıyı önleme, marjinal adaptasyonu artırma zorunlu konulardır(Sorensen ve ark., 1991). Ayrıca sağlam ve uzun ömürlü bir bağlantı sağlamak restore edilmiş dişin kırılma direncinin yanı sıra indirekt restorasyonun kırılma direncini artırır(Blatz ve ark., 2003). Bu nedenle indirekt restorasyonların yüzey özelliklerini arttıran bağlantı klinik olarak kolay uygulanabilen diş yapısına zarar vermeyecek şekilde biyouyumlu materyaller kullanılarak yapılmalıdır (Piascik ve ark., 2011). Çok sayıda çalışmada simantasyondan önce hidroflorik asit (HF), air-abrazyon ve/veya silanizasyon gibi çeşitli yöntemler kullanılmış ve indirekt restorasyonların bağlanma kuvvetleri arttırılmıştır(Blatz ve ark., 2003; Soares ve ark., 2005) Yeni geliştirilen CAD/CAM hibrit seramikleri ile rezin siman arasındaki bağlantıyı arttırmak için yapılan yüzey işlemlerinin etkileri konusunda az sayıda çalışma yapılmıştır(Elsaka, 2015; Secilmis

ve ark., 2016). Son çalışmalarda Er, Cr: YSGG (erbiyum, krom: itriyum scandium gallium granat) lazerin, bağlantı dayanımında etkili olduğu bulunmuştur(Kursoglu ve ark., 2013). Literatüre bakıldığında yeni hibrit seramiklerin üzerine yapılan yüzey işlemleri için Er, Cr: YSGG lazer kullanımı ile ilgili rapor bulunmamaktadır. Barutcuğil ve ark. çalışmalarında Vita Enamicile dual-cure self-adeziv resin siman arasındaki kesme bağlanma dayanımını değerlendirmişler; Cojet kumlama, HF asitle aşındırma ve alümina partikül kumlama gibi daha çok indirekt restorasyonlarda kullanılan yüzey işlem yöntemlerinin etkisini değerlendirmek ve Er, Cr: YSGG lazer ile bu işlemlerin etkinliğini karşılaştırmaktır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre hibrit seramik rezin bloklarına yapılan yüzey işlemleri rezin siman bağlanma gücünü arttırabilir. Bununla birlikte yüzey işlemleri uygulanmadan sadece Single Bond Universal kullanılarak daha yüksek bağlantı değeri gösterilmiştir.

#### 2.3.6. Vita Suprinity

Zirkonyanın olumlu mekanik özellikleri ile cam seramiğin optik özellikleri birleştirilerek elde edilirler (Vita Suprinity, Vita Zahnfabrik, Almanya, Celtra Duo, Dentsply, U.S.). Yapısındaki zirkonya (%8-10) materyale dayanıklılık sağlar(Krüger ve ark., 2013). İnce kristalin yapı yaklaşık 0,5 µm boyutlarındadır. Frezelemeden sonra kırılma direnci 210MPa iken sinterlendikten sonrası kırılma direnci 420 MPa'ya ulaşır(Güth ve ark., 2013).

Seramiklerbirçok olumlu özellikleri nedeniyle diş hekimliğinde geniş kullanım alanına sahiptirler. Ancak olumlu özelliklerine rağmen seramik kırığı restorasyon kaybının en önemli nedenidir(Attia, 2010). Bu nedenle dental seramiklerle ilgili yapılan araştırmalarda, araştırmacıların ana odak noktası seramiklerin estetik özellikleri ile birlikte mekanik dayanımlarını geliştirmektir (Alshehri, 2011). Genel olarak zirkonyanın mekanik dayanıklılığı, cam seramiklerin ise estetik özellikleri dikkat çekicidir. Bu iki materyalin olumlu özelliklerini birleştirme ihtiyacı araştırmacıları yeni bir ürün geliştirmeye yönlendirmiştir (Alshehri, 2011). Bu bağlamda mevcut CAD / CAM bloklarının (IPS e.max CAD ve IPS e.max ZirCAD) yanı sıra, zirkonya takviyeli lityum silikat (ZLS) cam seramik (Vita Suprinity) 2013 yılında, yeni nesil CAD / CAM blok olarak sunulmuştur.

Yani Vita Suprinity(Vita Zahnfabrik Spitalgasse 3 D-79713 Bad Sackingen, Almanya) CAD/CAM sistemleri ile kullanılabilen ve içeriğinde; ağırlıkça %8-12

zirkonya, %56- 64 silikon dioksit, %15-21 lityum oksit, <%10 pigmentler bulunan bir malzemedir. Yeni nesil ZLS cam seramikleri, diğer CAD/CAM cam seramiklerinden, zirkonya içeriklerinin daha fazla olması (% 8-12) ve daha ince taneli homojen yapıya (0.5-0.7 µm) sahip olmaları nedeniyle mekanik olarak daha avantajlıdır(Rinke ve ark., 2015). Ayrıca, cam fazda zirkonyanın homojen olarak dağılımının üstün estetik özellikler sağlayacağı düşünülmektedir (Sato ve ark., 2016).

Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik Spitalgasse 3 D-79713 Bad Sackingen, Almanya) inlay, onlay, parsiyel kuron, anterior ve posterior tek üyeli diş restorasyonları ve implant üstü anterior ve posterior tek diş restorasyonları için kullanılabilir. Aşırı madde kaybı veya fazla preparasyon sonrası kalan diş dokusunun yetersiz olması durumunda, aşırı çiğneme fonksiyonu ya da bruksizmi olan hastalarda özellikle de bu hastaların devital dişlerinde uygulanması önerilmemektedir. Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik Spitalgasse 3 D-79713 Bad Sackingen, Almanya) anterior ve premolar bölgede köprü restorasyonlarında kullanılabilir(Pieger ve ark., 2014).

### 2.3.7. Kompozitler

Kompozit bloklar uzun süre kullanılacak geçici kronların yapımı için kullanılırlar (Paradigm MZ 100, 3M ESPE, Almanya). Bruksizimli hastalarda tek üye kronlarda, inley ve onley restorasyonlarda kullanılmaları önerilmektedir bunun sebebi olarak karşıt dişi daha az aşındırmaları ve çiğneme kuvvetlerini absorbe etmeleri gösterilir(Höland ve ark., 2000).

### 2.3.8. Polimerler

Polimerler, uzun süreli geçici restorasyonların üretiminde kullanılırlar (Telio CAD, Ivvoclar Vivadent, Liechtenstein). Bazı durumlarda rezin materyalden restorasyonlar üretilip marjın adaptasyonundan veya estetik görüntüsünden emin olunup daha sonra maliyeti çok daha yüksek seramik bloklardan üretime geçilmektedir. Bu amaçla kullanılan monokromatik ve daha üstün optik özelliklere sahip polikromatik bloklar bulunduğu gibi, üretici firmalar tarafından içeriğinde polimetilmetakrilat bulunmayan materyallerde piyasaya sürülmüştür.

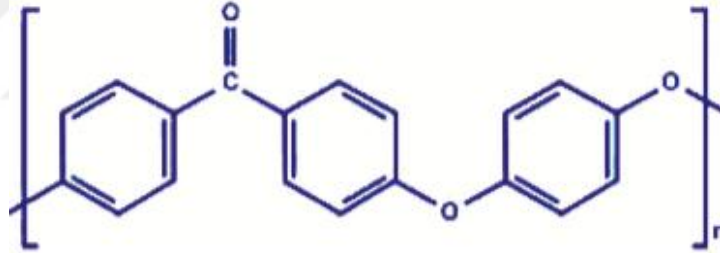
Bu blokların CAD/CAM sistemlerinde kullanımıyla artık monomer bırakmadan döküme girebilen altyapı modelajları ve cerrahi plaklar da hazırlanabilmektedir (Lauvahutanon ve ark., 2014).

Son zamanlarda diş hekimliğinde birçok endikasyon için kullanımı gündeme gelen polietereterketone(PEEK) ve polieterketonketon(PEKK)poli-aril-eter-keton ailesine ait olan yüksek sıcaklık polimerleridir. PEEK, keton ve eter fonksiyonel gruplarının birbirlerine bağlanması ile oluşan yarı kristalli (Bogna Stawarczyk ve ark., 2015) ve aynı zamanda metalik bileşenlerin yerine geçebilen yüksek performanslı bir termoplastik polimer olarak bilinir. Çalışmamızda polimer yapısında olan PEKK içerikli bloklar CAD/CAM sistemi ile alt yapı şeklinde üretilmiştir.

#### 2.3.8.1. PEKK(Poli-eter-keton-keton)

Polietereterketon (PEEK), poliarileterketon ailesine ait sentetik olarak üretilen polimerik bir malzemedir(Heimer ve ark., 2017; Silthampitag ve ark., 2016). Yüksek fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olmasının yanında, aynı zamanda yüksek termal ve boyutsal stabiliteye sahip olan PEEK materyali, endüstri alanında kullanılan birçok metalik materyale alternatif olarak görülmektedir (Neumann ve ark., 2014).

Kimyasal yapısı Şekil 1’de görülmektedir.



Şekil 1. Polietereterketonun (PEEK) monomer ünitesinin kimyasal yapısı

Polietereterketon; monomerin, monomer ünitesi, bis-fenolatın kademeli büyüme dialkilasyon reaksiyonu ile oluşur. Difetil sülfon gibi bir polar çözücüde 300 °C ‘de 4,4 ‘diflorobenzofenon ile hidrokinon disodyum tuzu arasındaki reaksiyonu ile PEEK sentezi gerçekleşir. PEEK ısıya dayanıklılık, solvent direnci, mükemmel elektriksel izolasyon, iyi aşınma direnci ve yüksek yorulma direncine sahiptir. Aynı zamanda iyi mekanik özelliklere, kolay işlenebilirliğe, yüksek sertliğe,yüksek sıcaklıkta iyi boyutsal stabiliteye de sahiptir. Erime noktası 335 °C dir. Cam ve karbon fiber gibi birçok takviye edici ajan ile uyumludur. Kütle bazında birçok metal alaşımdan daha yüksek dayanıklılığa sahiptir(Schmidlin ve ark., 2010; Kern ve Lehmann, 2012; Heimer ve ark., 2017a; Heimer ve ark., 2017b).

Biyouyumlulukları mükemmeldir, mekanik özellikleri iyidir, yaşlanmaya dirençlidir, fiziksel ve kimyasal olarak stabildir. Manyetik rözans, bilgisayarlı tomografi, x-ray gibi görüntüleme teknikleri ile uyumludur. Radyolusenttir.

PEEK olumlu birçok özelliğinden kaynaklı; havacılık, otomotiv, elektronik ve tıbbi ekipman gibi pek çok endüstriyel uygulamada kullanılmaktadır(Zhou ve ark., 2014)

PEEK, son yıllarda diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Biyouyumluluğunun iyi olması ve ideal kimyasal, termal ve mekanik özellikleri nedeniyle, PEEK diş hekimliğinde çeşitli restorasyonlarda kullanılmaktadır. CAD/CAM uygulamaları için ideal bir malzemedir(Silthampitag ve ark., 2016; Heimer ve ark., 2017a).

PEEK, başka materyaller ile birleştirilerek kolayca modifiye edilebilir. Örneğin; karbon fiberlerin eklenmesi elastik modülü 18 GPa kadar artırabilir.

Titanyum ve alaşımları, kemikten önemli ölçüde daha yüksek bir elastik modüle sahiptir ve kemik etrafında ciddi stres oluşturmaları sonucu kemik kaybına neden olurlar. Karbon takviyeli PEEK elastik modülü, kortikal kemik ve dentin ile de karşılaştırılabilir; bu nedenle, bir implant malzemesi olarak kullanılan titanyum ile karşılaştırıldığında PEEK daha az gerilim gösterir(Kern ve Lehmann, 2012; Najeeb ve ark., 2016)

Ayrıca, PEEK'in gerilme özellikleri, kemik, mine ve dentininkine benzer ve mekanik özellikler açısından da uygun restoratif bir malzeme haline gelir(Najeeb ve ark., 2016)

Titanyumun aksine, PEEK çok sınırlı osteokondüktif özelliklere sahiptir. Bu nedenle, PEEK implantlarının biyoaktivitesini arttırmak için önemli miktarda araştırma yapılmıştır.

PEEK'in biyoaktivitesini iyileştirmek için sentetik osteokondüktif hidroksil apatit ile PEEK yüzeyini kaplayan, yüzey pürüzlülüğünü arttıran ve PEEK yüzeyine biyoaktif parçacıklar eklenmesini sağlayan bir dizi yöntem vardır. PEEK in rengi beyazdır ve mükemmel mekanik özelliklere sahiptir, bu nedenle sabit protezler ve hareketli protezler gibi diğer protez uygulamaları için kullanımı önerilir. Ayrıca PEEK ortodontik tedavilerde estetik bir seçenek olarak düşünülebilir. Polietilen sülfon (PES) ve poliviniliden difluorür (PVDF) gibi diğer polimerlere kıyasla, PEEK ortodontik tedavilerde daha yüksek ortodontik kuvvetler sağlar. Ancak metalik tellere benzer bir kesitte Co-Cr, Titanyum-molibden (Ti-Mo) ve nikel-titanyum (Ni-



Ti) ile karşılaştırıldığında benzer kuvvet uygular(Kern ve Lehmann, 2012 ; Gao ve ark., 2015; Abdullah ve ark., 2016; Najeeb ve ark., 2016; Rocha ve ark., 2016; Silthampitag ve ark., 2016).

Bu eşsiz fiziksel ve mekanik özelliklerinden dolayı, PEEK diş hekimliği uygulamaları için umut verici bir malzemedir.

### **İmplant Materyali Olarak PEEK**

Wolff Yasasına göre, kemik uygulanan yüke göre remodeling gösterir. ‘Stress shielding’ implantın normal yükleri karşılaması nedeniyle bir implant etrafındaki kemiğin hacmindeki azalmadır. Karbon fiber takviyeli PEEK (CFR-PEEK) implantların sonlu elemanlar analizi (FEA), PEEK’in titanyuma göre kemiğe daha az stres iletebileceğini göstermektedir. Bununla birlikte, PEEK dental implantları klinik olarak titanyum implantları gibi geniş çapta kullanılmadığından, insan deneklerinde PEEK ve titanyum implantların etrafındaki kemik resorpsiyonu arasında bir farklılık olup olmadığı bilinmemektedir. Dahası, Sarot ve arkadaşlarının (Sarot ve ark., 2010)yapmış oldukları sonlu elemanlar analizi çalışmasına göre, PEEK ve titanyum dental implantları arasında stres dağılımı bakımından bir fark olmadığını ortaya koymaktadır.Gerçekten, PEEK implantlarının titanyum implantlara göre daha az gerilme oluşturmaya kararvermek için daha fazla klinik çalışma yapılması gerekmektedir.

PEEK materyalinin değiştirilmemiş doğasında suyla temas açısı 80-90 derecedir, yani PEEK hidrofobiktir (Najeeb ve ark., 2015). İn vitro çalışmalar, modifiye edilmemiş PEEK üzerinde hücrelerin çoğalma hızında anlamlı bir artış olmadığını göstermektedir. Aksine, bazı çalışmalar, konvansiyonel ve CFR-PEEK ile temasta bulunan hücrelerde protein döngüsünün arttığını gözlemlemiştir. PEEK'in 3 yıl boyunca gözlemlendiği hayvan çalışmalarında kayda değer olmayan lokalize iltihabı bir durum gözlemlenmiştir. Bununla birlikte çok az çalışma implant olarak kullanılan PEEK in zirkonyum ve titanyum ile hemen hemen aynı osseointegrasyon performansı gösterdiğini söyler. Tersine, yeni proteomik çalışmalar, PEEK'in yüzeydeki hücre proliferasyon hızının azalmasına ve uzun vadede sitotoksik etkilere neden olabilecek mRNA işleme neden olabileceğini ortaya koymuştur. Bununla birlikte, aynı proteomik çalışmalar PEEK, zirkonya ve titanyumun biyoinertliği arasında hiçbir fark olmadığını göstermiştir. Modifiye edilmemiş PEEKbiyoinert malzeme olarak kabul edilmesine rağmen, PEEK'in in vivo ve in vitro

osteokondüktif etkileri hakkında kesin bir kanıt bulunmamaktadır. Bu nedenle, değiştirilmemiş haliyle, PEEK implantlarının uzun süreli sağkalım oranı şüphelidir.

PEEK' in mekanik ve biyolojik özellikleri iyileştirmek için, materyalde bir dizi değişiklik yapılmaya çalışılmıştır. Bununla birlikte, PEEK dental implantları klinik olarak yaygın şekilde kullanılmamaktadır ve insan deneklerinde uzun süreli etkinliklerini tayin edecek yeterli veri yoktur.

### **Nano yapılı PEEK yüzeyleri**

Nano malzemeler dental uygulamalar için son derece faydalıdır. Son yıllarda, PEEK'in biyo aktivitesini ve osseokondüktif özelliklerini geliştirmek için nano seviyede modifikasyonlar yapılmıştır. PEEK plazma püskürtme yöntemi ile iletken kalsiyum hidroksiapatit (HAp) veya titanyum gibi biyoaktif maddeler kullanarak biyoaktivite ve osteokondüktif özelliklerinin geliştirilmesi için kaplanmıştır. Biyoaktif katmanın püskürtülmesi daha büyük implantlar için uygundur ancak nispeten daha küçük implantlar için uygun değildir. Bunun nedeni, HAp tabakasının implantın başarısız olmasına neden olacak şekilde çok sert ve çok kalın oluşturulmasıdır. PEEK'i HAp ile kaplamak için plazma sprey kullanmanın diğer bir dezavantajı ise, işlem sırasında oluşan yüksek sıcaklıktır. Yüksek sıcaklıklar, nispeten daha düşük erime sıcaklığına sahip olan PEEK'in yapısına zarar verebilir. Ayrıca, CFR-PEEK üzerine uygulanan plazma püskürtmeli HAp kaplamaları düşük bağ kuvveti (2,8 MPa) ile PEEK yüzeyine tutunur ve kaplama işlemi sırasında oluşan yüksek sıcaklıklar nedeniyle karbon fiberler implant yüzeyinden buharlaşabilir (Najeeb ve ark., 2015, 2016). PEEK'in biyolojik olarak aktif apatit kristalleri ile nano boyutta kaplanması ve biyoaktif PEEK nanokompozitlerin üretimi üzerinde yoğunlaşmıştır. Biyoaktif yüzey kaplamaları, kemik dokuları ile olan etkileşimi artırabilir ve implant malzemelerinin daha iyi osseointegrasyonu ile sonuçlanır. Spin-coating PEEK yüzeyinde ince bir nano ölçekli kalsiyum hidroksiapatit tabakasının kaplanması için uygulanan başka bir yöntemdir. Bu işlemde, organik çözücüler içerisinde çözülmüş apatit yavaşça yüksek hızda dönen implant yüzeyine yapıştırılır. Isıl işlem sonrasında implantlarda ince bir HAp tabakası oluşur. Hayvan çalışmaları spin kaplı PEEK implantlarının kaplanmamış PEEK'e kıyasla daha yüksek kemik-implant teması (BIC) olduğunu göstermiştir (Barkarmo ve ark., 2013; Nakahara ve ark., 2013; Najeeb ve ark., 2015, 2016). PEEK İmplant Abutmentleri

Biyouyumlulukları göz önüne alındığında, PEEK kullanılarak implantabutmentleri yapılabilir. Koutouzis ve arkadaşları (2011), tarafından yürütülen randomize, kontrollü bir klinik çalışmada, PEEK ve titanyum abutmentler etrafında kemik rezorpsiyonu ve yumuşak doku iltihaplanmasında önemli bir farklılığın bulunmadığını ileri sürmüştür. Ayrıca, PEEK abutmentlerinde oral mikrobiyal flora çeşitliliği, titanyum, zirkonya ve polimetilmetakrilattan üretilen abutmentlerle kıyaslanabilir. PEEK'in elastik modülünün kemiğe yakın olması ve kemiğe gelen stresi absorbe etmesi kemikte yeniden biçimlenmeyi teşvik eder. Bu nedenle, PEEK, implant abutmentleri yapımında uygun bir alternatif olarak kullanılabilir(Najeeb ve ark., 2016).

### **Bioaktif PEEK Nanokompozitleri**

Biyoaktiviteyi arttırmak için, biyoaktif inorganik parçacıklar, eriyik karıştırma ve sıkıştırma teknikleri kullanılarak PEEK'e dahil edilebilir (Najeeb ve ark., 2015). Bununla birlikte, 2-4 µm'den daha büyük bioaktif HAp parçacıklarının bir araya getirilmesinin PEEK'in mekanik özellikleri üzerinde olumsuz bir etkisi vardır. Bu durum, daha büyük parçacıklar yerine nano boyutlu parçacıklar kullanılarak aşılabılır. PEEK nano-kompozisyonlarından yapılmış implantlar, artmış biyoaktivite, daha iyi mekanik özellikler gibi birtakım avantajlara sahiptir. Hidroksifluorapatit gibi nano boyutlu parçacıkların birleştirilmesinin, yaygın bir oral patojen olan Streptococcus mutans'a anti-mikrobik özellikler kazandırdığı ve in vivo osseointegrasyonu geliştirdiği öne sürülmüştür. Ayrıca, hayvan çalışmaları, nano-TiO<sub>2</sub> / PEEK implantlarının saf PEEK'e kıyasla daha yüksek bir biyoaktiviteye sahip olduğunu sergilemiştir(Abu Bakar ve ark., 2014; Najeeb ve ark., 2015, 2016). Dental sert dokular anizotropik niteliktedir ve aynı dokuda mekanik özellikleri bir noktadan diğerine değişir. PEEK nano kompozitler, araştırmacıların, belirli bir uygulama için gerekli olan çeşitli mekanik özellik kombinasyonları ile biyomalzemeleri sentezlemelerini sağlayabilir. Örneğin, implant olarak kullanılmanın yanı sıra, bu biyoaktif nano kompozitler, indirekt intrakoronel veya ekstrakoral restorasyonlar olarak da kullanılabilir.Wang ve arkadaşları (2011) bu restorasyonların aynı zamanda anti-bakteriyel olduklarını rapor etmiştir. Bununla birlikte, kompozitlerin, restoratif materyal olarak kullanılmalarından önce kullanım ve manipülasyonun saptanması için daha fazla çalışma gerekmektedir.

### **Hareketli Protez Materyali Olarak PEEK**

PEEK kullanılarak yapılan hareketli protezler bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim sistemleri kullanılarak yapılabilir(Najeeb ve ark.,2016). Tannous ve arkadaşları (2012) PEEK'den yapılan protezlerin kobalt-krom (Co-Cr) hassas bağlantılara kıyasla daha düşük tutucu kuvvetlere sahip olduğunu düşünmektedir. Bununla birlikte çalışma, metal kronlar üzerinde in vitro yürütülmüş olduğundan PEEK'lerin klinik ortamda tutuculukta ne kadar etkili olacağı bilinmemektedir. PEEK, hafif bir materyal olması, biyolojik uyumu polimetilmetakrilata benzerliği, kemiğe benzer fleksural modüle sahip olması, kırılmaya direnci, polisajının ve üretiminin kolay olması nedeniyle obturatör protezlerinin palatal parçasının üretiminde kullanılabilir(Costa-Palau ve ark., 2014) Costa-palau ve arkadaşları (2014), oral ve parsiyel maksiller defekte sahip bir hastada uyguladıkları obturatör protezlerinin antral kısmını PEEK-Optima materyali ve akrilik rezin kullanarak tamamlamışlardır. Daha hafif bir protez elde etmişlerdir. PEEK ile temasta olan mukozanın iyi cevap verdiğini ve hastanın estetik, retansiyon ve konforunun diğer protezi ile karşılaştırdığında arttığını belirtmişlerdir.

Bununla birlikte, geleneksel akrilik protezlere kıyasla PEEK obturatörlerin etkinliğini değerlendirmek için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır. Bugüne kadar, PEEK protezlerin kullanımına odaklanan klinik çalışmalar veya sistematik incelemeler yayınlanmamıştır. Bununla birlikte, PEEK'in üstün mekanik ve biyolojik özelliklere sahip olmaları sebebiyle polimerden yapılan protezlerin yakın gelecekte rutin olarak kullanılabilineceği ön görülmektedir.

### **PEEK Kronlar**

PEEK restorasyonlar CAD/CAM cihazlarıyla direkt aşındırma tekniği ile veya press tekniği ile üretilirler(Rocha ve ark., 2016).

PEEK materyalinin düşük yüzey enerjisini artırmak ve rezin kompozit kronlar ile yapışmasını kolaylaştırmak için çeşitli prosedürler önerilmiştir. PEEK yüzeyine bağlanmayı arttırmak için uygulanan işlemler; piranha asit(sülfürik asit ve hidrojen peroksit karışımı), 60-90 saniye sülfürik asit uygulaması ve kumlamadır(Stawarczyk ve ark., 2013a; Silthampitag ve ark., 2016; Stawarczyk ve ark, 2017). 60-90 s boyunca sülfürik asitle aşındırılmış PEEK'in 37 ° C'de 28 gün süreyle su içinde saklandıktan sonra 15.3- 7.2 MPa kadar rezin kompozit simanlarına bağlanma dayanımı sergilediği görülmüştür. Piranha asidiyle pürüzlendirilen ve bağlantıyı arttıran bir bonding materyalinin kullanıldığı bir çalışmada, yaşlandırılmış PEEK

numuneleri, kompozit rezin ile kaplandığında 23.4 MPa kadar bir gerilme bağ kuvveti göstermiştir. PEEK'in kimyasal maddelere karşı direnci yüksektir. Bu nedenle cam içerikli seramiklerde etkili olan %9'luk hidroflorik asit (HF) ile pürüzlendirme, PEEK yüzey morfolojisini değiştirmez. Üreticinin talimatlarına göre, PEEK yüzeyinde kimyasal pürüzlendirme %40 HF veya %40'dan fazla konsantrasyona sahip sülfürik asit, %30-50 nitrik asit, formik asit ve klorosülfonik asit gibi güçlü asitler ile mümkündür.

Alüminyum oksit kuşakları ile kuşaklama, silisyum oksit kuşakları ile silika kaplama, farklı sürelerde %98 sülfürik asit ile pürüzlendirme, soğuk aktif gaz plazma işlemi PEEK ve rezin arasındaki bağlanmayı arttırmak için uygulanan yüzey işlemlerinden bazılarıdır (Silthampitag ve ark., 2016; Stawarczyk ve ark., 2017). Bu hazırlık işlemlerinden sonra primer adezivleri (Heliobond, Luxatemp Glaze & Bond®, Visiolink® ve Signum PEEK Bond® gibi) uygulaması bağlanma direncini arttırmaktadır. Ayrıca yapılan çalışmalarda kuşaklama işlemlerinin PEEK yüzeyinde etkili yöntemler olduğu bulunmuştur (Stawarczyk ve ark., 2017).

Air abrazyon ve asitle aşındırma teknikleri kullanılan PEEK kronlarının vedentin abutmentlerine bağlantı kuvvetinde anlamlı bir fark gözlenmemiştir.

Bu çalışmalar, PEEK'in alt yapı malzemesi olarak kompozit rezin ile kullanılabilmesini göstermektedir. PEEK'in mekanik özellikleri mine ve dentine benzer olduğundan PEEK seramik ve metal alaşım restorasyonlara göre daha avantajlıdır.

### **CAD/CAM ile PEEK Blokardan Üretilen Sabit Protez**

CAD/CAM ile tasarlanan kompozitler ve polimetilmetakrilat (PMMA) bloklardan üretilen sabit protezler, geleneksel sabit protezlere kıyasla üstün mekanik özelliklere sahiptir. PEEK bloklar kullanılarak, CAD/CAM'de tasarlanan restorasyonlar ise PMMA'ya alternatif olabilir (Stawarczyk ve ark., 2014; Najeeb ve ark., 2016). CAD/CAM ile üretilen üç üyeli PEEK sabit protezin, preslenmiş granüler veya pelet şekilli PEEK protezlerine göre daha yüksek kırılma direnci olduğu öne sürülmüştür. CAD/CAM ile tasarlanan PEEK sabit protezlerin kırılma direnci lityum disilikat cam-seramik (950N), alümina (851N) ve zirkonya (981-1331N) dan elde edilen protezlere kıyasla çok daha yüksektir (Gao ve ark., 2015; Najeeb ve ark., 2016). PEEK'in aşınma direnci özellikleri mükemmeldir. Elastik modül ve sertliği önemli ölçüde düşük olmasına rağmen, PEEK'in aşınma direnci

metalik alaşımlar ile rekabet edebilir( Stawarczyk ve ark., 2014; Najeeb ve ark., 2016). Bununla birlikte, PEEK kronları tarafından dişlerde oluşan aşınmayı, alaşımlar ve seramik gibi diğer malzemelerle üretilenlere kıyasla karşılaştıran hiçbir klinik çalışma yapılmamıştır. Dolayısıyla, PEEK kronlarının dentin ve mine ile uyumlu bir şekilde işlev gösterip göstermediği hala bilinmemektedir.

Liebermann ve arkadaşları (2016), yaptıkları çalışmada farklı yaşlanma solüsyonları ve sürelerinin farklı CAD-CAM polimerlerinde pürüzlülük, çözünürlük, su emme, yüzey sertliği üzerindeki etkilerini değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada PEEK en düşük çözünürlük ve su emme değerlerini göstermiştir. En yüksek çözünürlük, geleneksel bis-akril kompozit polimer için gözlenmiş ve en yüksek su emme nanohibrit kompozit için bulunmuştur. Sonuç olarak sertlik açısından, PEEK polimetilmetakrilatbazlı materyallerle karşılaştırılabilir değerler sunmuştur. Ayrıca PEEK düşük su emme ve çözünürlük özelliklerini göstermiştir. Bu nedenle PEEK materyalinin uzun dönem restorasyonlar için kullanılabilineceği rapor edilmiştir.

İyi aşınma direnci, mekanik özellikleri, kompozitlere ve dişlere yeterli bağlantısının olması gibi özellikler göz önüne alındığında, PEEK'in alt yapı olarak kullanıldığı sabit kısmi protezin tatmin edici bir sağkalım oranı göstermesi beklenir.

Sonuç olarak PEEK, mekanik ve fiziksel özelliklerinin kemik ve dentine benzer olması nedeniyle, diş hekimliğinde birçok uygulama için kullanılabilir. PEEK materyalini dental implant olarak kullanabilmek için materyalin biyoaktivitesini, mekanik özelliklerini etkilemeden artırmak istenilmekte ve bunun için önemli çalışmalar yapılmaktadır. PEEK akrilik gibi malzemelerle kıyaslandığında üstün mekanik özellikler gösterir ve CAD/CAM ile sabit ve hareketli protez yapımında üretim yapılabilmesi nedeniyle de dikkat çekici bir malzeme haline gelmiştir. Bu materyalin diş hekimliğinde ileri uygulamaları için olası değişikliklerini keşfetmek gerekmektedir ve daha fazla araştırma ile klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

Daha önceden de belirtildiği gibi PAEK'ler, yüksek sıcaklıkta gösterdikleri kararlılık ve yüksek mekanik dayanıklılığa sahip yarı kristalin termoplastik polimer ailesidir(Platzer, 1986). Keton ve eter fonksiyonel gruplar ile birbirine bağlanan aromatik moleküler zincirinden oluşurlar (Platzer, 1986). Günümüzde dental uygulamalar için kullanılan ve ticari olarak piyasa da bulunan PAEK ailesine ait iki farklı materyal bulunmaktadır. Bunlar PEEK(poli-eter-eter-keton) (Bredent GmbH &

Co. KG, Senden, Almanya; Evonik Industries, Essen, Almanya; Juvora Ltd. Thornton Cleveleys, Lancashire, İngiltere) ve PEKK(poli-eter-ke-ton-ke-ton)(Cendres+Metaux, SA İsviçre) dir. PAEK ailesinin biyoyumluluğu 30 yıl önce doğrulanmıştır(D. F. William ve ark., 1987) ve daha sonraki çalışmalar uzun dönem biyo-uyumluluğunu desteklemiştir (Akhava ve ark., 2006; Kurtz ve Devine, 2007, Bruner ve ark., 2010).

PEKK'ler(poli-eter-ke-ton-ke-ton), ek ke-ton grubu içermeleri nedeniyle daha iyi biyoyumluluk ve geliştirilmiş kimyasal ve mekanik özelliklere sahip termoplastik polimerlerdir.Ayrıca, Kewekordes ve arkadaşları (2018) ratlar üzerinde yaptıkları çalışmalarda PEKK'lerin polimetilmetakrilatlara kıyasla daha düşük bir inflamatuvar yanıtı olduğunu bulmuşlardır.

Literatürde PEEK'lerin dental materyal olarak kullanılabilmesi daha fazla alan olmasına rağmen, restoratif dişhekimliğinde PEKK uygulamasına destek veren çok az çalışma bulunmaktadır. Elmougy ve arkadaşları (2018), Pekkton Ivory (Cendres+Metaux, SA İsviçre) Lava Ultimate(3MESPE, Seefeld, Almanya), Vita Enamic(Vita Zahnfabrik Spitalgasse 3 D-79713 Bad Sackingen, Almanya) ve IPS e.Max Press(Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılarak yaptıkları çalışmada bu materyallerin Biaxial Flexurel Strength(BFS)'i, Vickers Sertliği(VH), Hidroskopik Ekspansiyon Değişimi(HEC)'i karşılaştırılmıştır.PEKK, insan dentinine (559-588 MPa) yakın bir değere sahip en düşük Vickers Sertliğine sahiptir (Forss ve ark., 1991). Bu çalışma, PEKK'in monolitik kron biçiminde, aynı parametreler için diğer malzemelerle karşılaştırıldığında, kalıcı olarak monolitik kron olarak kullanılmak üzere yeterli mekanik ve fiziksel özelliklere sahip bir restorasyon için temel oluşturduğunu göstermektedir. Literatürde PEKK'in alt yapı olarak kullanıldığı, üst yapı materyalleri ile bağlantısının incelendiği çalışmalar PEEK' e kıyasla çok azdır. PEKK yüzeyine yalnızca silika kaplama(Fuhrmann ve ark., 2014) ve plazma yüzey işlemlerinin(Stawarczyk ve ark., 2017) uygulandığı yüzey işlemlerine ait sınırlı bilgiler mevcuttur.Sakihara ve arkadaşlarının (2018) sülfürik asit(SA) ve vinil sülfonik asid(VSA) kullanarak PEKK verezin kompozit materyali arasındaki bağlantıyı inceledikleri çalışmalarında PEKK yüzeyinin SA veya VSA uygulanması sonucu, fosfat primer uygulamasının tersine, rezin kompozit ve PEKK arasındaki bağlantı kuvvetini önemli ölçüde artırdığı gözlemlenmiştir. PEKK esaslı malzemeler ve indirek rezin kompozitleri kullanılarak protezlerin üretilmesinde uygun kimyasal aşındırma yararlı bir seçenek olabileceği görülmüştür. %90SA

(sülfürik asit) ile 5 saniye veya %95 VSA (vinil sülfonik asit) ile aşındırmanın, bir fosfat primer uygulaması yerine daha yüksek bağlanma dayanımı sağlamıştır.

Son olarak PEKK'lerin basma dayanımı PEEK ile kıyaslandığında %80 daha fazladır (Fuhrmann ve ark., 2014). Bu nedenle çalışmamızda PEKK alt yapı materyali olarak kullanılmış ve zirkon ile kırılma dayanımları açısından karşılaştırılmıştır.

#### 2.4. Zirkonya Alt Yapıların Veneerlenmesi

Zirkonyanın sahip olduğu opak beyaz görüntüsü ve düşük translüsenesi sebebiyle doğal diş görüntüsüne sahip olabilmesi için porselen ile kaplanması gerekmektedir (Vichi ve ark., 2011).

##### 2.4.1. Tabakalama Tekniği (Layering)

Tabakalama tekniği ekonomik nedenlerden dolayı, kron ve köprü alt yapılarının estetik ve fonksiyonel olarak restore edilmesinde başvurulan geleneksel bir yöntemdir. Bu yöntemde estetik açıdan üstün fakat dayanıklılık açısından tek başına yetersiz olan veneer seramiklerin daha kuvvetli bir altyapı üzerine, tabakalar halinde ilave edilerek pişirilmesi esastır (Hsueh ve ark., 2006). Tabakalama işlemleri için altyapı, model üzerine doğru pozisyonda yerleştirilir; kullanılacak seramik tozu kendi özel likiti ile karıştırılır. Daha sonra karışım bir fırça yardımıyla korun üzerine kondensasyon işlemi ile uygulanır ve fırınlanır. Kondensasyon işlemi ile seramik partiküllerin arasındaki hava boşluklarının ve nemin yüzeye çıkarılması, kor ile seramik arasındaki temasın artırılması sağlanır. Kondensasyon işlemi ile büzülme de azalacağı için soğuma esnasında oluşabilecek çatlaklar da önlenmiş olur. Kondensasyon işlemi vibrasyon, spatülleme veya fırçalama teknikleriyle gerçekleştirilir (McLean ve ark., 1979). Tabakalama tekniğinde karşılaşılan en büyük problem fırınlama sonrası yapı içerisinde %25-35 oranında büzülmenin görülmesidir. Oluşan büzülmeyi telafi etmek için birkaç kez ilave porselen uygulanması ve pişim işlemlerinin yapılması gerekir (Holden ve ark., 2009). Dentin istenilen kıvama getirilir ve belirli bir kalınlıkta uygulanır. Dentin tabakası yığma işlemi tamamlandıktan sonra restorasyon modelden dikkatlice çıkartılır ve kontakta olan dişlerle temas noktaları tamamlanır (Beuer ve ark., 2008). Tabakalama tekniği presleme tekniğiyle kıyaslandığında, fırça ile şekillendirme yapılması ve pişirme tekniği sebebiyle daha hassas çalışma gerektirir (Höland ve ark., 2000). Tabakalama



tekniklerinde kullanılan dentin porseleni doğal dişteki benzer nanoflorapatit kristalleri içerir. Bu kristaller ile doğal dişlerin rengi, yüzey şekilleri ve translusensileri restorasyonlara yansıtılabilir. Tabakalama tekniklerindeki sınırlamalar; porselen toz ve likiti oranı, vibrasyon ve kondensasyon teknikleri ile pişirme derecesidir. Bu sınırlamalar istenilmeyen tanecik büyümesine, pörözite artışına, kristallerin asimetrik büyüklüğü ve homojen olmayan dağılımına sebep olabilmektedir (Luo ve Zhang, 2010). Zeighami ve arkadaşları (2013). yaptıkları çalışmanın sonucunda, tekrarlanan fırınlama işleminin veneer seramiğinin kristalin yapısında değişikliğe neden olduğu ve fırınlama sayısının gereksiz olarak arttırılmasından kaçınılması gerektiğini bildirmişlerdir.

#### 2.4.2. Pressleme Tekniği (Press-on/ Over Press)

Presleme tekniklerinde, restorasyonun mum modelasyonu hazırlanır ve revetmana alınır. Burn-out fırınında mum atımı yapıldıktan sonra elde edilen boşluğuna preslenebilen seramik gönderilir (Beuer ve ark., 2008). Presleme teknolojisinin gelişmesi ile zirkonya alt yapılar için yeni nesil seramikler üretilmiştir (Aboushelib ve ark., 2005a). Seramik ingotların elde edilme biçimlerine bağlı olarak, geliştirilmiş bir homojenite elde edilir. Farklı boyutlardaki florapatit kristalleri, restorasyonların translusensilerini, opalesanslarını ve parlaklıklarını kontrol eder. İngotların homojenitelerine bağlı olarak, presleme tekniklerinde kristaller veneer içinde oransal olarak pöröz olmadan dağılırlar (Luo ve Zhang, 2010). Bu teknik ile yüksek dayanıklılığa sahip zirkonya alt yapıların ve geliştirilen cam seramik ingotların avantajlarının birleştirilmesi amaçlanmıştır (Guess ve ark., 2009). Bu teknik ile tabakalama tekniklerinde yaşanan fırınlama büzülmesi en aza indirilir ve daha iyi bir marjinal uyum sağlanmış olur (Goldin ve ark., 2005; Holden ve ark., 2009). Presleme tekniğinin tabakalama tekniğine göre daha kontrollü olması, veneer seramiğin daha az hatalı işlenebilmesi, dişin ideal formunun oluşturulması, laboratuvar ortamında tek bir pişimde gerçekleştirilmesi, seramik basınç altında şekillendirildiği için ortaya çıkan yapının daha homojen, yoğun ve küçük partiküllü olması gibi birçok avantajı vardır (El-Mowafy ve Brochu, 2002). Presleme tekniklerinde laboratuvar ortamında hazırlanan mum modelin ağızda provası yapılabilir. Dolayısıyla ağız içinde prova esnasında harcanan zamanı ve muhtemel tekrarlanan prova randevuları en aza indirilir (Gorman ve ark., 2000). Presleme tekniğinin bilinen dezavantajı ise kullanılan seramiklerin tabakalama tekniklerinde

kullanılan seramiklere göre optik kalitelerinin dolayısıyla estetiğinin düşük olmasıdır. Bu nedenle ağızda estetik açıdan önemli olan bölgelerde kullanımları sınırlıdır (Aboushelib ve ark., 2008). Tabakalama ve presleme tekniklerinin karşılaştırıldığı birçok çalışmada veneer seramiğinin kırılmasını sebebi olarak alt yapı tasarımı gösterilmiştir (Eisenburger ve ark., 2011; Guess ve ark., 2013; Preis ve ark., 2014). Zirkonya ile veneer seramikleri arasındaki bağlantı dayanımını araştırıldığı çalışmalarda, zirkonya örneklerin bir kısmına IPS e.max Zirpress seramiği, diğer gruba liner ve IPS e.max Ceram tabaka seramiği uygulamışlardır. Yapılan SEM analizinde tabaka seramiğin uygulandığı örneklerin liner yüzeylerinde hava kabarcıkları gözlenmiş ve kombine kırıklar kaydedilmiştir (Aboushelib ve ark., 2008).

Presleme tekniği, arzu edilen diş anatomisinin verilebilmesi ve fırınlama esnasında meydana gelen büzülme önleyebilmek için tabakalama tekniğine tercih edilebilir (Holden ve ark., 2009).

Presleme ve tabakalama seramiklerinin bir restorasyonda birlikte kullanılmaları hem üstün bir bağlanma ve ara yüzey kalitesi sağlarken hem de estetiği geliştirir. Bu şekilde zirkonya restorasyonların performansı artar. Bu teknikte altyapı üzerine önce presleme tekniği ile veneer seramiği preslenir. Daha sonra tabakalama seramiği ile restorasyon bitirilir (Aboushelib ve ark., 2008).

#### 2.4.3. CAD-on (Sinterleme) Tekniği

CAD-on tekniği CAD/CAM ile üretilen yeni bir zirkonya altyapılı tam seramik tekniği olarak tanıtılmıştır (Beuer ve ark., 2008). Bu teknikte, hem alt yapı olarak kullanılacak zirkonya, hem de üst yapı olarak kullanılacak veneer seramiği CAD/CAM ile üretilir. Zirkonya alt yapısı ile lityum disilikat cam seramik üst yapı, bir cam füzyon seramiği ile bir araya getirilerek tek fırınlama ile pişirilirler. Bu yeni tekniğin geleneksel tekniklere kıyasla veneer seramiğinin zayıf yapısından kaynaklanan seramik chipping inin önüne geçebileceği düşünülmüştür (Beuer ve ark., 2009; Schmitter ve ark., 2012; Kanat ve ark., 2014).

Veneer ve alt yapı, her ikisi de dijital CAD/CAM ile üretilirse uzun köprülerin yapımı sırasında gereken manuel iş yükü önemli ölçüde azaltılabilir.

Yeni veneer tekniğinin amacı manuel üretime bağlı eksikliklerin önüne geçmek aynı zamanda kaliteyi, güvenilirliği ve maliyet etkinliğini CAD/CAM ile üretilen zirkonya altyapılı restorasyonlar için arttırmaktır (Chaar ve ark., 2013). Bu

teknikle ilgili çalışmalar sınırlı sayıdadır ve genellikle tekniğin mekanik performansı ile ilgilidir. Ancak bu tekniğin diğer tekniklere kıyasla nasıl bir estetik performans sergilediği konusunda kesin bir bilgi bulunmamaktadır.

#### 2.4.4. Zirkonyanın Veneerlenmesinde Güncel Yaklaşımlar

Yakın zamanda veneer-seramiğinin manuel uygulanması / kondenzasyonu ile ilgili uygulayıcı değişkenliğini azaltmak için, hem altyapı hem de üst yapı katmanlarının ayrı ayrı üretilmesini sağlamak amacı ile yeni bir üretim tasarımı olarak Rapid Layer Manufactured (RLM) sistemi tanıtılmıştır (Kurbad, 2011). Alt yapı ve üst yapı CAD/CAM sistemi ile üretildikten sonra CAD-on tekniğinde olduğu gibi düşük-füzyon cam seramiği ile birleştirilebilirken, bu sistemde, bir rezin siman yapıştırıcısı kullanılarak birleştirilir. Teknik, geleneksel seramik füzyon üretiminde esas teşkil eden iki katın termal genişleme katsayılarının eşleştirildiği birtakım avantajlara sahiptir. Bir rezin siman ara yüz yapıştırıcısı olarak kullanıldığında, rezin simanın hacimsel çekmesi ile ortaya çıkan artık gerilmeler, geleneksel olarak sinterlenmiş Y-TZP / kaplama-seramik sistemleri ile ilişkili termal olarak ortaya çıkan gerilmelerle karşılaştırıldığında önemsiz olur (Lee ve ark., 2008).

Buna ek olarak, ince bir ara rezin tabakasının varlığı, delaminasyonun önlenmesi amacıyla ara yüzdeki tabakalar arasındaki çatlaklar için bir engel oluşturabilir. Yani rezin siman üretim sırasında kullanılan alt yapı ve üst yapı materyalleri içindeki boşlukları doldurarak restorasyon dayanımında %100 'den fazla potansiyel olarak takviye edici katkılar sağlar (Costa ve ark., 2014).

Monolitik dental seramiklerin rezin simantasyonu üzerine yapılan çalışmalarda, dental seramiğin kırılması için kritik yükte bir değişikliğe yol açabilecek siman kalınlığına ve elastik modüllere duyarlı olduğu gösterilmiştir.

Çalışmamızda bu sistemde olduğu gibi alt yapı ve üst yapı olarak kullanılan seramikler CAD/CAM ile üretilmiş daha sonra rezin siman ile yapıştırılmıştır.

#### 2.5. Baskı Dayanım Testi

Baskı dayanım testi, deney numunesine, tek ekseninde, belirli bir hızla ve sabit sıcaklıkta malzeme kırılıncaya kadar, yani yük taşıyamaz bir hale gelinceye kadar basma kuvvetinin uygulanması ile yapılır.

Klinik çalışmalar zaman alan ve maliyeti yüksek olan çalışmalardır. Bu nedenle yapılan, in vitro çalışmalar, materyalin in vivo kullanılabilirliği hakkında

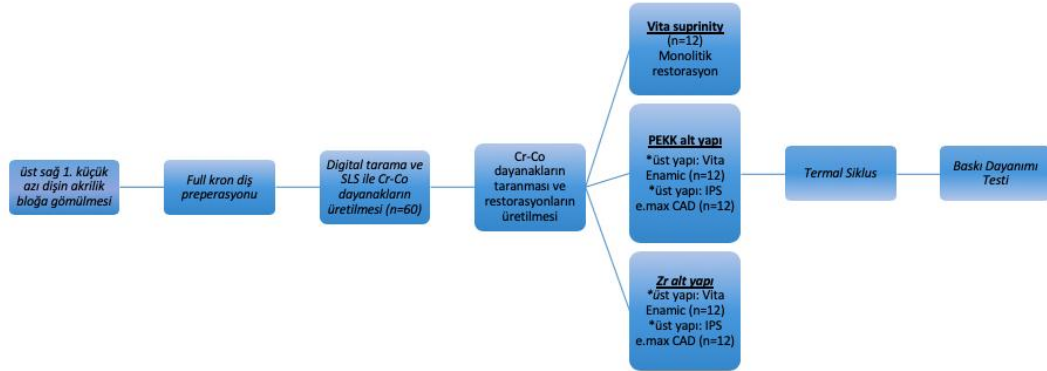
tahmin yürütmeye yardımcı olacaktır (Alkumru ve ark., 1988). Ancak, restorasyonların şeklinin kompleks olması nedeni ile standart bir kuvvet ölçüm metodu yoktur. Genellikle disk veya bar şeklindeki, örneklere uygulanan testlerden elde edilen veriler dental materyallerin yapısal performansları ile ilgili bilgi edinilmesinde kullanılır (Rosentritt ve ark., 2000) Bu testlere örnek, uniaksiyel bükülme testleri (3 nokta ve 4 nokta bükülme testleri dahil) ve biaksiyel bükülme testleri verilebilir (J.Robert Kelly, 1995; Zeng ve ark., n.d.) Fakat basit geometrik şekilli yöntemler klinik durumu tam olarak yansıtamazlar. Dişin anatomik konfigürasyonunu yansıtan, siman faktörünü içeren örneklere uygulanacak kırılma testleri ile materyalin davranışı hakkında daha fazla bilgi elde edilir (Aboushelib ve ark., 2005; Tinschert ve ark., 2000). Test, örneklere (kuron, köprü, inley vs.) başarısızlık noktasına kadar kuvvet uygulaması ile yapılır. Bu in vitro çalışmaların sonucunda edinilen verilere dayanarak materyalin performansı hakkında bilgi sahibi olunabilir (Chitmongkolsuk ve ark., 2002). Kırılma direnci testleri sonucunda başarısızlık koheziv ya da adeziv olarak ortaya çıkmaktadır. Altyapı (kor) ile üstyapı porseleni arasındaki uyumsuzluk (termal uyumsuzluk) sözkonusu olduğunda adeziv başarısızlık gözlemlenmektedir.

Bu çalışmada, CAD/CAM ile farklı materyaller kullanılarak üretilen ve üretim tasarımları farklılık gösteren restorasyonların kırılma dayanımlarının karşılaştırılması amaçlanmıştır. Çalışmamızın sıfır hipotezi, farklı CAD/CAM materyalleri ile üretilen monolitik ve bilayered restorasyonların kırılma dayanımının fark oluşturmayacağıdır.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

Bu araştırma “Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri” tarafından desteklenmiş, Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve As Dental Diş Laboratuvarı ve İmicryl Dental Çalışma Laboratuvarı’nda yürütülmüştür. Çalışma için Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Etik Kurulu’ndan onay alınmıştır. Çalışmamızda CAD/CAM sistemi kullanılarak farklı materyallerle hazırlanan tek kron restorasyonların, kırılma dayanımları in vitro olarak değerlendirilmiştir.

Bu çalışmada piyasada bulunan beş farklı CAD/CAM blok materyali kullanılmıştır. Bu materyallerden zirkozahn (ICE Zirkon, Zirkonzahn, Gais, İtalya) ve Pektkon Ivory(Cendres-Meteaux, Biel, İsviçre) alt yapı materyali olarak, Vita Enamic (Vita Zahnfabrik Spitalgasse 3 D-79713 Bad Sackingen, Almanya) ve IPS-e.max CAD (Vivadent Ivoclar, FL) ise bu alt yapılar üzerine üst yapı materyali olarak kullanılmıştır. Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik Spitalgasse 3 D-79713 Bad Sackingen, Almanya) bloklar monoblok restorasyon olarak tasarlanmıştır.Zirkonzahn (M1, Milling Unit, Zirkonzahn) CAD/CAM sistemi kullanılarak bu materyallerden üstbirinci küçük ağı formunda diş üretilmiştir.



Şekil 2. Çalışmada takip edilen deneysel yöntem

**Tablo 1:**Çalışmada kullanılan materyaller

<b><i>Materyal tipi</i></b>	<b><i>Ticari İsmi</i></b>	<b><i>Lot Numarası</i></b>	<b><i>Üretici</i></b>	<b><i>İçerik</i></b>
<b>Cr-Co Alaşım</b>	Scheftner Dental Alloys	117281118	Scheftner, Mainz, Almanya	%59 Co, %25 Cr, %9,5 W %3,5 Mo, %1 Si
<b>Hidroflorik Asit</b>	IPS Ceramic Etching Gel	W14921	İvoclar Vivadent AG Schaan/Liechtenstein	%5'lik hidroflorik asit
<b>Metal Bond</b>	Anaxblend Metal Bonder	2017000459	Anaxdent, Olgastr Stuttgart	Metil-metakrilat
<b>Silan</b>	Monobond N	V20475	İvoclar Vivadent, Colombia	3-methakriloksiloksiypropil-trimthoksilane
<b>Adeziv</b>	Pekk Bond	2016002492	Anaxdent, Olgastr, Stuttgart	Metil metakrilat difenil (2,4,6-Trimetilbenzoi) phosphine oxide, aktivatör, stabilatör
<b>Self-etch Rezin Siman</b>	Multilink N	X09910	Ivoclar Vivadent AG Schaan/Liechtenstein	Ytterbium fluoride (i) Ytterbium trifluoride(ii) Ethoxylated bisphenol A dimethacrylate (Bis-EMA) (ii) Ethoxylated bisphenol A dimethacrylate (Bis-EMA) (iii) Bisphenol A-glycidyl methacrylate (Bis-GMA) (iii) urethane dimethacrylate (UDMA)(iv) 2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA)(iv) 2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA)(v) 2-Dimethylaminoethyl methacrylate (DMAEMA)(v) Dibenzoyl peroxide
<b>Polisaj Kiti</b>	OptraFine Assortment	VL0799	İvoclar, Vivadent, Liechtenstein	Çok aşamalı elmas bitim lastiği ve seramik için polisaj sistemi, Optrafine polisaj pastası
<b>Soğuk Akrilik</b>	Meliodent self cure acrylic	13081	Meliodent; Bayer Dental Ltd, Newbury, UK	PMMA Metil metakrilat difenil (2,4,6-Trimetilbenzoi) phosphine oxide, aktivatör, stabilatör
<b>Alüminyum Oksit</b>	Korox 50	14366178-1112	Bego Dental Almanya	50 mm Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>

**Tablo 2:** Çalışmada kullanılan restoratif materyaller ve elastisite modülleri

<b>Materyal tipi</b>	<b>Ticari İsmi</b>	<b>Lot Numarası</b>	<b>Üretici</b>	<b>İçerik</b>	<b>Elastisite Modülü</b>
<b>YTZP ile güçlendirilmiş Presinterize Zirkonya</b>	ICE Zirkon (ICE)	ZB7140D	Zirkonzahn, Gais, İtalya	ZrO <sub>2</sub> 4-6 % Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> <1 % Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , max 0,02 % SiO <sub>2</sub> max 0,01 % Fe <sub>2</sub> O <sub>3</sub> max 0,04 % Na <sub>2</sub> O	210 GPa
<b>Yüksek Performanslı Polimer PEKK</b>	Pekkton İvory Milling Blok 95/24 mm	209397	Cendres+Metaux, SA İsviçre	Polieterketonketon (%90), Titanium dioksit (%10)	4 Gpa
<b>Rezin İnfiltre Polimer Cam Seramik</b>	Vita Enamic	46000	Vita Zahnfabrik Spitalgasse 3 D-79713 Bad Sackingen, Almanya	%8 feldspar seramik %20-23 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , %58-63 SiO <sub>2</sub> , %9-11 Na <sub>2</sub> O, %4-6 K <sub>2</sub> O, %0-1 ZrO <sub>2</sub> , %14 UDMA, TEGDMA (polymer)	30 Gpa
<b>Zirkonya İle Güçlendirilmiş Cam Seramik (ZLS)</b>	Vita Suprinity	73241	Vita Zahnfabrik Spitalgasse 3 D-79713 Bad Sackingen, Almanya	%56-64 SiO <sub>2</sub> , %1-4 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , %15-21 Li <sub>2</sub> O, %8-12 ZrO <sub>2</sub> , %1-4 K <sub>2</sub> O	70 Gpa
<b>Lityum Disilikat İle Güçlendirilmiş Cam Seramik</b>	Ips e.max CAD	W97762	Vivadent Ivoclar, FL	%57-80 SiO <sub>2</sub> , %11-19 Li <sub>2</sub> O, Diğer oksitler (%0-13 K <sub>2</sub> O, %0-8 ZrO <sub>2</sub> , %0-5 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> )	95 GPa

Çalışmada kullanılan gereç ve cihazlar;

1. CAD/CAM ünitesi (M1 Milling Unit, Zirkonzahn)
2. CAD tarama ünitesi (Dental Wings7 Inc. Montreal, Kanada)
3. Işık Cihazı (Woodpecker, Guilin, Çin)
4. Ultrasonik Temizleyici (Digital Ultrasonik Cleaner CD-4820, Çin)
5. Üniversaltest cihazı (Devotrans Inc., Istanbul, Turkey)
6. Çiğneme Simülatörü (MOD Dental, Esetron Smart Robotechnologies Ankara Türkiye)

### 3.1. Örneklerin Hazırlanması

#### 3.1.1. Metal Day'ların Hazırlanması

Bu çalışmada 1 adet çürüğü ve restorasyonu olmayan üst birinci küçük azı diş kullanılmıştır. Diş silindir bir kalıba akrilik (Meliodent; Bayer Dental Ltd, Newbury, UK) yardımıyla gömülmüş ve daha sonrapreperasyonu yapılmıştır. Restoratif mateyaller için yeterli kalınlığı sağlamak amacıyla, 1mm chamfer basamak oluşturulacak şekilde, okluzalde 2 mm, aksiyal yüzeyde ise 1 mm diş dokusunun kaldırılması ile dayanak preperasyonu tamamlanmıştır. Prepare edilen diş tarayıcı (Dental Wings7 Inc. Montreal, Kanada) ile tarandıktan sonra 60 adet Cr-Co(Scheftner, Mainz, Almanya) dayanak,selektif lazer sinterizasyon cihazı (ConceptLaser, Hofmann İnnovation Group)ile üretilmiştir.Dayanaklar 3 atm basınç altında 10 mm mesafeden 50  $\mu\text{mAl}_2\text{O}_3$  tozuyla 1' er dakika boyunca kumlanmıştır.

#### 3.1.2. Örneklerin tasarımı

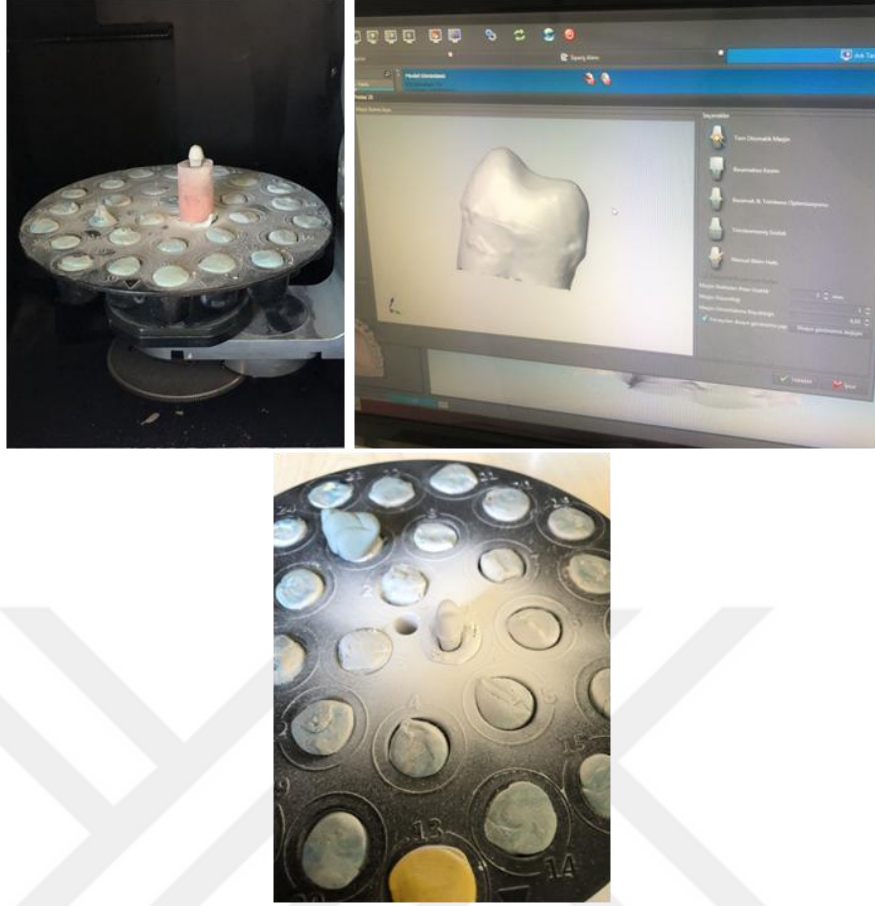
Üstbirinci küçük azı şeklinde restorasyon yapılmak üzereCr-Co (Scheftner, Mainz, Almanya)dayanaklar 15  $\mu\text{m}$  hassasiyetinde doğruluk veren tarayıcıda (Dental Wings7 Inc.Montreal, Kanada) taranmıştır. Örneklerin hepsinin standart olması için üst çene tam dişli bir model hazırlanmış ve sağ birinci küçük azı dişi için Cr-Co (Scheftner, Mainz, Almanya) dayanakların yerleştirilebileceği şekilde boşluk oluşturulmuştur.





**Şekil 3.** Örneklerin tasarlanması sırasında oluşturulan dişli model ve dijital görüntüler

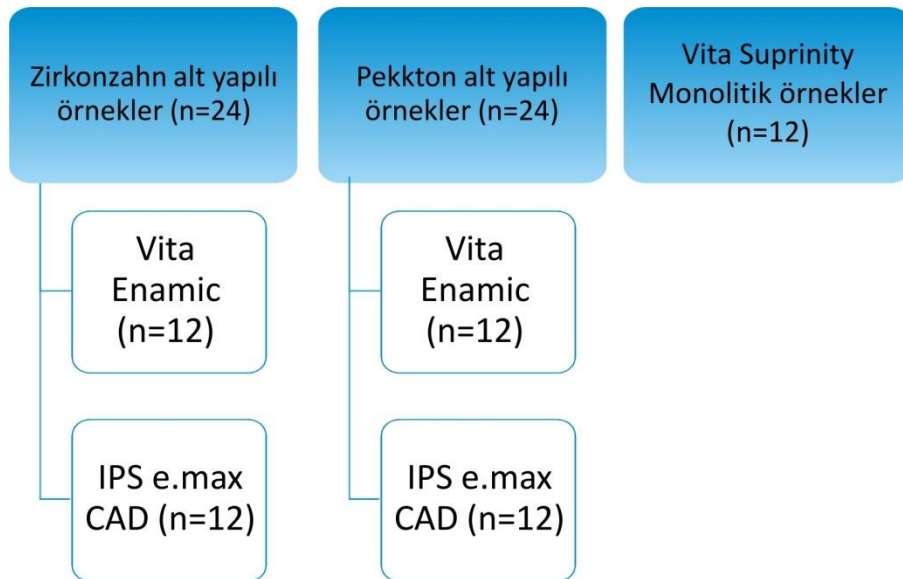
Cr-Co (Scheftner, Mainz, Almanya) dayanaklar önce dişli model üzerine yerleştirilmiş, daha sonra da tek olacak şekilde her biri ayrı ayrı taranmış ve elde edilen bu dijital ölçü üzerinde yapılacak olan restorasyonun marjinal sınırları bilgisayar yardımı ile belirlenmiştir. Oluşturulan marjinal sınırlar çerçevesinde yapılacak olan restorasyonun dijital ortamda tasarımı tamamlanmıştır.



Şekil 4.Üst yapıların bilgisayar yardımı ile taranması

Çalışmada kırılma dayanımlarının incelenmesi için, 5 ayrı grup oluşturulmuştur (n=12).

**Tablo 3:**Grupların dağılımı



### 3.1.3. Zirkonzahn Alt Yapılı Örneklerin Hazırlanması

24 adet Cr-Co (Scheftner, Mainz, Almanya) dayanak zirkon alt yapılı 2 farklı grup için tarayıcıda (Dental Wings7 Inc. Montreal, Kanada) taranmıştır. Tarama işleminden önce tüm dayanaklara görüntüleme spreyi (White Peak Systems GmbH&CO. KG Langeheide, Almanya) her bölgede eşit kalınlıkta olacak şekilde uygulanmıştır. Zirkonzahn alt yapıların kalınlığı tüm yüzeylerde 0,6 mm ve siman boşluğu ise 0,5 mm olacak şekilde tasarlanmıştır. Alt yapılar CAD/CAM cihazının frezeleme ünitesinde (M1 Milling Unit, Zirkonzahn) presinterize zirkonzahn bloklardan (ICE Zirkon, Zirkonzahn, Gais, İtalya) üretilmiştir. Sinterleme aşamasında oluşacak büzülme için alt yapılar final boyutuna göre hacimsel olarak %25 daha büyük frezelenmiştir. Frezeleme işleminin ardından alt yapılar, Zirkonzahn Keramikofen 1500(Zirkonzahn GmbH, Gais, Italy) sinterleme fırınında, 1500 °C de 12 saat sinterlenmiştir. Üretilen alt yapılar, 50µm boyutunda Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri (Korox 110; BEGO, Bremen, Almanya) 2 bar basınçta 10 mm mesafeden örnek yüzeylerine dik olacak şekilde 15 sn kumlanmıştır. Simantasyondan önce tüm dayanaklar ve alt yapılar ultrasonik temizleme cihazında (Digital Ultrasonik Cleaner CD-4820, Çin) 6 dakikada temizlenmiştir. 24 adet zirkonya alt yapı Cr-Co (Scheftner, Mainz, Almanya) dayanaklar üzerine Multilink N (İvoclar Vivadent, Liechtenstein) rezin simani ile parmak basıncı kadar kuvvet uygulanarak yapıştırılmış ve taşan siman artıkları sond yardımıyla uzaklaştırılmıştır. Restorasyon ışık cihazıyla (Woodpecker, Guilin, Çin) her yüzeyinden 20 sn, son olarak tüm yüzeyden toplamda 60 sn olacak şekilde polimerize edilmiştir.

### 3.1.4. PEKK Alt Yapılı Örneklerin Hazırlanması

24 adet Cr-Co (Scheftner, Mainz, Almanya) dayanak PEKK alt yapılı 2 farklı grup için tarayıcı (Dental Wings7 Inc. Montreal, Kanada) da taranmıştır. Tarama işleminden önce tüm dayanaklara görüntüleme spreyi (White Peak Systems GmbH&CO. KG Langeheide, Almanya) her bölgeye eşit kalınlıkta olacak şekilde uygulanmıştır. PEKK alt yapıların kalınlığı tüm yüzeylerde 0,6 mm, siman boşluğu ise 0,5 mm olacak şekilde tasarlanmıştır. Alt yapılar CAD/CAM cihazının frezeleme ünitesinde (M1 Milling Unit, Zirkonzahn), Pekkton İvory (Cendres+Metaux, SA İsviçre) bloklardan üretilmiştir. Pekkton İvory (Cendres+Metaux, SA İsviçre) üretici talimatlarına göre 50 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile 2 bar basınç altında 10 mm mesafeden 20' şer sn

kumlanmıştır. Simantasyon işleminden önce dayanaklar ve PEKK üst yapılar ultrasonik temizleyici (Digital Ultrasonik Cleaner CD-4820, Çin) ile 380 sn boyunca temizlenmiştir. Pekkton Ivory (Cendres+Metaux, SA İsviçre) bloklardan elde edilen alt yapılar Cr-Co (Scheftner, Mainz, Almanya)dayanaklar üzerine simante edilmeden önce yüzeylerine, Metal Bonder (Anaxdent, Olgastr, Stuttgart) uygulanmış ve üretici talimatlarına göre 5 dk beklenilerek bondun kendiliğinden kuruması beklenmiştir. Daha sonra alt yapılar Cr-Co(Scheftner, Mainz, Almanya) dayanaklar üzerine Multilink N (İvoclar Vivadent, Liechtenstein) rezin simanı ile yapıştırılmak üzere parmak basıncıyla yerleştirilmiş ve taşan siman artıkları sond yardımıyla uzaklaştırılmıştır. Restorasyon önce her yüzeyinden 20 sn, daha sonra toplamda 60 sn olacak şekilde ışık cihazı (Woodpecker, Guilin, Çin) ile polimerize edilmiştir.



Şekil 5. Cr-Co dayanaklara yapıştırılmış PEKK alt yapılar

### 3.1.5. Vita Enamic Üst Yapıların Hazırlanması

12 adet Zirkozahn (ICE Zirkon, Zirkozahn Gais İtalya) ve 12 adet Pekkton Ivory (Cendres-Meteaux, Biel, İsviçre) alt yapıya sahip örnek üst yapıları Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Spitalgasse 3 D-79713 Bad Sackingen, Almanya) bloklardan üretilmek üzere tarayıcıda (Dental Wings7 Inc., Montreal, Kanada) taranmıştır. Örnekler daha önce anlatıldığı gibi önce dişli modelde daha sonra tek olacak şekilde ayrı ayrı taranmıştır. Tüm üst yapılar aksiyel kalınlığı 1mm, okluzal kalınlığı 0,6mm ve alt yapı ile üst yapı arasındaki siman boşluğu 40 µm olacak şekilde tasarlanmıştır. Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Spitalgasse 3 D-79713 Bad Sackingen, Almanya) bloğun CAD/CAM sisteminde (M1 Milling Unit, Zirkozahn) millenmesi ile üst yapılar elde edilmiştir. Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Spitalgasse 3

D-79713 Bad Sackingen, Almanya) örnekler alt yapılara simante edilmeden önce, Zirkonzahn (ICE Zirkon, Zirkonzahn Gais İtalya) ve Pekkton İvory (Cendres-Meteaux, Biel, İsviçre) alt yapılar ile Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Spitalgasse 3 D-79713 Bad Sackingen, Almanya) üst yapılar ultrasonik temizleyicide(Digital Ultrasonik Cleaner CD-4820, Çin) 6 dakika süre ile temizlenmiştir. Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Spitalgasse 3 D-79713 Bad Sackingen, Almanya) örnekler %5 'lik hidroflorik asit (İvoclar Vivadent AG Schaan/ Liechtentein) ile kullanıcı talimatları doğrultusunda 60 sn asitlenmiştir.Restorasyonlar daha sonra yıkanıp 30 sn kurutulmuştur. Simantasyon için hazır olan örnekler Multilink N (İvoclar Vivadent, Liechtenstein) rezin simanı ile parmak basıncıyla kadar kuvvet uygulanarak yapıştırılmış ve taşan siman artıkları sond yardımıyla uzaklaştırılıp önce restorasyonun her yüzeyinden 20 sn daha sonra toplamda 60 sn olacak şekilde tüm yüzeylerden ışık cihazı (Woodpecker, Guilin, Çin) ile polimerize edilmiştir. Elde edilen Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Spitalgasse 3 D-79713 Bad Sackingen, Almanya) üst yapı restorasyonlara üretici talimatları doğrultusunda OptraFine (İvoclar, Vivadent,Liechtenstein) polisaj kiti ile mekanik polisaj yapılmıştır. Yüzeyler sırasıyla açık mavi ve koyu mavi lastikler ile 30'ar saniye boyunca düşük devirli bir angıldruva yardımı ile aynı araştırmacı tarafından cilalanmış ve bu işleme ilave olarak 2-4 mikron grenli elmas tozu içeren polisaj patı, özel naylon fırçayla yüzeylere uygulanmıştır.



**Şekil 6.** Üst yapı için kullanılan Vita Enamic Blok





Şekil 7. PEKK alt yapılarına uygulanana Pekk bond ve Vita Enamic üst yapılarına uygulanan HF asit



Şekil 8. Zirkon alt yapılı Vita Enamic grubuna ait örnekler



Şekil 9. PEKK alt yapılı Vita Enamic grubuna ait örnekler

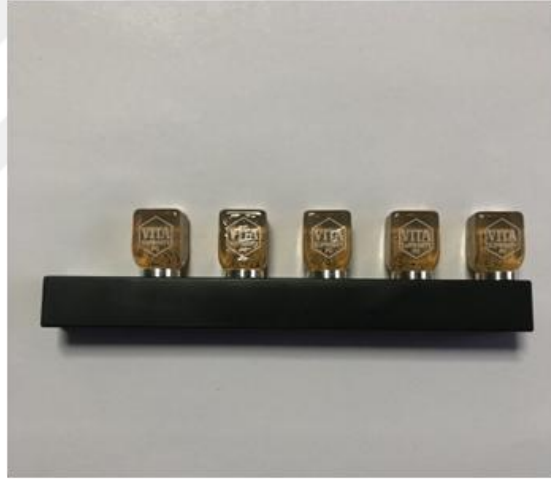
### 3.1.6. IPS e.max CAD Örneklerinin Hazırlanması

12 adet Zirkozahn(ICE Zirkon, Zirkozahn Gais, İtalya) ve 12 adet Pekkton İvory (Cendres-Meteaux, Biel, İsviçre) alt yapıya sahip örnek, üst yapıları IPS e.max CAD (Vivadent, Ivoclar, FL) ingotlardan üretilmek üzere tarayıcıda (Dental Wings7 Inc. Montreal, Kanada) taranmıştır. Tarama önce dişli modelde daha sonra tek başına olacak şekilde yapılmış ve tasarım okluzalde 1 mm ve siman boşluğu 40µm olacak şekilde gerçekleştirilmiştir. Örnekler CAD/CAM cihazının frezeleme ünitesinde (M1 Milling Unit, Zirkozahn) IPS e.max CAD (Vivadent, Ivoclar, FL) ingotlardan üretilmiştir. IPS e.max CAD restorasyonlar ilgili fırınlarda (Programat EP5000; Ivoclar Vivadent AG ve Vacumat 4000; Vita Zahnfabrik) 850 °C'de 10 dakika ve 840 °C'de 8 dakika süreyle bir kristalizasyon döngüsüne tabi tutulmuştur. Restorasyonların yapıştırılacağı Zirkozahn(ICE Zirkon, Zirkozahn Gais İtalya) ve Pekkton İvory (Cendres-Meteaux, Biel, İsviçre) alt yapıları örnekleriyle IPS e.max CAD (Vivadent, Ivoclar, FL) üst yapılar ultrasonik temizleyici(Digital Ultrasonik Cleaner CD-4820, Çin) ile 6 dakika boyunca temizlenmiştir. IPS e.max CAD (Vivadent, Ivoclar, FL) restorasyonlar üretici talimatlara göre %5 'lik hidroflorik asit (İvoclar Vivadent AG Schaan/ Liechtentein) ile kullanıcı talimatları doğrultusunda 60 sn asitlenmiştir. Restorasyonlar daha sonra yıkanıp 30 sn kurutulmuştur. Simantasyon için hazır olan örnekler Multilink N (İvoclar Vivadent, Liechtenstein) rezin simanı ile parmak basıncı kadar kuvvet uygulanarak yapıştırılmış ve taşan siman artıkları sond yardımıyla uzaklaştırılmıştır. Restorasyon önce her yüzeyinden 20 sn sonra toplamda 60 sn olacak şekilde tüm yüzeylerden ışık cihazı (Woodpecker, Guilin, Çin) ile polimerize edilmiştir.

### 3.1.7. Vita Suprinity Örneklerin Hazırlanması

12 adet Cr-Co (Scheftner, Mainz, Almanya) dayanak Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik Spitalgasse 3 D-79713 Bad Sackingen Almanya) ingotlardan monoblok şeklinde restorasyon hazırlanmak üzere, tarayıcıda (Dental Wings7 Inc. Montreal, Kanada) önce dişli model üzerinde sonra tek olarak ayrı ayrı taranmıştır. Tarama işleminden önce tüm dayanaklara görüntüleme spreyi (White Peak Systems GmbH&CO. KG Langeheide, Almanya) her bölgede eşit olacak şekilde uygulanmıştır. Bu grup örnekler, alt yapı ve üst yapı şeklinde hazırlanan önceki gruplarla standart değerlere sahip olması açısından okluzalde 1,6 mm ve siman

boşluğu da 0,5 mm olacak şekilde tasarlanmıştır. CAD/CAM cihazının frezeleme ünitesinde (M1 Milling Unit, Zirkozahn) ingotlar millenerek örnekler elde edilmiş ve 850 °C'de 10 dakika ve 840 °C'de 8 dakika süreyle bir kristalizasyon döngüsüne tabi tutulmuştur. Elde edilen Vita Suprinity örnekler ve Cr-Co dayanaklar ultrasonik temizleyicide (Digital Ultrasonik Cleaner CD-4820, Çin) 380 sn boyunca temizlenmiştir. Monoblok tasarımına sahip örnekler %5 'lik hidroflorik asit (İvoclar Vivadent AG Schaan/ Liechtentein) ile yalnızca 20 sn asitlenmiştir. Restorasyonlar daha sonra yıkanıp 30 sn kurutulmuştur. Simantasyon için hazır olan örnekler Multilink N (İvoclar Vivadent, Liechtenstein) rezin simanı kullanılarak parmak basıncı kadar kuvvet uygulanarak yapıştırılmış ve taşan siman artıkları sondaj yardımıyla uzaklaştırılmıştır. Restorasyon herbölgesinden önce 20'şer saniye, daha sonra tüm yüzeylerden toplamda 60 sn olacak şekilde ışık cihazı (Woodpecker, Guilin, Çin) ile polimerize edilmiştir.



**Şekil 10.** Vita Suprinity ingotlar





**Şekil 11.**Cr-Co dayanaklara yapıştırılacak olan Vita suprinity örnekler

### 3.2. Örneklerin Çiğneme Simülatöründe Termomekanik Yaşlandırılması

Örneklerin termomekanik yaşlandırma işlemleri için 2 akslı 6 hazneli MOY 101 Çiğneme Simülatörü (MOD Dental, Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Türkiye) kullanılmıştır. Örnekler 50 N'luk yük dikey ekseninde 3 mm'lik hareket mesafesinde 30 mm/sn dikey eksen hızıyla her seferinde 6 adet örnek haznelere yerleştirilmek suretiyle uygulanırken; lateral hareketleri simüle etmek amacıyla yatay ekseninde 2 mm'lik hareket mesafesinde 25 mm/sn hızla, 1.6 Hz frekans ile mekanik yükleme yapılmıştır. Aşındırıcı uç olarak 6 mm çapında paslanmaz çelik uç kullanılmıştır. Örnekler 6 aylık klinik kullanıma karşılık gelecek şekilde 120 bin döngüsel mekanik yüklemeye tabi tutulmuştur.

### 3.3. Basma Dayanım Testinin Uygulanması

Termal siklus işlemine tabi tutulmuş ve 24 saat distile suda bekletilmiş örnekler basma dayanım testi uygulandı. Basma dayanımı testi için, Imicryl Dental Araştırma Laboratuvarında bulunan, Üniversal test cihazı (Devotrans Inc., İstanbul, Turkey) kullanılmıştır. Restorasyonlar, test cihazının alt tablasına, uygulanan yük, okluzal yüze dik gelecek şekilde tespit edilmiş ve 6 mm çaplı çelik uç ile kronların santral fossa ve tüberkül eğimleri üzerinden dik olarak yükleme yapılmıştır. Başlangıç yükleme 2 N iken, yük 0,5 mm/dk hızda uygulanmıştır ve örneklerde ilk

kırılma gözlemlendikten sonra deney sonlandırılarak, kronların kırıldığı maksimum değerler kaydedilmiştir.

#### 3.4. Kırılma Tipi Analizi

Kırılma dayanımı testine tabi tutulmuş örneklerin kırılma tipleri makroskopik olarak değerlendirildi. Kırılma tipleri, restorasyonun total olarak kırılması ya da alt yapıya ulaşmayan ara yüzde sonlanan chipping şeklinde, değerlendirildi.

#### 3.5. İstatistiksel Analiz

Çalışmamızda elde edilen verilerin istatistiksel analizi SPSS (Windows, SPSS 21.0) paket programı kullanılarak yapıldı. Normal dağılıma uymadığı tespit edilen gruplardan, ikiden fazla grup arasındaki farklılık incelenirken Kruskal-Wallis H testi kullanıldı. Fark bulunan grupların kıyaslanması amacıyla de ikişerli olarak Mann Whitney U testi uygulandı.

#### 4. BULGULAR

Bu çalışmada elde edilen 60 veriye ilişkin sonuçlar SPSS 21.0 paket programı aracılığı ile değerlendirilmiştir. Değerlerin homojen dağılıp dağılmadığını görmek amacıyla Levene's testi; Normal dağılım gösterip göstermediğini belirlemek amacıyla Kolmogorov Smirnov Normallik testi yapılmıştır.

Yapılan Kolmogorov Simirnov testi sonucunda 60 birimlik örneklemin geldiği kitlenin dağılımının Normal dağılıma uymadığı tespit edilmiştir (Kolmogorov-Smirnov  $Z=1.578$ ,  $p<0,05$ ). Bu nedenle ikiden fazla grup arasındaki farklılık incelenirken Kruskal-Wallis H testi kullanılmıştır. Fark bulunan gruplarda farklılığın kaynağının belirlenmesi amacıyla ikişerli olarak Mann Whitney U testi uygulanmıştır ( $\alpha=0.05$ ).

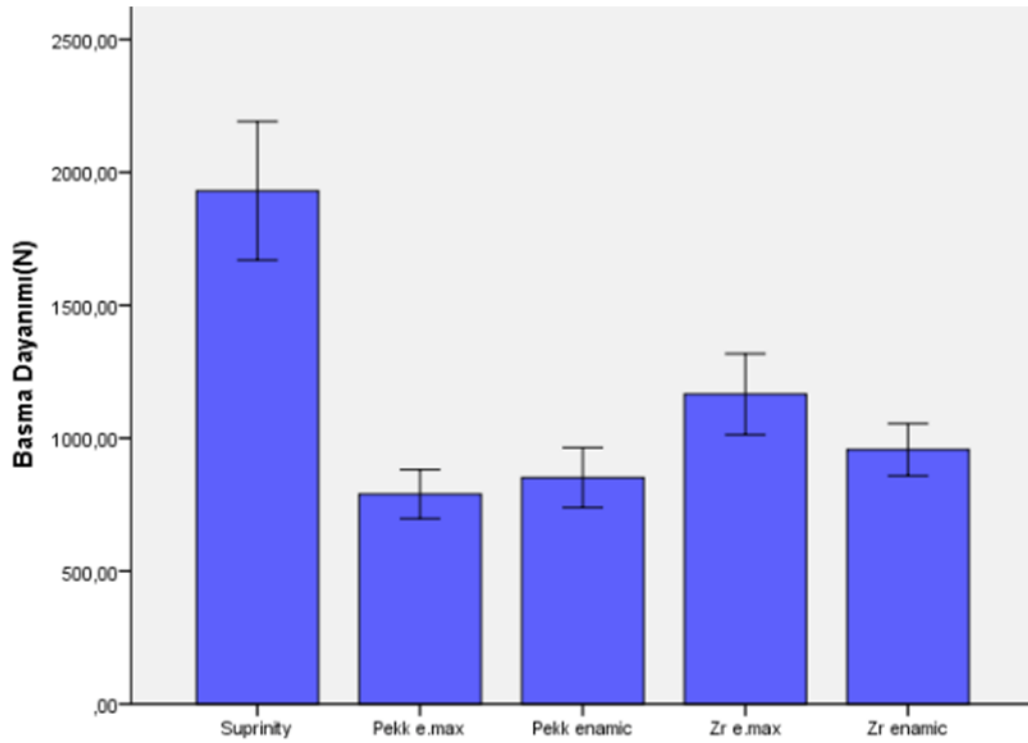
**Tablo 4:** Uygulanan maksimum kuvvet değişkeni ortalamasının kıyaslanması

<b>Grup</b>	<b>n</b>	<b>Ort.</b>	<b>Min.</b>	<b>Max.</b>	<b>SS</b>	<b>Std. Hata</b>
<b>Vita Suprinity</b>	12	1930	1229	2638	452,187	130,535
<b>Pekk emax</b>	12	789,5	607	1056	158,688	45,809
<b>Pekk enamic</b>	12	852	601	1150	195,269	56,369
<b>Zr emax</b>	12	1165,41	912	1722	264,046	76,223
<b>Zr enamic</b>	12	957	756	1287	169,305	48,874
<b>Toplam</b>	60	1138,78	601	2638	493,965	63,77

Uygulanan maksimum kuvvet değişkeni ortalamasının gruplara göre değişip değişmediğinin tespit edilmesi amacıyla Kruskal Wallis testi uygulanmıştır. Yapılan test sonucunda uygulanan maksimum kuvvet değişkeni ortalamasının gruplara göre değiştiği yani gruplar arasında uygulanan maksimum kuvvet değişkeni ortalaması açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu tespit edilmiştir (Chi-Square (Kruskal Wallis test istatistiği) =36.627,  $p<0,05$ ). Bu farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını tespit edebilmek amacıyla gruplara ikişerli olarak Mann-Whitney U testi uygulanmıştır.

**Tablo 5:** Uygulanan maksimum kuvvet değişkeni ortalamasının ikişerli kıyaslanması

	<b>n</b>	<b>Ort</b>	<b>SS</b>
Vita Suprinity	12	1930,000 <sup>a</sup>	452,187
Pekk e.max	12	789,500 <sup>b</sup>	158,688
Pekk enamic	12	852,000 <sup>bd</sup>	195,269
Zr e.max	12	1165,416 <sup>c</sup>	264,046
Zr enamic	12	957,000 <sup>d</sup>	169,305
Toplam	60	1138,783	493,965



**Şekil 12.** Gruplara göre basma dayanımı ortalamaları grafiği

Materyal ve üretim tasarımı değişikliğinin restorasyon basma dayanımı üzerinde istatistiksel olarak önemli bir fark oluşturduğu tespit edilmiştir ( $p<0,05$ ).

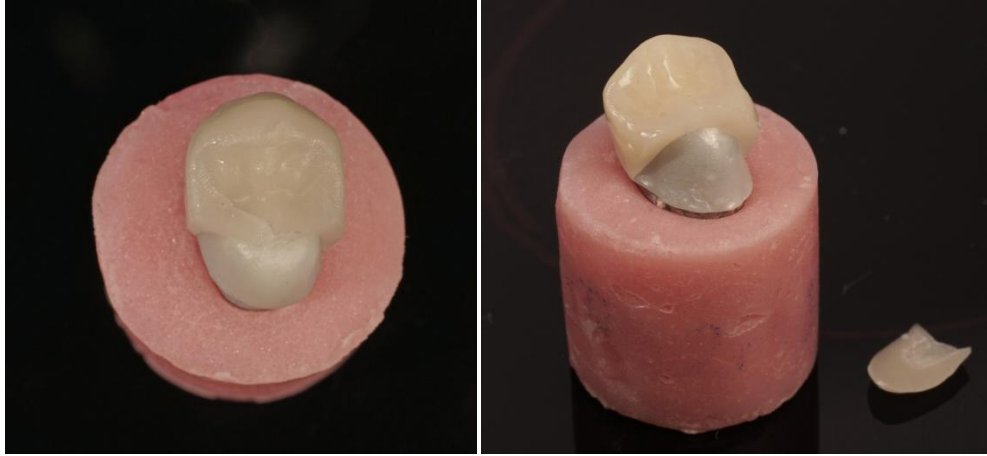
Vita Suprinity grubu, en yüksek basma dayanımı değerini gösterirken ( $p<0,05$ ) bu grubu Zr Emax takip etmiştir. Zr Enamic-PEKK Enamic ile PEKK e.max-PEKK Enamic grupları arasında, istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir ( $p>0,05$ ).

Diğer tüm gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p<0,05$ ) olup sonuçlar Tablo 5 de verilmiştir.

**Tablo 6:** Uygulanılan maksimum kuvvet sonrası gruplarda görülen kırık tipleri

	Vita Suprinity		PEKK-e.max		PEKK-Enamic		Zr-e.max		Zr-Enamic	
	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
<b>Üst Yapı Kırığı</b>	–	0	10	83,40%	8	64,60%	12	100%	12	100%
<b>Total Kırık</b>	12	100%	2	16,60%	4	33,40%	–	0%	–	0

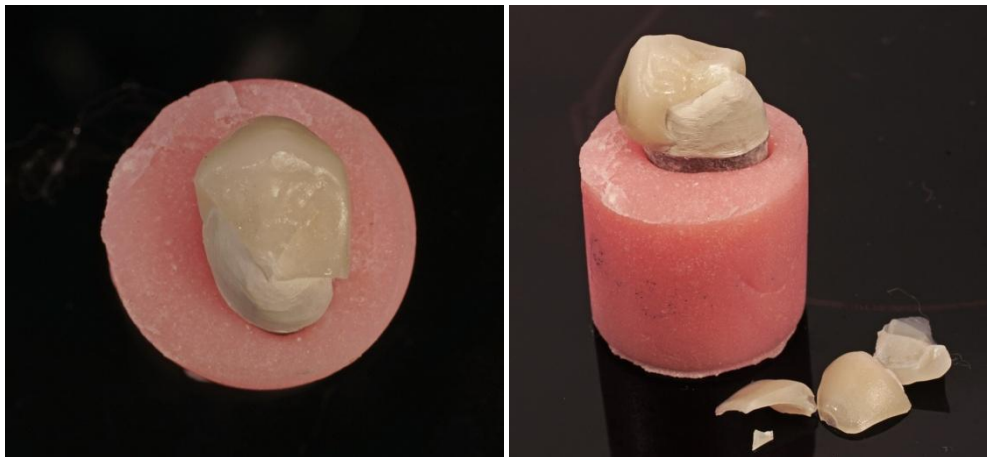
Başarısızlık paternini belirlemek için restorasyonların kırık yüzeyleri makroskopik olarak incelendi. Total kırık, test edilen tüm monolitik CAD/CAM kronları için gözlemlenen tek başarısızlık tiptiydi. Zr alt yapı örneklerin tamamında, kırık, alt yapıya kadar uzanmayan ara yüzde sonlanan üst yapı kırığı olarak görüldü. PEKK alt yapı örnekler incelendiğinde ise, PEKK-e.max grubunda 2 ve PEKK-enamic grubunda 4 adet örnekte alt yapıyı içeren total kırık görülürken, diğer örneklerde aynı şekilde ara yüzde sonlanan üst yapı kırığı görüldü.



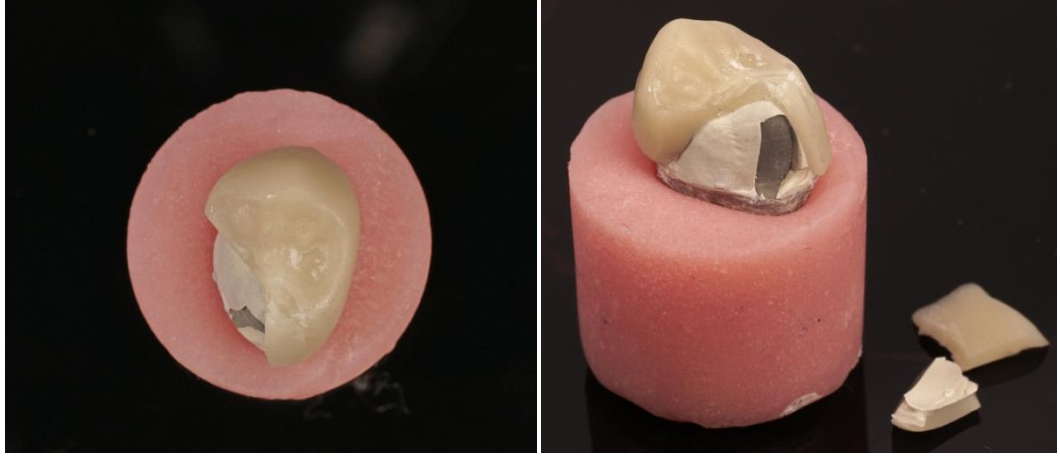
Şekil 13.Zr-Enamic grubunda görülen üst yapı kırığı



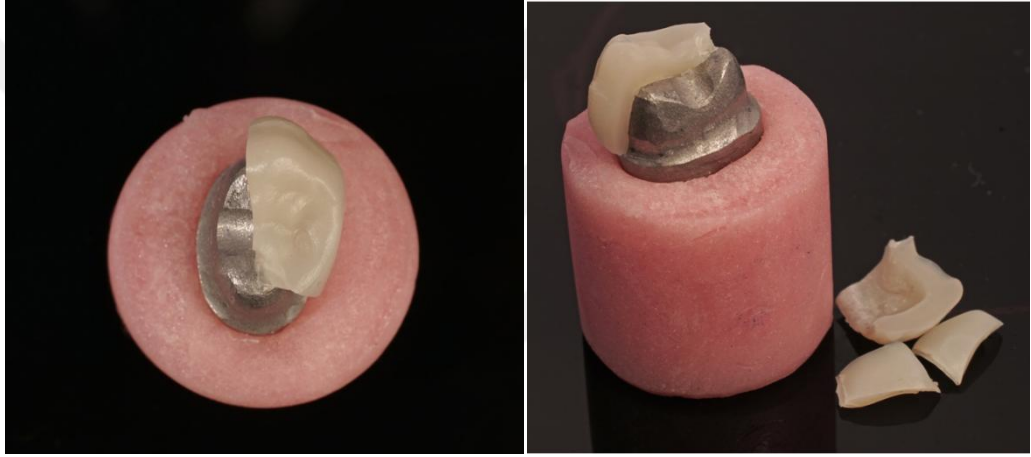
Şekil 14.Zr e.max grubunda görülen üst yapı kırığı



Şekil 15. PEKK e.max grubunda görülen üst yapı kırığı



Şekil 16. PEKK Enamic alt yapıda içeren total kırık



Şekil 17. Vita Suprinity total kırık

## 5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, CAD/CAM ile farklı materyaller kullanılarak üretilen iki tabakalı restorasyonlar ve monolitik seramik restorasyonların kırılma dayanımlarının fark gösterdiği bulundu. Bu nedenle dental restorasyonlarda kullanılan farklı materyallerin ve restorasyonun üretim tasarımının kırılma dayanımını etkilemeyeceği hipotezi reddedilmiştir.

Seramik restorasyonlar, sahip oldukları üstün estetik özellikleri, inert olmaları, yüksek aşınma dirençleri, renk stabiliteyi, biyouyumlulukları, plak birikimine neden olmamaları ve ısısal genişleme katsayılarının doğal dişe çok yakın olmaları nedeniyle diş hekimliğinde geniş kullanım alanına sahiptir (Lawn ve ark., 2002; Von Steyern ve ark., 2005). Ancak seramikler kırılma direncinden yoksundur ve yüzeylerindeki mikro çatlaklara karşı oldukça hassastırlar. Siklik yükleme, rezidüel yükleme ve tükürüğün doğal koroziv etkisi nedeniyle seramik yapısındaki küçük çatlaklar zamanla büyür ve seramiğin kırılmasına yol açar (Tinschert ve ark., 2000; Von Steyern ve ark., 2005). Seramik restorasyonların kırılma direnci; mikroyapı, dinamik yorulma yüklemesi, üretim tekniği, preperasyon tasarımı ve simantasyon tekniğinden etkilenir (Al-Akhali ve ark., 2019). Seramikler çekme gerilmelerine karşı çok hassastır, ancak sıkıştırma gerilimi seramikler için daha az kritiktir. Seramik materyalinin güçlendirilmesi, sürekli geliştirilmesi ve yeni seramik materyallerinin üretilmesi ile tam seramik sistemlerin rutin olarak kullanılmasını mümkün olmuştur (Bayramoğlu ve Özkan, 2012). Bunun yanı sıra tam seramiklerin çiğneme kuvvetlerine karşı gösterdiği mekanik davranış ve kırılma direnci hala bir sorun teşkil etmektedir. Tam seramikler özellikle posterior bölgede fonksiyon sırasında kırılma eğilimindedirler (Zahran ve ark., 2008).

Ağız ortamında fonksiyonel ısırma ve çiğneme hareketleri sırasında, doğal dişler, diş dokuları ve restorasyonlar arasında kompleks kuvvetler oluşur. Çiğnenilen gıdaların oluşturduğu etkinin yanı sıra, kimyasal ve ısısal gerilimlerle birlikte dik veya paralel yönde gelen gerilme ve makaslama kuvvetleri diş dokusuna veya restorasyona etki eder. Ağız içinde kullanılan dental materyaller kullanıma sunulmadan önce in vivo, in vitro ya da hayvan deneyleri ile belirli protokoller çerçevesinde test edilir. In vivo testler ağız içinde gerçekleştirildikleri için, en



güvenilir sonuçları verirler. Ancak pahalı olmaları, gözlem sürelerinin uzun olması, kolay kontrol edilememeleri ve yorumlanma güçlüğü gibi dezavantajları vardır. Aynı zamanda etik ve yasal kurallara uyulması gerekliliği, bu deneylerin uygulanmasını daha da karmaşık hale getirmektedir. İn vitro deneyler ise in vivo deneylere göre tekrarlanabilir, kontrol edilebilir, göreceli olarak daha basit ve ucuzdur. Bunun yanısıra in vivo deneyler için geçerli olan etik ve yasal kurallardan da muaftırlar (Türkcan ve Nalbant, 2015). Tüm bu nedenler in vitro deneylerin in vivo deneylere tercih edilmelerine neden olmaktadır. İn vitro deneylerin bu avantajları nedeniyle ‘‘Zirkonya ve Poli-Eter-Keton-Keton alt yapı farklı seramik sistemlerinin kırılma dayanımlarının karşılaştırılması’’ isimli çalışmamız in vitro şartlar altında gerçekleştirilmiştir.

Araştırmacılar, tam seramik sistemlerinin kırılma dayanımı üzerinde yapılan testlerin, bar, çubuk ve disk örnekler kullanılarak yapılan kırılma testleri yerine, porselen veneer kuronlarının morfolojisine benzer morfolojide olan örnekler kullanılmasını önermişlerdir (Zortürk ve ark., Atatürk Uni Dent Fac, 2016). İn vitro şartlarda standardize edilmiş anatomik olmayan örneklerin laboratuvarında test edilmesi, mekanik özelliklerin incelenmesi için daha kontrollü şartlar sağlar. Ancak karmaşık geometriye sahip dental restorasyonları tam olarak taklit edemez. Anatomik morfolojiye sahip restorasyonların doğrudan yüklenmesi klinik durumu daha iyi taklit eder bunun yanında verilerin karşılaştırılmasını güçleştirir (Peterson ve ark., 1998). Çalışmamızda üst birinci küçük azı morfolojisine sahip standart numuneler hazırlanması, çalışmamızın klinik durumu en iyi şekilde taklit edebilecek özgün bir nitelikte olmasına ve bundan sonra yapılacak çalışmalara rehberlik teşkil etmesine olanak sağlamıştır.

Mekanik testlerin klinik durumu daha yakından taklit etmesini sağlamak için bazı faktörlerin değerlendirilmesi gereklidir. Yapılan çalışmalarda premolarların kırılmaya karşı direncinin en iyi şekilde belirli bir çapa sahip çelik küre kullanılarak ölçülebildiği sonucuna varılmıştır (Burke ve Watts, 1994; Burke, 1995). Kırılma testinde direnç için 6 mm'lik çelik bir kürenin kullanılmasının, küçük azı dişler için ideal olduğu ancak bu şekilde fonksiyonel olan ve olmayan cusp'lara klinik durumu taklit eden konumlarda temas ettiği gösterilmiştir (Hikita ve ark., 2007).

İN vitro deneylerde test edilen örneklerin standart bir şekilde hazırlanabilmesi açısından metal dayların kullanılması avantajlıdır (Komine ve ark., 2004). Testler

yapılırken, doğal dişlerin kullanılmasının en önemli dezavantajı boyutlarında ve mekanik parametrelerinde geniş varyasyonların olmasıdır (Rosentritt ve ark., 2000). Ayrıca doğal dişler kullanıldığında pulpa ile dentin arasındaki mesafenin standardize edilememesi kırılma dayanıklılığı testi için dezavantaj oluşturur. İnce dentin kalınlığına sahip dişlerin kullanılması farklı sonuçlar verebilmekte, diş kırıkları gelişebilmektedir. Kırılma dayanımını test etmek için pek çok araştırıcı metal day'lar kullanmıştır (Webber ve ark., 2003; Cho ve ark., 2004; Wood ve ark., 2006).

Çalışmamızda, kırılma dayanıklılığı tespiti için Üiversal test cihazı (Devotrans Inc., Istanbul, Turkey) kullanılarak basma dayanım testi uygulanmıştır. Yapılan çalışmalara göre test cihazındaki yükleme hızının, dental porselenlerin kırılma direnci üzerine yapılan çalışmalarda farklı sonuçlar ortaya çıkardığı bildirilmiştir. Yükleme hızı arttıkça, siman ve restorasyon içerisindeki çatlak oluşumu ve ilerlemesi için yeterli zaman tanınmaması nedeniyle hatalı verilerin ortaya çıktığı rapor edilmiştir (Zortürk ve ark., Dent Fac Atatürk Uni, 2016). Kırılma dayanıklılığı ile ilgili araştırma yapan birçok araştırmacı 0,5 mm/dk kafa hızı ile kırılma dayanım testi uygulamışlardır (Chun ve ark., 2010; Campos ve ark., 2011; Lee ve ark., 2014). Örneklerin standardizasyonunu sağlamak amacıyla premolar diş kullanılarak Cr-Co alaşıma sahip metal day'lar selektif lazer sinterizasyonu ile üretilmiştir. Basma dayanımı, üniversal test cihazında (Devotrans Inc., Istanbul, Turkey) 6 mm çaplı çelik küre kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Çiğneme simülatörleri laboratuvar ortamında oral kavitede restorasyonların sürekli karşı karşıya kaldığı okluzal mekanik yükleri ve sıcaklık değişimlerini taklit etmek için geliştirilmiş cihazlardır. Tek eksen üzerinde kuvvet uygulayarak dikey yükleme yapan cihazlar mevcut iken "Dual-Axis" olarak adlandırılan daha da gelişmiş sistemler, hem yatay hem dikey kuvvet uygulamaya imkan vererek ; lateral hareketlerin de taklit edilebilmesini sağlamaktadır (Kheradmandan ve ark., 2001). Literatürde rapor edildiğine göre, 50 N yükleme ile tamamlanan 240.000 mekanik döngünün 1 yıllık klinik kullanıma karşılık geldiği gösterilmiştir (Samran ve ark., 2013). Ayrıca yine literatürde yükleme frekansının üst limitinin 2 Hz olduğu bildirilmiş, 0,6-1,1 saniyede bir döngüye karşılık gelen 1,3 Hz-1,8 Hz arasındaki çiğneme frekansı değerlerinin fizyolojik olduğu kabul edilmektedir (Kohyama ve ark., 2004). Bu doğrultuda çalışmamızda çiğneme simülatörüne (MOD Dental , Esetron Smart Robotechnologies , Ankara, Türkiye) bağlanan örneklere distile su

içinde 2mm yatay 2 mm dikey yönde olmak üzere 2 yönlü hareket (Heintze ve ark., 2011) ile 1Hz çiğneme frekansında 50 N'luk dinamik yükleme ve baya karşılık gelen 120 bin siklusa yükleme yapıldı.

Ağız içerisinde posterior bölgede çiğneme sırasında oluşan fizyolojik kuvvetlerle ilgili yapılan literatür incelemesinde; kuvvetlerin 245 ila 880 N arasında değiştiği rapor edilmiştir (Tinschert ve ark., 2001; Morneburg ve Pröschel, 2002.; Clausen ve ark., 2010). Parafonksiyon hikayesi olmayan bireylerde premolar bölgede oluşan maksimum çiğneme kuvvetinin kadınlar için, 424 N, erkekler için, 630 N (de Abreu ve ark., 2014) olduğu bildirilmiştir. Parafonksiyonu olan bireylerde ise, molar bölgede oluşan çiğneme kuvvetleri 780 N ila 1120 N arasında değişebileceği bildirilmiştir ( Waltimo ve ark., 1994; Tinschert ve ark. 2001; Kohyama ve ark., 2004). Bu değerler, dişlerin ve restorasyonların ağız boşluğunda çok yüksek kuvvetlerle karşılaşabileceğini göstermektedir. Çiğneme sisteminde işlev bozukluğu semptomları olan hastalar, semptomlar ortadan kalktıktan sonra bile artan değerlerde ısırma kuvveti gösterirler (Helkimo ve ark., 1977). Isırma kuvveti, dişlenme yaşına bağlı oluşabilen bozulmalar nedeniyle, yaş arttıkça azalabilir (Helkimo ve ark., 1977).

Yapılan çalışmalarda elde edilen kuvvet değerlerine göre premolar ve molar bölgelerinde tam seramik restorasyonların planlanmasında bu kuvvetler göz önünde bulundurulmalıdır.(Yılmaz ve ark., 2007). Zirkonya alt yapıları arka bölgede uygulanan okluzal kuvvetleri karşılamada hayati bir role sahiptir (Sailer ve ark., 2006; Sundh ve SJogren, 2006). Yttria-tetragonal-zirkonya-polikristal (Y-TZP), 2002 yılında bir alt yapı malzemesi olarak piyasaya sunulmuştur. Olumlu optik ve biyolojik özellikleri, yüksek dayanıklılık ve kırılma dirençleri nedeniyle, Y-TZP alt yapılar metallerin yerine kullanılabilir bir alternatif olabilir (Mainjot ve ark., 2015). Y-TZP'nin mekanik özellikleri dental kullanım için diğer tam seramiklere göre daha yüksektir. Y-TZP'nin 6-10 MPa kırılma tokluğu, 900-1200 MPa eğilme dayanımı ve 2000 MPa sıkıştırma direncine sahip olduğu bildirilmiştir (Zarone ve ark., 2011). Y-TZP'nin mekaniksel özellikleri moleküllerin tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümüne bağlıdır. Bu dönüşüm hacim artışıyla birlikte, porselende çatlakların yayılımını önler, zirkonyanın dayanıklılığını ve sertliğini artırır. Zirkonyanın sahip olduğu bu özelliğe dönüşüm sertleşmesi adı verilir (Piconi ve Maccauro, 1999). Çatlağın ucunda, sıkıştırıcı strese dönüştürülmüş tetragonal taneler, gerilme stres alanı oluşumunu ve son olarak da çatlağın ilerlemesini engeller

(Toksavul ve ark., 2004). Zirkonya alt yapılarının mekanik dayanımı diğer tam seramiklerden 3 kat daha fazladır. Bununla birlikte, zirkonya alt yapıli restorasyonlarda görülen veneer porselendeki kırık veya çatlak oluşumu hala bu materyalin temel dezavantajıdır. Örneğın, zirkonya alt yapıli restorasyonlarda görülen veneer porselen kırığı, 5 yıllık dönemde % 20 oranına kadar çıkmaktadır (Pröbster ve ark 1993; Vult von ve ark., 2001).

Alt yapı tasarımı kırılma dayanımını etkileyebilir (Larsson ve ark., 2012; Kamio ve ark., 2015). Alt yapı tasarımının zirkonya restorasyonlarının kırılma dayanımı üzerine etkileri tam olarak incelenmiştir ( Oh ve Anusavice, 2002; Kokubo ve ark., 2007; Plengsombut ve ark., 2009; Salimi ve ark., 2012).

Diş hekimliğinde kullanılan tam seramik sistemlerin dayanıklılıkları kullanılan materyale bağılı olduğu kadar üretim tekniğine göre de değışkenlik gösterebilir (Bayramoğlu ve Özkan, 2012). Günümüzde geleneksel kayıp mumdöküm tekniğine bir alternatif olarak CAD/CAM teknolojisi her geçen gün gelişmeye devam etmektedir. Bu teknoloji ile üstün kaliteli hatasız restorasyonlar yapmak mümkündür. Aynı zamanda kullanılan diğer tekniklere göre daha az laboratuvar çalışması ve daha az maliyet gerektirir. Seramik materyallerinin de fiziksel ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesi CAD/CAM teknolojisi ile paralellik göstermekte ve her geçen gün kullanım alanları genişlemektedir.

Yaptığımız çalışmada hazırlanan örneklere in vitro ortamda basma dayanımı testi yapılması planlandığından dolayı, tüm örneklerin standart olması önem arz eder. Bu nedenle çalışmada kullanılan alt yapı ve üst yapılar ile monolitik kron şeklinde hazırlanan restorasyonlar, CAD/CAM sistemi kullanılarak tasarlanmış ve üretilmiştir.

Araştırmalar, endüstriyel olarak üretilebilen, metallere alternatif olan, ayrıca insan kemiğine benzer mekanik özelliklere sahip, tıp alanında biyoyumlu kemik replasmanlarında kullanılabilen materyaller üzerine yoğunlaşmıştır. Bu materyaller içinde Poli-aril-eter-ke-ton (PAEK), yüksek kütle bazlı kararlılıkları, sıcaklık değışimleri, stres ve aşınmaya karşı dayanıklılıkları nedeniyle, gelecek vaat eden adayların başında gelmektedir (Salamone, 1996). Poli-aril-eter-ke-tonlar (PAEKs), düşük kütle ağırlıkları ve dikkat çekici mekanik özellikleri nedeniyle hali hazırda uçak veya otomobil üretiminde kullanılan yüksek performanslı termoplastik sınıfına verilen isimdir. Hem PEKK hem de PEEK, poli-aril-eter-ke-ton (PAEKs) ailesine

aittir. Bu bileşikler yüksek erime noktaları (300 ° C üzeri), kimyasal ve mekanik etkilere karşı gösterdikleri mükemmel direnç gibi avantajları ile protez uygulamaları için uygundur (Dirxen ve ark., 2013; Spitznagel ve ark., 2018)

PAEK'ler keton ve eter fonksiyonel gruplarını birbirine bağlayan aromatik iskelet moleküler zincirinden oluşurlar (Elmougy ve ark., 2018). Burada, eter ve keton gruplarının oranları fiziksel ve mekanik özellikleri etkiler. PAEK ailesine ait olan PEEK, bir amorf faz ve bir kristal fazdan oluşan, iki fazlı yarı kristalli polimerdir. Biyouyumluluğu yirmi yıl önce onaylanmıştır (D. F. Williams ve ark., 1987).

PEEK'ler, 1990'larda biyouyumluluklarının doğrulanmasından bu yana, yukarıda bahsedilen özelliklerden, insan kemiğinin stabilitesine benzer yüksek stabiliteye sahip olmasından ve dahası, iyi işlenebilme ve millenebilme özelliklerinden dolayı (Stawarczyk ve ark., 2015) zaten travmatolojide büyük kemik defektleri için omurga implantı veya kemik replasman tedavileri gibi çeşitli tıbbi uygulamalarda kullanılmaktadır (Klingler ve ark., 2014; O'Reilly ve ark., 2015). Yorulma direnci, radyopasite ve sterilizasyon kapasitesi ile ilgili mükemmel özellikleri, özel tıbbi alanlarda kullanımını yaygınlaştırmaktadır (Kurtz ve Devine, 2007). Bu olumlu özellikleriyle, geçtiğimiz birkaç yıl içerisinde diş hekimliğinde de kullanımları gündeme gelmiştir. PEEK, diş hekimliğinde, iyileşme başlığı, abutment, hareketli parsiyel protez iskeleti ve sabit dental protez alt yapısı olarak kullanılmaktadır (Schwitalla ve Müller, 2013).

PEEK materyalinin elastik modülünün (3-4 GPa) kemiğe yakın olması, önemli bir avantajdır. Sert titanyum implantlar peri-implant kemikte strese neden olur ve kemik rezorpsiyonuna neden olabilir (Huiskes ve ark., 2000; Lee ve ark., 2012). PEEK ve PEKK, insan kemiğine, mine ve dentinine yakın ve dental implantlarının etrafında oluşan stresi karşılayabilecek elastik modüle sahiptir.

PAEK ailesine ait yüksek performanslı polimerlerden bir diğeri olan Poli-eter-keton-keton (PEKK), potansiyel olarak geniş bir uygulama alanına sahiptir. Kısa süre önce piyasaya sürülen PEKK, üreticilerin (Cendres + Métaux) belirttiğine göre, PEEK'den yaklaşık %80 daha yüksek basınç dayanımına sahiptir (Fuhrmann ve ark., 2014).

Genel olarak, PEEK sabit protezleri için press teknolojisi veya bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim (CAD / CAM) olmak üzere iki üretim yöntemi bulunmaktadır. Stawarczyk ve arkadaşlarının (2015), PEEK materyali

kullanarak, CAD/CAM ve press teknolojisi ile ürettikleri restorasyonlardan CAD/CAM ile üretilenlerin, daha düşük deformasyon paterni ve daha yüksek kırılma yükü değerleri elde edildiğini bildirmişlerdir. Bu çalışmada test edilen monolitik PEEK sabit protezlerinin kırılma yüklerinin 1738 ile 2354 N arasında olduğu tespit edilmiştir. PEKK'in CAD/CAM ile dayanıklı bir şekilde üretilmesi, materyalin kuron, sabit köprü ve hareketli protezlerin üretiminde kullanılmasını çekici kılmaktadır.

Elmougy(2018) ve arkadaşları, PEKK'i aynı parametrelerle IPS e.max press, Lava Ultimate ve Vita Enamic ile karşılaştırmışlardır ve PEKK'in kalıcı monolitik bir kron olarak kullanılmak üzere yeterli mekanik ve fiziksel özelliklere sahip olduğunu göstermişlerdir. Ancak PEKK ve PEEK tüm bu olumlu özelliklerine rağmen düşük yarı saydamlığa ve grimsi renge sahiptir. Bu durum dental restorasyon için monolitik bir malzeme olarak kullanılmasını sınırlandırmaktadır (Stawarczyk ve ark., 2013a). Bu nedenle, tatmin edici estetik bir restorasyon elde etmek için, bu materyallere yeterli bağlantı sağlayan estetik üst yapı yapılması gerekmektedir. Ancak, PEEK ve PEKK sahip oldukları kimyasal yapıdan kaynaklı düşük yüzey enerjisine sahip, yüzey işlemlerine dirençli, inert, hidrofobik, apolar bir malzemedir (Nazari ve ark., 2016).

Üst yapı materyali ile PEKK alt yapısı arasında kalıcı bir bağ olması, uzun vadeli istikrarlı ve işlevsel sonuçlar için bir önkoşuldur. Arayüzler arasındaki bağ, kimyasal yapışma, (mikro) mekanik tutunma veya bunların kombinasyonu ile artırılabilir (Fokas ve ark., 2019). Ancak literatür de PEKK bağlantısı ile ilgili çok az çalışma vardır. Edinilen bilgiler üretici firma talimatları ve PEEK ile ilgili önceki çalışmalarına dayanmaktadır. PEEK'in kompozit rezinlere bağlanması ile ilgili daha önceki çalışmalar, PEEK'e hiçbir yüzey işlemi uygulanmadığında bağlantı dayanımının yetersiz olduğunu bildirmiştir (Fokas ve ark., 2019). Sülfürik asitle yapılan kimyasal yüzey aşındırma işlemi, PEEK bağlantısı için iyi yüzey özelliklerini elde etmeyi amaçlayan bir yöntemdir.

Literatürde henüz bir fikir birliği olmamasına rağmen, sülfürik asit veya kumlama ile yapılan PEEK ve PEKK yüzey işlemlerinin, bu materyallerin yüzey pürüzlülüğünü ve ıslanabilirliğini arttırdığı ve rezin ile olan bağlantısı için yeterli olduğu bildirilmiştir( Hallmann ve ark., 2012; Sproesser ve ark., 2014; Zhou ve ark., 2014; Rosentritt ve ark., 2015; Rocha ve ark., 2016; Chaijareenont ve ark, 2018). PEEK yüzeyine yapılan yüzey işlemlerinin, bağlantı dayanımına etkisinin

araştırıldığı çalışmalarda; herhangi bir yüzey işleminin uygulanmadığı örneklerin, diğer gruplardan belirgin şekilde düşük bağlantı dayanımı gösterdikleri bildirilmiştir ( Uhrenbacher ve ark., 2014; Fokas ve ark., 2019). Kumlama ve asitle aşındırma, yüzey tutunma alanını temizler ve bağlantıyı artırır bu da mekanik tutunmadan dolayı daha yüksek bağlanma dayanımı sağlar (Ersu ve ark., 2009; Marshall ve ark., 2010; P. R. Schmidlin ve ark., 2010).

Ayrıca, PEKK için yeterli bağlantı kuvvetlerinin sadece kumlama ile diğer yüzey işlem tekniklerinin kombinasyonlarında değil, MDP içeren üniversal bağlantı materyalleri kullanıldığında da ortaya çıkacağı bildirilmiştir. Ek olarak yüzeye uygulanan işlemlerden bağımsız olarak PEKK yüzeyine Single Bond Universal silanı uygulandığında, rezin ile PEKK arasında etkili bir bağlantı oluşturduğu bildirilmiştir (Lee ve ark., 2017). Başka çalışmalarda da, bu çalışmaya benzer olarak, malzeme yüzeyine primer içeren metakrilatlar uygulandıktan sonra, dayanıklı bir bağlantı dayanımı elde edildiği belirtilmiştir (Kern ve Lehmann, 2012b; Stawarczyk ve ark., 2013b; Keul ve ark., 2014).

Uhrenbacher ve arkadaşlarının (2014) yaptığı çalışmada en yüksek adezyon, 2 aşamalı bir sistem olan Signum PEEK Bond ile şartlandırılmış gruplarda gözlemlendi. Bu çalışmanın sınırları dahilinde PEEK kronlarının yapıştırılmasından önce PEEK kronlarının kumlanması ve sülfürik asitle aşınması önerilmiştir. Aynı zamanda Signum PEEK Bond veya visio.Link gibi adeziv sistemlerin uygulanmasının PEEK kronların bağlanma gücünü arttırdığı da bildirilmiştir. Daha önce yapılan çalışmalarda ise, PEEK malzemelerinin bağlantı dayanımı özelliklerini incelenmiş ve visio.link ya da Signum PEEK bond gibi MMA monomerleri içeren adeziv sistemlerinin daha yüksek bağlantı dayanımlarını sağladığı bulunmuştur(Kern ve Lehmann, 2012; Bogna Stawarczyk ve ark., 2013b; Keul ve ark., 2014; B. Stawarczyk ve ark., 2014). Bunun yanında HF asitin, PEEK'in yüzey morfolojisini değiştirmek için etkili olmadığı bildirilmiştir (Zhou ve ark., 2014).

Yukarıda belirtilen sebeplerden dolayı çalışmamızda kullanılan PEKK yüzeyleri, kumlandıktan sonra üretici talimatlarında kullanılması önerilen MMA içerikli PEKK bond ile şartlandırılmış ve rezin simanla yapıştırılmıştır.

Günümüzde, rutin dental uygulamalarda alt yapı olarak kullanılan metal ve zirkonun optik özelliklerine bakıldığında, PEKK'in alt yapı olarak optik özelliklerinin bu materyallerden anlamlı olarak farklı olmadığı tespit edilebilir (Alsadon, 2017). Bu nedenle PEKK alternatif bir alt yapı materyali olarak

düşünülebilir. Bir in vitro çalışmada, PEKK 'in biyomekanik özelliklerini incelenmiştir; küçük köprülerin (üç ve dört üye) alt yapı malzemesinin, alt yapıdaki stres dağılımları üzerinde yüksek etkiye sahip olduğunu gösterilmiştir. Bu çalışmadan PEKK polimerinin klasik metal alt yapı malzemelerine makul bir alternatif olduğu sonucu çıkarılabilir (Keilig ve ark., 2016).

Bae ve arkadaşları (2017), PEKK ve zirkonya alt yapılarının, üç boyutlu marjinal ve internal uyumunu karşılaştırmış ve analiz etmişlerdir. Hem PEKK hem de zirkonya kopinglerinin marjinal ve internal uyumu klinik olarak kabul edilebilir aralıkta olduğu bildirilmiştir. Bununla birlikte, PEKK'in uyumu zirkonyaya göre daha iyi bulunmuştur (Bae ve ark., 2017).

Najeeb ve arkadaşları(2016)'dan itibaren PEEK'in protez ve implantolojide kullanımı ile ilgili yayınlanmış literatürle ilgilenmektedir. PEEK'in kemik ve dentine benzer elastisite modülünün yanı sıra, rutin kullanılan malzemelere kıyasla sahip oldukları üstün mekanik özelliklerden dolayı hareketli ve sabit protez üretimi için güvenilir bir malzeme olduğunu belirtmişlerdir. PEEK'in CAD/CAM ile iyi bir şekilde işlenebilmesi materyali diş hekimliğinde daha fazla uygulama alanında kullanılması için avantajlı duruma getirmektedir, bu nedenle PEEK ile ilgili daha fazla in vitro-in vivo çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır (Najeeb ve ark., 2016). Klur ve arkadaşlarının (2019) yaptıkları çalışmaya göre, PEKK'nin dental restorasyon için stabil bir alt yapı materyali olarak kullanılabileceği belirtilmiştir. Ancak bu çalışmada PEKK yapılı kantilever köprülerde kısa süre içerisinde kırılma gözlemlenmiştir. Bu, yüksek ısırma kuvvetlerinin beklendiği posterior bölgede böyle bir restorasyon için bir alt yapı malzemesi olarak PEKK'nin önerilmediğini göstermektedir.

Materyalin başarısızlık davranışının değerlendirilmesi tıp ve diş hekimliği uygulamalarında kritik bir rol oynar. Bileşenler çeşitli nedenlerle başarısız olabilir (Wulpi ve Miller, 2013). Bu nedenler arasında, kırılma ile gerçekleşen başarısızlık çoğu zaman döngüsel, statik ve darbe yükü altındaki stres konsantrasyonundan kaynaklanır. PEEK'in kırılma özellikleri, bu anlamda büyük ilgi ve öneme sahiptir. Geçtiğimiz yirmi yılda, PEEK ve kompozisyonunun kırılma özellikleri üzerine araştırmalar yapılmıştır (Chu ve Schultz, 1989; Berry ve ark., 1994; Hamdan ve Swallowe, 1996; Sobieraj ve ark., 2009; Garcia-Gonzalez ve ark., 2015; Simsiriwong ve ark., 2015). Bununla birlikte, stres konsantrasyonunun PEEK'in kırılma davranışına etkisini araştırmak için çok az çalışma rapor edilmiştir. Bir in vitro



çalışmada, üst yapı içermeyen 3 üyeli bir PEEK alt yapısının kırılma yükünün, 1385 N olduğu rapor edilmiştir, bu, posterior bölgedeki (Bogna Stawarczyk ve ark., 2013b) ortalama ısırma kuvvetinin (Sproesser ve ark., 2014) ortalama 2,5 katı kadardır.

Taufall ve arkadaşları (2016), PEEK alt yapılı farklı kalınlıklardaki kompozit rezinle hazırlanan sabit protezlerin kırılma dayanımları üzerine yaptıkları çalışmalarında, tüm sabit protezlerin beklenen ısırma kuvveti ile karşılaştıklarında yeterli kırılma dayanımını gösterdiklerini tespit etmişlerdir. Bu çalışmada tüm PEEK alt yapıların kalınlığı 0,6 mm olarak belirlenmiştir ve bu değer alt yapı olarak kullanılacak PEEK için üreticinin de tavsiye ettiği kor kalınlığıdır (Dental + Pekkton® ivory. high performance polymer for definitive aesthetic restorations on implants, n.d.). Bu nedenle bizim yaptığımız çalışmada da alt yapı olarak kullanılan PEKK kalınlığı 0,6 mm olarak belirlenmiştir.

Atsü ve arkadaşları (2019), titanyum, zirkonya ve PEEK implant abutmentları ile desteklenen seramik kronların kırılma dirençlerini karşılaştırdıkları çalışmada, PEEK abutmentlar ile desteklenen kuronların ortalama kırılma değerlerini 95 N ile 486 N arasında, titanyum abutmentlerle desteklenmiş kuronların kırılma dayanımı değerlerini ise 387 N ile 1009 N arasında değiştiği bulunmuştur (Santing ve ark., 2012). Bu çalışmadan elde edilen bilgilere göre, titanyum grubundaki örneklerin kırılma direncinin anlamlı derecede yüksek olduğu, zirkonyum ve PEEK grupları arasında ise anlamlı olarak fark olmadığı bildirilmiştir.

Tam seramik restorasyonların estetik ve fiziksel özelliklerinin mükemmel olabilmesi için kor materyali ve veneer seramiğinden oluşmalıdır (Luo ve Zhang, 2010). Yttriya-stabilize zirkonya seramikler tam seramik restorasyonlar içerisinde yüksek bükülme ve kırılma dayanımına sahip olmalarıyla geniş kullanım alanına sahiptirler. Ancak, Y- TZP'nin beyaz rengi restorasyonun estetiğini olumsuz şekilde etkilemektedir (Raigrodski, 2004). Bu nedenle estetik bir restorasyon elde edilebilmesi için veneerleme gereklidir (Leinfelder, 2000; McLean, 2001). Böylece restorasyona optik özellikler kazandırılır ve doğal dentisyon benzeri restorasyonlar elde edilir (Sundh ve Sjogren, 2006).

Zirkonya alt yapısının veneerlenmesi için farklı yöntemler kullanılır. Geleneksel tabakalama tekniğinde seramik tozu ve likiti karıştırılarak zirkonya alt yapısı üzerine uygulanır. Restorasyonun bitmiş konturlarında zirkonya kor üzerinde

hazırlanan mum modelin basınç altında ısı ile preslenmesi de zirkon veneerleme yöntemlerinden birisidir (Ishibe ve ark., 2011). Son zamanlarda zirkon veneerleme yöntemi olarak “CAD-on” tekniği tanıtılmıştır. Bu yöntemde zirkonya altyapı ve dayanıklı üst yapı CAD/CAM ile üretilir ve füzyon seramiği ile birleştirilir (Beuer ve ark., 2009; Schmitter ve ark., 2012).

Torabi ve arkadaşlarının (2015), zirkonya alt yapılar üzerine; tabakalama, presleme ve CAD-on teknikleri ile uygulanan veneer seramiklerinin marjinal uyumunun in vitro olarak değerlendirildiği bir çalışmada, tabakalama tekniğinde 63.06 µm, presleme tekniğinde 50.64 µm, CAD-on tekniğinde ise 51.50 µm değerinde marjinal aralık tespit edilmiştir. Çalışmanın sonucunda her üç yöntemde klinik açıdan kabul edilebilir olduğunu sonucuna ulaşılmıştır.

Zirkonyanın veneerlenmesinde yakın zamanda veneer-seramiğinin manuel uygulanması / kondenzasyonu ile ilgili uygulayıcı değişkenliğini azaltmak için, hem altyapı hem de üst yapı katmanlarını ayrı ayrı CAD/CAM ile üretildiği yeni bir yöntem olarak Rapid Layer Manufactured (RLM) yöntemi kullanılmıştır (Kurbad, 2011).

RLM yönteminde; alt yapı ve üst yapı CAD/CAM sistemi ile üretildikten sonra CAD-on tekniğinde olduğu gibi düşük-füzyon cam seramiği ile birleştirilmek yerine bir rezin siman yapıştırıcısı kullanılarak birleştirilir. Teknik, geleneksel seramik füzyon üretiminde esas teşkil eden iki katın termal genleşme katsayılarının eşleştirildiği birtakım avantajlara sahiptir. Resin simanın ara yüz yapıştırıcısı olarak kullanıldığı bir restorasyonda, simanın hacimsel çekmesi ile ortaya çıkan artık gerilmelerin, geleneksel olarak sinterlenmiş Y-TZP / kaplama-seramik sistemlerinde termal olarak ortaya çıkan gerilmelerle karşılaştırıldığında önemsiz olması beklenir. Costa ve arkadaşlarının (2014) yaptıkları çalışmada; alt yapı ile üst yapı materyalinin ısıl genleşme katsayıları birbirlerine yakın olmasa bile bu yöntemdeki gibi resin simanla yapıştırıldıklarında, ısıl genleşme katsayılarının farklı olmasından kaynaklı ortaya çıkabilecek problemleri önleyeceği düşünülmüştür. Buna ek olarak, ince bir ara resin tabakasının varlığı, delaminasyonun önlenmesi amacıyla restorasyon tabakaları arasındaki mikro boşluklar için bir engel oluşturur. Yani alt yapı ve üst yapı materyallerinin CAD/CAM ile üretilmeleri sırasında materyallerin yapısında oluşan boşluklar resin siman ile dolar. Böylece restorasyon dayanımına %100'den

daha fazla potansiyel olarak takviye edici katkılar sağlanmış olur (Costa ve ark., 2014).

RLM yönteminin avantajları nedeniyle çalışmamızda hem alt yapılar hem de üst yapılar CAD/CAM tekniği ile üretilmiştir. Daha sonra Multilink N (İvoclar, Vivadent, Liechtenstein) adeziv simanı ile yapıştırılmıştır.

Bir diğer üretim şekli, endüstriyel olarak restorasyonun tamamının CAD/CAM ile monolitik restorasyon şeklinde üretilmesidir (Bindl ve ark., 2006). Ancak bu monolitik (tek parça, tam kontur) restorasyonlar cam-seramik bloklardan üretilirse, zirkonya altyapılı restorasyonlara göre daha dayanıksız olmaktadır. Bu nedenle kullanım endikasyonları tek kronlar veya kısa köprülerle sınırdır (Tinschert ve ark., 2001; Bindl ve ark., 2006). Monolitik restorasyonlar, porselen üst yapıda chipping olmaksızın yüksek eğilme dayanımı sunar (Hamza ve Sherif, 2019).

Tripodakis ve arkadaşları (2014), ısıyla preslenmiş monolitik lityum disilikat kuronların, 100 000 yükleme döngüsüne tabi tutulduktan sonra iki katmanlı zirkonya / fluorapatit kuronlara kıyasla daha yüksek bir kırılma direnci değeri (1360 N) gösterdiğini bulmuşlardır.

Genel olarak zirkonyanın mekanik dayanıklılığı, cam seramiklerin ise estetik özellikleri dikkat çekicidir. Bu iki materyalin olumlu özelliklerini birleştirme ihtiyacı araştırmacıları yeni bir ürün geliştirmeye yönlendirmiştir (Alshehri, 2011). Bu bağlamda mevcut lityum silikat CAD / CAM bloklarının yanı sıra, zirkonya takviyeli lityum silikat (ZLS) cam seramiği 2013 yılında, yeni nesil CAD / CAM blok olarak piyasaya sunulmuştur.

ZLS, CAD/CAM sistemleri ile kullanılabilen ve içeriğinde; ağırlıkça %8-12 zirkonya, %56- 64 silikon dioksit, %15-21 lityum oksit, <%10 pigmentler bulunan bir malzemedir. ZLS cam-seramik alternatif CAD / CAM malzemesidir. ZLS'nin, bileşiminde bulunan tetragonal zirkonya gelişmiş optik ve mekanik özellikler sağlar (Tysowsky, 2009). Bu çok bileşenli cam seramik, lityum disilikat kristalleri ile ince lityum metasilikat bileşeninden ve %10 zirkonyum oksit içeren camsı bir matristen oluşan çift bir mikro yapıya sahiptir. Eklenen zirkonyum oksitin, malzemenin mekanik gücünü arttırdığı düşünülmektedir. Zirkonya partikülleri, seramik yapısını çatlama kesintisi ile güçlendirmek için dahil edilmiştir. Kristalleşmeden sonra elde edilen yapının gelişmiş mekanik özellikler gösterdiği ve en yüksek estetik gereklilikleri karşıladığı varsayılmaktadır. Gelişmiş yarı saydamlık ve bu materyalin

üretimi sırasında farklı gölgeler oluşturulabilmesi nedeniyle anatomik olarak monolitik restorasyon olarak şekillendirilirler (Vita Suprinity, Vita Zhanfabrik Brochure).

Bu malzemenin mekanik özelliklerinin lityum disilikat (LDS) cam seramikleri ile karşılaştırılabilir olduğu iddia edilmektedir (Gehrt ve ark., 2013; Denry ve Kelly, 2014). Vita Suprinity, lityum silikat cam seramiğine, ağırlıkça %10 zirkonyum oksit ilave edilmesiyle elde edilir. Materyallerin çok bileşenli sistemler ile üretilmeleri, ayarlanabilir mikroyapı, kontrollü çekirdeklenme ve kristal büyümesi gibi özellikler sağlar. Zirkonya bu materyalde çekirdeklendirme maddesi olarak işlev görür, ancak ince lityum metasilikat ( $Li_2SiO_3$ ) ve lityum disilikat ( $Li_2Si_2O_5$ ) materyallerinden oluşan matriks içinde çözelti içinde bulunur (Krüger ve ark., 2013; Denry ve Kelly, 2014).

Dental cam seramiklerine zirkonya ilavesi, bir cam seramikte istenen estetiği korurken, zirkonyanın oluşturduğu dayanıklılığı ve aşınma direnci gibi olumlu özellikleri de cam seramiğe kazandırmış olur (Schwindling ve ark., 2017). Zirkonya içeren polikristalin seramiklerdeki zirkonyaya ait dönüşüm sertleşme davranışı (Hannink ve ark., 2004) zirkonya restorasyonlarının güvenilirliğini ve ömrünü artıran gelişmiş mekanik özelliklere yol açar (Wang ve ark., 2014; Gautam ve ark., 2016). Her ne kadar cam seramikteki zirkonya sertleştirme mekanizmalarının detayları tam olarak anlaşılmasa da, zirkonya kristalleri lityum disilikat / metasilikat cam seramik yapılara materyali çatlak kesilmesi ile güçlendirmek için dahil edilmiştir (Elsaka ve Elnaghy, 2016).

Hamza ve Sherif (2019)'in, yaptıkları çalışma sonuçlarına göre monolitik zirkonya takviyeli lityum silikat (Vita Suprinity) kronları, en yüksek kırılma direnci değerlerini göstermiştir. Monolitik restorasyon şeklinde hazırlanan IPS e.max CAD kronlar Vita Suprinity den daha düşük değerlerde kırılma direnci göstermişlerdir. Bu durum Vita Suprinity yapısında bulunan %10 zirkonya ilavesinin malzemenin gücünü arttırmış olmasıyla açıklanabilir. Bu sonucu, iki tabakalı zirkonya alt yapılı restorasyonların en düşük ortalama kırılma direnci değerlerini göstermeleri ise tabakalama yönteminin monolitik yöntemle göre dezavantajlı olmasına dayandırmışlardır. Bununla birlikte, Preis ve arkadaşlarının (2017) yaptığı çalışmada, ZLS materyalinin kırılma dayanımı değerleri daha önce yapılan çalışmalarda elde edilen değerlere göre yüksek, ancak lityum disilikat kronlarına yakın değerlerde bulmuştur. Bu çalışmada Vita Suprinity materyali için yapılan yüzey analizinde,

materyalin ‘‘Zirkonya takviyeli lityum silikat’’ olarak tanıtılmasının tartışılması gerektiği bildirmiştir. Materyalin incelenmesi için yapılan Raman spektroskopisi analizinde, materyalde kristal zirkonya yapısı tespit edilememiş, zirkonyanın camsı faz içerisinde eriyik halde bulunabileceğini fikri ortaya atılmıştır. Bu durum ZLS ile lityum disilikat materyalinin benzer kırılma dayanımı değerlerini açıklayabilir.

Zirkonya esaslı, monolitik tam seramik restorasyonlarda kırılma dayanımı, aynı kalınlıkta hazırlanan zirkon alt yapılı veneerlere göre daha yüksektir (Kokubo ve ark., 2011; Kamio ve ark., 2015). Bu durum zirkon destekli veneer restorasyonların kırılma dayanımının zayıf üst yapı materyaline bağlı olmasıyla ve zirkonyada en çok görülen başarısızlık probleminin chipping olmasıyla açıklanabilir ( Larsson ve ark., 2012; Kamio ve ark., 2015). Benzer şekilde, Kim ve arkadaşları (2013), monolitik lityum silikat kronlarının kırılma direncinin, kırılma başarısızlıklarının çoğunun üst yapı tabakasında chipping şeklinde gerçekleştiği, tabakalı zirkonya alt yapılı restorasyonlara kıyasla daha yüksek olduğunu belirtmiştir. Monolitik restorasyonlar, çok yönlülük ve basitlik dengesi sağlar ve dişler arasında sınırlı boşluk bulunan posterior bölgeler ile brüksizm alışkanlığı olan hastalar için tavsiye edilirler. Çok katmanlı yapılar olarak üretilen diş kronları, monolitik restorasyonlardan farklı stres dağılımlarına ve yük taşıma özelliğine sahiptir. Bu nedenle çok katmanlı restorasyonlarda, mekanik davranışta farklılıklar ve kırık insidansı beklenmektedir (Kang ve ark., 2013). Yine bu restorasyonlarda simantasyonun tipi ve tekniği, daimi seramik restorasyonların mekanik davranışını etkileyebilir. Benzer şekilde, Kim ve arkadaşları (2013), monolitik lityum silikat kronlarının kırılma direncinin, kırılmanın başarısızlıklarının çoğunun üst yapı tabakasında gerçekleştiği tabakalı zirkonya alt yapılı restorasyonlara kıyasla daha yüksek olduğunu belirtmiştir. Bu çalışmalarla uyumlu olarak, bizim çalışmamızda, Vita Suprinity grubu, diğer gruplara göre önemli ölçüde yüksek basma dayanımı değerleri göstermiştir ve bu sonucun monolitik restorasyon tasarımı ile ilişkili olduğu düşünülmektedir. Kashkari ve arkadaşlarının (2019), IPS e.max CAD ve Vita Suprinity materyallerinin basma dayanımlarını inceledikleri çalışmada, bizim çalışmamızdan farklı olarak IPS e.max CAD’in basma dayanımı değerleri Vita Suprinity’e göre yüksek bulunmuştur. Ancak onlar, bizim çalışmamızdan farklı olarak her iki materyali de, monolitik tasarım ile üretmişlerdir.

Vita Enamic restorasyonların kırılma direnci ile ilgili, diğer restoratif materyallere kıyasla çok az bilgi vardır (Egbert ve ark., 2015). Rosentritt ve

arkadaşları (2017), CAD/CAM ile üretilen implant destekli seramiklerin in vitro kırılma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, IPS e.max CAD grubunu, Vita Suprinity ve Vita Enamic materyallerinden anlamlı derecede yüksek bulmuşlardır.

İn vitro performans ile kırılma sonuçları ve bireysel materyal özellikleri arasında bir korelasyon eğilimi vardır. Vita Enamic gibi düşük elastikiyet modülü ve bükülme dayanımına sahip malzemeler düşük kırılma direnci gösterir (Rosentritt ve ark., 2017). Bizim çalışmamızda, PEKK-Enamic grubu ve PEKK-e.max grupları farklı bulunmamasına rağmen, PEKK-e.max örnekleri en düşük basma dayanımı değerleri göstermiştir. Ancak yine de bu grupta elde edilen basma dayanımı değerleri posterior bölgede fizyolojik çiğneme kuvveti değerlerinden daha yüksektir ve PEKK alt yapı IPS e.max CAD restorasyonlarının premolar bölge tek kron restorasyonları için alternatif olduğu söylenebilir.

Zirkonzahn materyalinin elastisite modülü (210 GPa), PEKK'e göre (4 GPa) önemli ölçüde yüksektir. Benzer şekilde IPS e.max CAD elastisite modülü 95 GPa iken, Vita Enamic elastisite modülü 30 GPa'dır. Bir materyalin elastisite modülü arttıkça, kırılma dayanımının artacağı bildirilmiştir (Scherrer ve de Rijk, 1993). Bu bilgiye paralel olarak, çalışmamızda Zr-e.max grubu, Vita Suprinity'den sonra en yüksek basma dayanımı değerleri göstermiştir. Zr alt yapı IPS e.max ile uyumlu bulunur iken PEKK alt yapı ise Vita Enamic ile uyumlu bulunmuştur. PEKK-Enamic ve Zr-Enamic grupları arasında ise fark bulunmamıştır. Bu sonuç PEKK alt yapı ile Vita Enamic üst yapı arasındaki elastisite modülünün birbirine yakın olması ile açıklanabilir. Kelly ve arkadaşları (2010), çalışmalarında farklı elastisite modülüne sahip alt yapılar üzerine yapılan restorasyonların basma dayanımını değerlendirmişler ve bu çalışmanın sonucuna göre alt yapı ve üst yapı arasındaki elastisite modülü değerleri birbirine yaklaştıkça basma dayanım değerlerinin arttığını bildirmişlerdir. Bu bilgiler ışığında, alt yapı ve üst yapı seçiminde, kırılma direncini geliştirmek için birbirine yakın elastisite modülüne sahip materyallerin tercih edilmesi gerektiği sonucuna varılabilir.

Taşkonak ve arkadaşları(2008), zirkonya alt yapı restorasyonlardaki başarısızlığın nedenlerini incelemiş, kırıkların veneer seramikten başladığını tespit etmiştir ve kırılma direncinin üst yapı materyaline bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Bir başka çalışmada, seramik kaplama ile zirkonya alt yapısı arasındaki bağlantı kuvvetinin katmanlı yapıdaki en zayıf bileşen olduğu bildirilmiştir (Kanat ve ark.,

2014). Bu sorunun üstesinden gelmek için, tek bir zirkonya katmanından yapılan monolitik anatomik kontur restorasyonları önerilmiştir (Rauch ve ark., 2018)

Diş hekimliğinde estetik restorasyonlara olan ilginin gün geçtikçe artmasıyla, iki katmanlı ve monolitik uygulamalar için yeni nesil seramik ve kompozit malzemeler geliştirilmektedir. Bununla birlikte, iki katmanlı seramik restorasyonlardaki veneer kırığı (Goodacre ve ark., 2003; Pjetursson ve ark., 2004) ve monolitik tam seramik restorasyonların tam olarak kırılması, hala en sık bildirilen laboratuvar ve klinik komplikasyonlardır (Coelho ve ark., 2009; Al-Amleh ve ark., 2010). Tam seramik restorasyonların oklüzal kuvvetlere direncini tehlikeye atan iki tür iç unsur vardır. Bunlar; üretim hataları (iç boşluklar, gözeneklilikler veya işlem sırasında ortaya çıkan mikroyapısal özellikler) ve yüzey çatlakları (işleme sonucu yüzeydeki bozukluklar ve millenme sonucu oluşan bozukluklar)dır (Rosenstiel ve ark., Contemporary Fixed Prosthodontics. 2016 774-804). Hamza ve arkadaşları (2019), zirkonyum alt yapı restorasyonlar ile farklı monolitik tam seramik restorasyonlarının kırılma direncini karşılaştırdıkları çalışmalarında, monolitik lityum disilikat ve zirkonyum destekli lityum silikat örneklerinin her ikisinin de iki tabakalı zirkonyum alt yapı restorasyonlara göre çok daha yüksek bir kırılma direncine sahip olduğunu bulmuşlardır. Bu sonuç, alt yapıdan daha zayıf olan seramik kaplamaya ve kaplama ile alt yapı arasındaki zayıf bağa bağlı olabilir. İki tabakalı restorasyon tasarımı daimi restorasyonun kırılma direncini azaltabilir. Bu bulgular, iki tabakalı zirkonyum alt yapı restorasyonların mekanik dayanımının zayıf feldspatik kaplamalara bağlı olduğunu belirten önceki çalışmalarla uyumludur. Bu çalışmaya göre, monolitik cam seramiklerin (lityum disilikat ve zirkonya takviyeli lityum silikat), çift katmanlı zirkonya bazlı seramikten daha üstün kırılma direncine sahip olduğu bildirilmiştir.

ZLS'de zirkonya, lityumun cam matrisinde çözülür. Bu durumda çatlak oluşumu ve yayılması, tetragonal zirkonya fazının dönüşümüyle engellenebilir. ZLS'nin SEM görüntüleri, başarısızlığın kökenine yakın olan çok net yarım daire biçimli tutuş çizgileri göstermektedir. Bu durum, mikro çatlakların ZLS seramik kronlarının kırılma başarısızlığı üzerinde, lityum disilikat seramik kronlara göre daha küçük bir etkiye sahip olabileceği varsayımına yol açmaktadır (Manicone ve ark., 2007). Yine, Kashkari ve arkadaşları (2019) kırık Vita Suprinity seramik yüzeylerinden aldıkları SEM görüntülerinde gözenekli bir görüntü gözlemlemiştir.

Gözeneklerin, kırılma başlangıcı olduğu ve kırığın seramikte yayılması için stres konsantrasyon bölgeleri olarak rol oynadığı bilinir.

Quinn ve arkadaşları (2010), yaptığı çalışmada, kırık tipinin sadece üst yapıyı içerdiğini alt yapıya kadar devam etmediğini bildirmişlerdir. Guess ve arkadaşları (2009) ise, yaptıkları çalışmada, uygulanan kaplama tekniğinden bağımsız olarak veneer-kor yapı arayüzünde çatlakların durduğunu, zirkonya alt yapısına yayılan çatlak yayılımının gözlemlenmediğini bildirmişlerdir. Benzer şekilde Rad ve arkadaşlarının (2015), yaptıkları çalışmada da başarısızlık veneer/ alt yapı kesişiminde başlamış zirkonyaya ulaşmamıştır.

Bizim çalışmamızda, PEKK alt yapı örneklerinden bazılarında, kırık hattı alt yapıya kadar devamlılık göstermiştir. Bu kırık tipi, Cr-Co metal day ile PEKK alt yapı arasındaki elastisite modülünün uyumsuzluğu ile ilişkili olabilir. Geri kalan PEKK ve tüm zirkonya alt yapı örneklerde kırığın üst yapı /alt yapı arayüzünde durduğu ve alt yapıya kadar uzanmadığı gözlemlenmiştir.

Tam seramik restorasyonların kırılma dayanımı ile ilgili yapılan farklı çalışmalarda farklı değerlerin elde edilmesi, üretim teknikleri, preperasyon tasarımındaki değişiklikler (Harrington ve ark., 2003; Coelho ve ark., 2008), çalışmalarda kullanılan farklı diş tipleri (Tuntiprawon ve Wilson, 1995) kullanılan siman tipi, siman kalınlığı (May ve ark., 2012) ve yapıştırma tekniğindeki değişiklikler, üretilen restorasyonların kalınlığı (Rekow ve ark., 2006) ve test edilen restorasyonu destekleyen dayanak materyalinin elastisite modülü (Rekow ve ark., 2006) gibi değişkenlerden kaynaklanmaktadır (Friedlander ve ark., 1990).

Bu nedenle yaptığımız çalışmada elde edilen sonuçların çok daha karmaşık parametreler içeren in vivo koşullara aktarılamayacağını vurgulamak önemlidir. Klinik başarısızlık mekanizmalarının in vitro testlerde gözlemlenen davranıştan farklı olacağı göz önünde bulundurulmalıdır. Bu çalışmanın limitasyonu olarak, elde edilen sonuçlarda Co-Cr'in dayanak olarak kullanıldığı ve diş dokusundan daha yüksek elastisite modülüne sahip olduğu dikkate alınmalıdır. Uyguladığımız basma dayanımı testi, farklı üst yapı materyalleri arasında karşılaştırma yapılmasına izin verir fakat klinik ilişki düzeyi sınırlıdır.



## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Yaptığımız çalışmanın limitasyonları dahilinde aşağıdaki sonuçlara varılabilir;

1. Üst birinci küçük azı diş şeklinde tasarlanan farklı materyallerden üretilen tüm CAD/CAM restorasyonlar, posterior bölge fizyolojik çiğneme kuvvetlerini karşılayabilecek kırılma direnci değerleri göstermişlerdir.
2. ZLS içerikli monolitik tek kronlar, chipping risk faktörünün elimine edilmesi nedeniyle, yüksek çiğneme kuvvetlerine sahip posterior bölge için önerilir.
3. Üst yapı materyali olarak rezin infiltre hibrit seramikler kullanıldığında, PEKK alt yapı zirkonya alt yapıya alternatif olarak önerilebilir.
4. İki tabakalı restorasyonlarda, alt yapı-üst yapı arasındaki elastisite modülleri arasındaki uyumsuzluk azaldıkça, restorasyonun monolitik bir restorasyon gibi davranarak kırılma direncini geliştirdiği öngörülebilir. Bu nedenle iki tabakalı sistemlerde alt yapı ve üst yapı materyal seçiminde bu faktör göz önünde bulundurulmalıdır.

## 7. KAYNAKÇA

- Abdalla, A. I., El Zohairy, A. A., Aboushelib, M. M. N., & Feilzer, A. J. (2007). Influence of thermal and mechanical load cycling on the microtensile bond strength of self-etching adhesives. *American Journal of Dentistry*, 20(4), 250–254. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17907489>
- ABDULLAH, A. O., TSITROU, E. A., & POLLINGTON, S. (2016). Comparative in vitro evaluation of CAD/CAM vs conventional provisional crowns. *Journal of Applied Oral Science*, 24(3), 258–263. <https://doi.org/10.1590/1678-775720150451>
- ABOUSHELIB, M., DEJAGER, N., KLEVERLAAN, C., & FEILZER, A. (2005a). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dental Materials*, 21(10), 984–991. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.03.013>
- ABOUSHELIB, M., DEJAGER, N., KLEVERLAAN, C., & FEILZER, A. (2005b). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dental Materials*, 21(10), 984–991. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.03.013>
- Aboushelib, M. N., Kleverlaan, C. J., & Feilzer, A. J. (2008). Effect of Zirconia Type on Its Bond Strength with Different Veneer Ceramics. *Journal of Prosthodontics*, 17(5), 401–408. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2008.00306.x>
- Abu Bakar, M. S., Cheng, M. H. W., Tang, S. M., Yu, S. C., Liao, K., Tan, C. T., ... Cheang, P. (2003). Tensile properties, tension-tension fatigue and biological response of polyetheretherketone-hydroxyapatite composites for load-bearing orthopedic implants. *Biomaterials*, 24(13), 2245–2250. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12699660>
- Akhavan, S., Matthiesen, M. M., Schulte, L., Penoyar, T., Kraay, M. J., Rimnac, C. M., & Goldberg, V. M. (2006). Clinical and Histologic Results Related to a Low-Modulus Composite Total Hip Replacement Stem. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 88(6), 1308–1314. <https://doi.org/10.2106/JBJS.E.00316>
- Al-Akhali, M., Kern, M., Elsayed, A., Samran, A., & Chaar, M. S. (2019). Influence of thermomechanical fatigue on the fracture strength of CAD-CAM-fabricated occlusal veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.07.019>
- AL-AMLEH, B., LYONS, K., & SWAIN, M. (2010). Clinical trials in zirconia: a systematic review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 37(8), 641–652. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2010.02094.x>
- Albakry, M., Guazzato, M., & Swain, M. V. (2003). Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(4), 374–380. <https://doi.org/10.1067/mpr.2003.42>
- Alkumru, H., Hullah, W. R., Marquis, P. M., & Wilson, H. J. (1988). Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. *British Dental Journal*, 164(2), 39–43. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3277652>
- Alsadon, O. (2017). Evaluating PolyEtherKetoneKetone (PEKK) Polymer used for fabricating Fixed

Prosthodontics. Retrieved from <http://etheses.whiterose.ac.uk/17181/>

- Alshehri, S. A. (2011). An Investigation into the Role of Core Porcelain Thickness and Lamination in Determining the Flexural Strength of In-Ceram Dental Materials. *Journal of Prosthodontics*, 20(4), 261–266. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2011.00707.x>
- Altamimi, A. M., Tripodakis, A. P., Eliades, G., & Hirayama, H. (2014). Comparison of fracture resistance and fracture characterization of bilayered zirconia/fluorapatite and monolithic lithium disilicate all ceramic crowns. *The International Journal of Esthetic Dentistry*, 9(1), 98–110. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24757702>
- Amaral, F. L. B., Colucci, V., Souza-Gabriel, A. E., Chinelatti, M. A., Palma-Dibb, R. G., & Corona, S. A. M. (2008). Adhesion to Er:YAG Laser-prepared Dentin After Long-term Water Storage and Thermocycling. *Operative Dentistry*, 33(1), 51–58. <https://doi.org/10.2341/07-30>
- An in vitro study to investigate the load at fracture of Procera AllCeram crowns with various thickness of occlusal veneer porcelain. (2003). *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(5), 514. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(03\)00271-3](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(03)00271-3)
- Andersson, M., Razzoog, M. E., Odén, A., Hegenbarth, E. A., & Lang, B. R. (1998). Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*, 29(5), 285–296. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9693647>
- Anusavice, K. J. (2003). *Phillips' science of dental materials : pageburst retail*. Elsevier Saunders.
- Anusavice, K. J., & Phillips, R. W. (2003). *Phillips' science of dental materials*. Saunders.
- Atsü, S., Aksan, M. E., & Bulut, A. (2019). Fracture Resistance of Titanium, Zirconia, and Ceramic-Reinforced Polyetheretherketone Implant Abutments Supporting CAD/CAM Monolithic Lithium Disilicate Ceramic Crowns After Aging. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. <https://doi.org/10.11607/jomi.7036>
- Attia, A. (2010). Influence of surface treatment and cyclic loading on the durability of repaired all-ceramic crowns. *Journal of Applied Oral Science: Revista FOB*, 18(2), 194–200. <https://doi.org/10.1590/S1678-77572010000200015>
- Bae, S.-Y., Park, J.-Y., Jeong, I.-D., Kim, H.-Y., Kim, J.-H., & Kim, W.-C. (2017). Three-dimensional analysis of marginal and internal fit of copings fabricated with polyetherketoneketone (PEKK) and zirconia. *Journal of Prosthodontic Research*, 61(2), 106–112. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2016.07.005>
- Barkarmo, S., Wennerberg, A., Hoffman, M., Kjellin, P., Breding, K., Handa, P., & Stenport, V. (2013). Nano-hydroxyapatite-coated PEEK implants: A pilot study in rabbit bone. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 101A(2), 465–471. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.34358>
- BAYRAMOĞLU, D. E., & ÖZKAN, P. D. Y. (2012). Cam seramik restorasyonlar ve zirkonya alt yapılı seramik restorasyonların karşılaştırılması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2012(Supplement 6). Retrieved from <http://dergipark.gov.tr/ataunidfd/issue/2470/31576>
- Beier, U. S., Kapferer, I., & Dumfahrt, H. (n.d.). Clinical long-term evaluation and failure characteristics of 1,335 all-ceramic restorations. *The International Journal of Prosthodontics*, 25(1), 70–78. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22259801>

- Berry, D. J., Barnes, C. L., Scott, R. D., Cabanela, M. E., & Poss, R. (1994). Catastrophic failure of the polyethylene liner of uncemented acetabular components. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 76(4), 575–578. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8027143>
- Beuer, F., Edelhoff, D., Gernet, W., & Naumann, M. (2008). Effect of preparation angles on the precision of zirconia crown copings fabricated by CAD/CAM system. *Dental Materials Journal*, 27(6), 814–820. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19241690>
- BEUER, F., SCHWEIGER, J., EICHBERGER, M., KAPPERT, H., GERNET, W., & EDELHOFF, D. (2009). High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings — A new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dental Materials*, 25(1), 121–128. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.04.019>
- Beuer, F., Stimmelmayer, M., Gernet, W., Edelhoff, D., Güh, J.-F., & Naumann, M. (2010). Prospective study of zirconia-based restorations: 3-year clinical results. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)*, 41(8), 631–637. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20657851>
- Bindl, A., Lüthy, H., & Mörmann, W. H. (2006). Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dental Materials*, 22, 29–36. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.02.007>
- Blatz, M. B., Sadan, A., & Kern, M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(3), 268–274. <https://doi.org/10.1067/mpr.2003.50>
- Boening, K. W., Wolf, B. H., Schmidt, A. E., Kästner, K., & Walter, M. H. (2000). Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 84(4), 419–424. <https://doi.org/10.1067/mpr.2000.109125>
- Borba, M., Cesar, P. F., Griggs, J. A., & Della Bona, A. (2013). Step-stress analysis for predicting dental ceramic reliability. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 29(8), 913–918. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.05.009>
- Bruner, H. J., Guan, Y., Yoganandan, N., Pintar, F. A., Maiman, D. J., & Slivka, M. A. (2010). Biomechanics of polyaryletherketone rod composites and titanium rods for posterior lumbosacral instrumentation. Presented at the 2010 Joint Spine Section Meeting. Laboratory investigation. *Journal of Neurosurgery. Spine*, 13(6), 766–772. <https://doi.org/10.3171/2010.5.SPINE09948>
- BULUT, A. C., & SAĞLAM ATSÜ, S. (2016). DIŞ HEKİMLİĞİNDE RESTORATİF MATERYALLERİN YAŞLANDIRMA İŞLEMLERİ VE ÇİĞNEME SİMÜLATÖRLERİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(1). <https://doi.org/10.17567/dfd.72496>
- Burke, F. J. (1995). The effect of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)*, 26(4), 293–300. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7568750>
- Burke, F. J., & Watts, D. C. (1994). Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)*, 25(5), 335–340. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7938418>

- Campos, R. E., Soares, C. J., Quagliatto, P. S., Soares, P. V., de Oliveira, O. B., Santos-Filho, P. C. F., & Salazar-Marcho, S. M. (2011). In Vitro Study of Fracture Load and Fracture Pattern of Ceramic Crowns: A Finite Element and Fractography Analysis. *Journal of Prosthodontics*, 20(6), 447–455. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2011.00744.x>
- Chaar, M. S., Witkowski, S., Strub, J. R., & Att, W. (2013). Effect of veneering technique on the fracture resistance of zirconia fixed dental prostheses. *Journal of Oral Rehabilitation*, 40(1), 51–59. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2012.02323.x>
- CHAIJAREENONT, P., PRAKHAMSAI, S., SILTHAMPITAG, P., TAKAHASHI, H., & ARKSORNNUKIT, M. (2018). Effects of different sulfuric acid etching concentrations on PEEK surface bonding to resin composite. *Dental Materials Journal*, 37(3), 385–392. <https://doi.org/10.4012/dmj.2017-141>
- Chaves, L. V. de F., Chaves, V. S. de F., Felix, M. D. dos S., Borges, B. C. D., da Costa, G. de F. A., & Geraldeli, S. (2016). Efficacy of accelerated aging methods to degrade the adhesive interface of dentin cavities bonded with etch-and-rinse adhesive systems. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 30(19), 2100–2108. <https://doi.org/10.1080/01694243.2016.1174521>
- Chevalier, J., Cales, B., & Drouin, J. M. (2004). Low-Temperature Aging of Y-TZP Ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 82(8), 2150–2154. <https://doi.org/10.1111/j.1151-2916.1999.tb02055.x>
- Chitmongkolsuk, S., Heydecke, G., Stappert, C., & Strub, J. R. (2002). Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 10(1), 15–22. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12051127>
- Cho, L., Choi, J., Yi, Y. J., & Park, C. J. (2004). Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(6), 554–560. <https://doi.org/10.1016/S0022391304001271>
- Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, J. P., & Peille, C. N. (1989). Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research*, 23(1), 45–61. <https://doi.org/10.1002/jbm.820230105>
- Christensen, G. J. (2006). Is now the time to purchase an in-office CAD/CAM device? *Journal of the American Dental Association* (1939), 137(2), 235–236, 238. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16521390>
- Chu, J.-N., & Schultz, J. M. (1989). The influence of microstructure on the failure behaviour of PEEK. *Journal of Materials Science*, 24(12), 4538–4544. <https://doi.org/10.1007/BF00544542>
- Chun, Y.-H. P., Raffelt, C., Pfeiffer, H., Bizhang, M., Saul, G., Blunck, U., & Roulet, J.-F. (2010). Restoring strength of incisors with veneers and full ceramic crowns. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 12(1), 45–54. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a17533>
- Claus, H. (n.d.). The structure and microstructure of dental porcelain in relationship to the firing conditions. *The International Journal of Prosthodontics*, 2(4), 376–384. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2638849>
- Clausen, J.-O., Abou Tara, M., & Kern, M. (2010). Dynamic fatigue and fracture resistance of non-

- retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. *Dental Materials*, 26(6), 533–538. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.01.011>
- Coelho, P. G., Calamia, C., Harsono, M., Thompson, V. P., & Silva, N. R. F. A. (2008). Laboratory and FEA evaluation of dentin-to-composite bonding as a function adhesive layer thickness. *Dental Materials*, 24(10), 1297–1303. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.02.007>
- Coelho, P. G., Silva, N. R., Bonfante, E. A., Guess, P. C., Rekow, E. D., & Thompson, V. P. (2009). Fatigue testing of two porcelain–zirconia all-ceramic crown systems. *Dental Materials*, 25(9), 1122–1127. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.03.009>
- Coldea, A., Swain, M. V., & Thiel, N. (2013). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 29(4), 419–426. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.01.002>
- Conrad, H. J., Seong, W.-J., & Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 389–404. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(07\)60124-3](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(07)60124-3)
- Contemporary Fixed Prosthodontics - 9780323080118 | US Elsevier Health Bookshop. (n.d.). Retrieved October 16, 2018, from [https://www.us.elsevierhealth.com/contemporary-fixed-prosthodontics-9780323080118.html?gclid=CjwKCAjwmJbeBRBCEiwAAY4VVXEnbnex1ggiB\\_eMaaS\\_3R8CKnv6SE7743F44bk3JdYDR\\_jPM9O11hoC0x0QA\\_vD\\_BwE](https://www.us.elsevierhealth.com/contemporary-fixed-prosthodontics-9780323080118.html?gclid=CjwKCAjwmJbeBRBCEiwAAY4VVXEnbnex1ggiB_eMaaS_3R8CKnv6SE7743F44bk3JdYDR_jPM9O11hoC0x0QA_vD_BwE)
- Costa-Palau, S., Torrents-Nicolas, J., Brufau-de Barberà, M., & Cabratosa-Termes, J. (2014). Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(3), 680–682. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.10.026>
- Costa, A. K. F., Borges, A. L. S., Fleming, G. J. P., & Addison, O. (2014). The strength of sintered and adhesively bonded zirconia/veneer-ceramic bilayers. *Journal of Dentistry*, 42(10), 1269–1276. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.08.001>
- Covacci, V., Bruzzese, N., Maccauro, G., Andreassi, C., Ricci, G. A., Piconi, C., ... Cittadini, A. (1999). In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*, 20(4), 371–376. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10048410>
- Davidowitz, G., & Kotick, P. G. (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 55(3), 559–70, ix. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2011.02.011>
- de Abreu, R. A. M., Pereira, M. D., Furtado, F., Prado, G. P. R., Mestriner, W., & Ferreira, L. M. (2014). Masticatory efficiency and bite force in individuals with normal occlusion. *Archives of Oral Biology*, 59(10), 1065–1074. <https://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2014.05.005>
- de Kok, P., Kleverlaan, C. J., de Jager, N., Kuijs, R., & Feilzer, A. J. (2015). Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(1), 59–66. <https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2014.10.015>
- de Oliveira, D. C. R. S., Ayres, A. P. A., Rocha, M. G., Giannini, M., Puppin Rontani, R. M.,

- Ferracane, J. L., & Sinhoreti, M. A. C. (2015). Effect of Different In Vitro Aging Methods on Color Stability of a Dental Resin-Based Composite Using CIELAB and CIEDE2000 Color-Difference Formulas. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27(5), 322–330. <https://doi.org/10.1111/jerd.12155>
- Denissen, H. W., van der Zel, J. M., & van Waas, M. A. (n.d.). Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *The International Journal of Prosthodontics*, 12(5), 395–400. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10709519>
- DENRY, I., & KELLY, J. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24(3), 299–307. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.05.007>
- Denry, I., & Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 24(3), 299–307. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.05.007>
- Denry, I., & Kelly, J. R. (2014). Emerging Ceramic-based Materials for Dentistry. *Journal of Dental Research*, 93(12), 1235–1242. <https://doi.org/10.1177/0022034514553627>
- Dental + Pekkton® ivory. high performance polymer for definitive aesthetic restorations on implants. (n.d.). Retrieved from <http://dentzhk.com/wp-content/uploads/2017/11/Pekkton.pdf>
- Deville, S., Chevalier, R., Fantozzi, G., Bartolome, F., Requena, J., Moya, S., & Antonio Díaz, L. (n.d.). Low-temperature ageing of zirconia-toughened alumina ceramics and its implication in biomedical implants. [https://doi.org/10.1016/S0955-2219\(03\)00313-3](https://doi.org/10.1016/S0955-2219(03)00313-3)
- Dirxen, C., Blunck, U., & Preissner, S. (2013). Clinical Performance of a New Biomimetic Double Network Material. *The Open Dentistry Journal*, 7(1), 118–122. <https://doi.org/10.2174/1874210620130904003>
- Dupriez, N. D., von Koeckritz, A.-K., & Kunzelmann, K.-H. (2015). A comparative study of sliding wear of nonmetallic dental restorative materials with emphasis on micromechanical wear mechanisms. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 103(4), 925–934. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.33193>
- Egbert, J. S., Johnson, A. C., Tantbirojn, D., & Versluis, A. (2015). Fracture strength of ultrathin occlusal veneer restorations made from CAD/CAM composite or hybrid ceramic materials. *Oral Science International*, 12(2), 53–58. [https://doi.org/10.1016/S1348-8643\(15\)00017-8](https://doi.org/10.1016/S1348-8643(15)00017-8)
- Eisenburger, M., Mache, T., Borchers, L., & Stiesch, M. (2011). Fracture stability of anterior zirconia crowns with different core designs and veneered using the layering or the press-over technique. *European Journal of Oral Sciences*, 119(3), 253–257. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2011.00829.x>
- El-Mowafy, O., & Brochu, J.-F. (2002). Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations—a literature review. *Journal (Canadian Dental Association)*, 68(4), 233–237. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12626277>
- Elmougy, A., Schiemann, A. M., Wood, D., Pollington, S., & Martin, N. (2018a). Characterisation of machinable structural polymers in restorative dentistry. *Dental Materials*, 34(10), 1509–1517. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2018.06.007>

- Elmougy, A., Schiemann, A. M., Wood, D., Pollington, S., & Martin, N. (2018b). Characterisation of machinable structural polymers in restorative dentistry. *Dental Materials*, 34(10), 1509–1517. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2018.06.007>
- Elsaka, S. E. (2014). Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 16(6), 531–540. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a33198>
- ELSAKA, S. E. (2015). Repair bond strength of resin composite to a novel CAD/CAM hybrid ceramic using different repair systems. *Dental Materials Journal*, 34(2), 161–167. <https://doi.org/10.4012/dmj.2014-159>
- Elsaka, S. E., & Elnaghy, A. M. (2016). Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental Materials*, 32(7), 908–914. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.03.013>
- Ersu, B., Yuzugullu, B., Ruya Yazici, A., & Canay, S. (2009). Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *Journal of Dentistry*, 37(11), 848–856. <https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2009.06.017>
- Fasbinder, D. J. (2006). Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 137 Suppl, 22S–31S. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16950934>
- Fasbinder, D. J. (2012). Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 33(1), 50, 52–58. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22432177>
- Fasbinder, D. J., Dennison, J. B., Heys, D., & Neiva, G. (2010a). A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 141 Suppl 2, 10S–4S. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20516109>
- Fasbinder, D. J., Dennison, J. B., Heys, D., & Neiva, G. (2010b). A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 141 Suppl 2, 10S–4S. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20516109>
- Fasbinder, D. J., Dennison, J. B., Heys, D. R., & Lampe, K. (2005a). The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 136(12), 1714–1723. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16383055>
- Fasbinder, D. J., Dennison, J. B., Heys, D. R., & Lampe, K. (2005b). The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 136(12), 1714–1723. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16383055>
- Fokas, G., Guo, C. Y., & Tsoi, J. K. H. (2019a). The effects of surface treatments on tensile bond strength of polyether-ketone-ketone (PEKK) to veneering resin. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 93, 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.01.015>
- Fokas, G., Guo, C. Y., & Tsoi, J. K. H. (2019b). The effects of surface treatments on tensile bond strength of polyether-ketone-ketone (PEKK) to veneering resin. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 93, 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.01.015>



- Forss, H., Seppä, L., & Lappalainen, R. (1991). In vitro abrasion resistance and hardness of glass-ionomer cements. *Dental Materials*, 7(1), 36–39. [https://doi.org/10.1016/0109-5641\(91\)90024-S](https://doi.org/10.1016/0109-5641(91)90024-S)
- Fradeani, M., & Redemagni, M. (n.d.). An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*, 33(7), 503–510. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12165985>
- Friedlander, L. D., Munoz, C. A., Goodacre, C. J., Doyle, M. G., & Moore, B. K. (n.d.). The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: Part 1. *The International Journal of Prosthodontics*, 3(2), 159–168. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2133383>
- Fuhrmann, G., Steiner, M., Freitag-Wolf, S., & Kern, M. (2014). Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)—Durability and influence of surface conditioning. *Dental Materials*, 30(3), 357–363. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.12.008>
- Gaillard, Y., Jiménez-Piqué, E., Soldera, F., Mücklich, F., & Anglada, M. (2008). Quantification of hydrothermal degradation in zirconia by nanoindentation. *Acta Materialia*, 56(16), 4206–4216. <https://doi.org/10.1016/J.ACTAMAT.2008.04.050>
- Gao, S., Gao, S., Xu, B., & Yu, H. (2015). Effects of Different pH-Values on the Nanomechanical Surface Properties of PEEK and CFR-PEEK Compared to Dental Resin-Based Materials. *Materials (Basel, Switzerland)*, 8(8), 4751–4767. <https://doi.org/10.3390/ma8084751>
- Garcia-Gonzalez, D., Rusinek, A., Jankowiak, T., & Arias, A. (2015). Mechanical impact behavior of polyether-ether-ketone (PEEK). *Composite Structures*, 124, 88–99. <https://doi.org/10.1016/J.COMPSTRUCT.2014.12.061>
- Gautam, C., Joyner, J., Gautam, A., Rao, J., & Vajtai, R. (2016). Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton Transactions (Cambridge, England : 2003)*, 45(48), 19194–19215. <https://doi.org/10.1039/c6dt03484e>
- Gehrt, M., Wolfart, S., Rafai, N., Reich, S., & Edelhoft, D. (2013). Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clinical Oral Investigations*, 17(1), 275–284. <https://doi.org/10.1007/s00784-012-0700-x>
- Giordano, R. (2006a). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 137 Suppl, 14S–21S. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16950933>
- Giordano, R. (2006b). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 137 Suppl, 14S–21S. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16950933>
- Goldin, E. B., Boyd, N. W., Goldstein, G. R., Hittelman, E. L., & Thompson, V. P. (2005). Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(2), 143–147. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.10.023>
- Goodacre, C. J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K., & Kan, J. Y. K. (2003). Clinical complications in fixed prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(1), 31–41. <https://doi.org/10.1016/S0022391303002142>

- Gorman, C. M., McDevitt, W. E., & Hill, R. G. (2000). Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 16(6), 389–395. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10967187>
- Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R. F. A., & Bonfante, E. A. (2015). A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials, 28(3). <https://doi.org/10.11607/ijp.4244>
- Guazzato, M., Albakry, M., Quach, L., & Swain, M. V. (2004). Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. *Biomaterials*, 25(11), 2153–2160. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14741630>
- Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P., & Swain, M. V. (2004a). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dental Materials*, 20(5), 441–448. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2003.05.003>
- Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P., & Swain, M. V. (2004b). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*, 20(5), 449–456. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2003.05.002>
- Guazzato, M., Albakry, M., Swain, M. V., & Ironside, J. (n.d.-a). Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *The International Journal of Prosthodontics*, 15(4), 339–346. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12170847>
- Guazzato, M., Albakry, M., Swain, M. V., & Ironside, J. (n.d.-b). Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *The International Journal of Prosthodontics*, 15(4), 339–346. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12170847>
- Guazzato, M., Quach, L., Albakry, M., & Swain, M. V. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry*, 33(1), 9–18. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2004.07.001>
- Guess, P. C., Bonfante, E. A., Silva, N. R. F. A., Coelho, P. G., & Thompson, V. P. (2013). Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. *Dental Materials*, 29(3), 307–316. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.11.012>
- Guess, P. C., Zhang, Y., & Thompson, V. P. (2009). Effect of veneering techniques on damage and reliability of Y-TZP trilayers. *The European Journal of Esthetic Dentistry: Official Journal of the European Academy of Esthetic Dentistry*, 4(3), 262–276. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19704927>
- GÜTH, J.-F., ZUCH, T., ZWINGE, S., ENGELS, J., STIMMELMAYR, M., & EDELHOFF, D. (2013). Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dental Materials Journal*, 32(6), 865–871. <https://doi.org/10.4012/dmj.2013-099>
- Hager, B., Odén, A., Andersson, B., & Andersson, L. (2001). Procera AllCeram laminates: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(3), 231–232. <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.114269>
- Hallmann, L., Mehl, A., Sereno, N., & Hämmerle, C. H. F. (2012). The improvement of adhesive

- properties of PEEK through different pre-treatments. *Applied Surface Science*, 258(18), 7213–7218. <https://doi.org/10.1016/J.APSUSC.2012.04.040>
- Hamdan, S., & Swallowe, G. M. (1996). The strain-rate and temperature dependence of the mechanical properties of polyetherketone and polyetheretherketone. *Journal of Materials Science*, 31(6), 1415–1423. <https://doi.org/10.1007/BF00357847>
- Hamza, T. A., & Sherif, R. M. (2019a). Fracture Resistance of Monolithic Glass-Ceramics Versus Bilayered Zirconia-Based Restorations. *Journal of Prosthodontics*, 28(1), e259–e264. <https://doi.org/10.1111/jopr.12684>
- Hamza, T. A., & Sherif, R. M. (2019b). Fracture Resistance of Monolithic Glass-Ceramics Versus Bilayered Zirconia-Based Restorations. *Journal of Prosthodontics*, 28(1), e259–e264. <https://doi.org/10.1111/jopr.12684>
- Hannink, R. H. J., Kelly, P. M., & Muddle, B. C. (2004). Transformation Toughening in Zirconia-Containing Ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 83(3), 461–487. <https://doi.org/10.1111/j.1151-2916.2000.tb01221.x>
- Hansen, P. A., & West, L. A. (1997). Allergic reaction following insertion of a Pd-Cu-Au fixed partial denture: a clinical report. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 6(2), 144–148. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9497758>
- Harder, S., Wolfart, S., Eschbach, S., & Kern, M. (2010). Eight-year outcome of posterior inlay-retained all-ceramic fixed dental prostheses. *Journal of Dentistry*, 38(11), 875–881. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.07.012>
- Harrer, W., Danzer, R., & Morrell, R. (2012). Influence of surface defects on the biaxial strength of a silicon nitride ceramic – Increase of strength by crack healing. *Journal of the European Ceramic Society*, 32(1), 27–35. <https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2011.07.019>
- Heimer, S., Schmidlin, P. R., Roos, M., & Stawarczyk, B. (2017). Surface properties of polyetheretherketone after different laboratory and chairside polishing protocols. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(3), 419–425. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.06.016>
- Heimer, S., Schmidlin, P. R., & Stawarczyk, B. (2017). Discoloration of PMMA, composite, and PEEK. *Clinical Oral Investigations*, 21(4), 1191–1200. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1892-2>
- Heintze, S. D., Albrecht, T., Cavalleri, A., & Steiner, M. (2011). A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dental Materials*, 27(2), e10–e19. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.09.004>
- Hek Fak Derg ASLAN, D., & Dent Fac Atatürk Uni, J. (2016). *Atatürk Üniv.*
- Helkimo, E., Carlsson, G. E., & Helkimo, M. (1977). Bite force and state of dentition. *Acta Odontologica Scandinavica*, 35(6), 297–303. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/271452>
- Helvatjoglou-Antoniades, M., Theodoridou-Pahini, S., Papadogiannis, Y., & Karezis, A. (n.d.). Microleakage of bonded amalgam restorations: effect of thermal cycling. *Operative Dentistry*, 25(4), 316–323. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11203837>

- Hikita, K., Van Meerbeek, B., De Munck, J., Ikeda, T., Van Landuyt, K., Maida, T., ... Peumans, M. (2007). Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dental Materials*, 23(1), 71–80. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.12.002>
- Hisbergues, M., Vendeville, S., & Vendeville, P. (2009). Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 88B(2), 519–529. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.31147>
- Höland, W., Schweiger, M., Frank, M., & Rheinberger, V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research*, 53(4), 297–303. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10898870>
- Holden, J. E., Goldstein, G. R., Hittelman, E. L., & Clark, E. A. (2009). Comparison of the Marginal Fit of Pressable Ceramic to Metal Ceramic Restorations. *Journal of Prosthodontics*, 18(8), 645–648. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2009.00497.x>
- Hooshmand, T., Parvizi, S., & Keshvad, A. (2008). Effect of surface acid etching on the biaxial flexural strength of two hot-pressed glass ceramics. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 17(5), 415–419. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2008.00319.x>
- Hsueh, C.-H., Luttrell, C. R., & Becher, P. F. (2006). Analyses of multilayered dental ceramics subjected to biaxial flexure tests. *Dental Materials*, 22(5), 460–469. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.04.037>
- Huiskes, R., Ruimerman, R., van Lenthe, G. H., & Janssen, J. D. (2000). Effects of mechanical forces on maintenance and adaptation of form in trabecular bone. *Nature*, 405(6787), 704–706. <https://doi.org/10.1038/35015116>
- IPS e.max® CAD Scientific Documentation. (n.d.). Retrieved from <http://roedentallab.com/downloads/emaxCADDData.pdf>
- Ishibe, M., Raigrodski, A. J., Flinn, B. D., Chung, K.-H., Spiekerman, C., & Winter, R. R. (2011). Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to high-noble alloy and zirconia cores. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 106(1), 29–37. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(11\)60090-5](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(11)60090-5)
- Kamio, S., Komine, F., Taguchi, K., Iwasaki, T., Blatz, M. B., & Matsumura, H. (2015). Effects of framework design and layering material on fracture strength of implant-supported zirconia-based molar crowns. *Clinical Oral Implants Research*, 26(12), 1407–1413. <https://doi.org/10.1111/clr.12468>
- Kanat, B., Çömlekoğlu, E. M., Dündar-Çömlekoğlu, M., Hakan Sen, B., Özcan, M., & Ali Güngör, M. (2014). Effect of Various Veneering Techniques on Mechanical Strength of Computer-Controlled Zirconia Framework Designs. *Journal of Prosthodontics*, 23(6), 445–455. <https://doi.org/10.1111/jopr.12130>
- Kang, S.-H., Chang, J., & Son, H.-H. (2013). Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 38(3), 134. <https://doi.org/10.5395/rde.2013.38.3.134>

- Kashkari, A., Yilmaz, B., Brantley, W. A., Schricker, S. R., & Johnston, W. M. (2019). Fracture analysis of monolithic CAD-CAM crowns. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry: Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et Al.]*. <https://doi.org/10.1111/jerd.12462>
- Kawano, F., Ohguri, T., Ichikawa, T., & Matsumoto, N. (2001). Influence of thermal cycles in water on flexural strength of laboratory-processed composite resin. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(8), 703–707. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11556949>
- Keilig, L., Stark, H., & Bourauel, C. (2016). Does the Material Stiffness of Novel High-Performance Polymers for Fixed Partial Dentures Influence Their Biomechanical Behavior? *The International Journal of Prosthodontics*, 30(6), 595–597. <https://doi.org/10.11607/ijp.4940>
- Kelly, J. R. (1995). Perspectives on strength. *Dental Materials*, 11(2), 103–110. [https://doi.org/10.1016/0109-5641\(95\)80043-3](https://doi.org/10.1016/0109-5641(95)80043-3)
- Kelly, J. R., Nishimura, I., & Campbell, S. D. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75(1), 18–32. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9005250>
- Kelly, J. R., Rungruanganunt, P., Hunter, B., & Vailati, F. (2010). Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(4), 228–238. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60129-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60129-1)
- Kern, M., & Lehmann, F. (2012a). Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 28(12), 1280–1283. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.09.010>
- Kern, M., & Lehmann, F. (2012b). Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dental Materials*, 28(12), 1280–1283. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.09.010>
- Kern, M., Sasse, M., & Wolfart, S. (2012). Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *The Journal of the American Dental Association*, 143(3), 234–240. <https://doi.org/10.14219/JADA.ARCHIVE.2012.0147>
- Keul, C., Liebermann, A., Schmidlin, P. R., Roos, M., Sener, B., & Stawarczyk, B. (2014). Influence of PEEK surface modification on surface properties and bond strength to veneering resin composites. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 16(4), 383–392. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a32570>
- Kewekordes, T., Wille, S., & Kern, M. (2018). Wear of polyetherketoneketones — Influence of titanium dioxide content and antagonistic material. *Dental Materials*, 34(3), 560–567. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.12.009>
- Kheradmandan, S., Koutayas, S. O., Bernhard, M., & Strub, J. R. (2001). Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermo-mechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(4), 361–369. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11350590>
- Kim, J. H., Lee, S.-J., Park, J. S., & Ryu, J. J. (2013). Fracture Load of Monolithic CAD/CAM Lithium Disilicate Ceramic Crowns and Veneered Zirconia Crowns as a Posterior Implant

- Restoration. *Implant Dentistry*, 22(1), 66–70. <https://doi.org/10.1097/ID.0b013e318278a576>
- Klingler, J.-H., Krüger, M. T., Sircar, R., Kogias, E., Scholz, C., Volz, F., ... Hubbe, U. (2014). PEEK cages versus PMMA spacers in anterior cervical discectomy: comparison of fusion, subsidence, sagittal alignment, and clinical outcome with a minimum 1-year follow-up. *TheScientificWorldJournal*, 2014, 398396. <https://doi.org/10.1155/2014/398396>
- Klur, T., Hasan, I., Ottersbach, K., Stark, H., Fichte, M., Dirk, C., & Bourauel, C. (2019). PEKK-made indirect temporary crowns and bridges: a clinical pilot study. *Clinical Oral Investigations*, 23(2), 771–777. <https://doi.org/10.1007/s00784-018-2493-z>
- Kohyama, K., Hatakeyama, E., Sasaki, T., Dan, H., Azuma, T., & Karita, K. (2004). Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber. *Archives of Oral Biology*, 49(10), 805–816. <https://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2004.04.006>
- Kokubo, Y., Tsumita, M., Kano, T., & Fukushima, S. (2011). The influence of zirconia coping designs on the fracture load of all-ceramic molar crowns. *Dental Materials Journal*, 30(3), 281–285. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21597222>
- KOKUBO, Y., TSUMITA, M., SAKURAI, S., TORIZUKA, K., STEYERN, P. V. VON, & FUKUSHIMA, S. (2007). The effect of core framework designs on the fracture loads of all-ceramic fixed partial dentures on posterior implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 34(7), 503–507. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2007.01751.x>
- Komine, F., Tomic, M., Gerds, T., & Strub, J. R. (2004). Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(4), 359–364. <https://doi.org/10.1016/S0022391304004846>
- Kosmac, T., Oblak, C., Jevnikar, P., Funduk, N., & Marion, L. (1999). The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 15(6), 426–433. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10863444>
- Koutouzis, T., Richardson, J., & Lundgren, T. (2011). Comparative Soft and Hard Tissue Responses to Titanium and Polymer Healing Abutments. *Journal of Oral Implantology*, 37(sp1), 174–182. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-09-00102.1>
- Krüger, S., Deubener, J., Ritzberger, C., & Höland, W. (2013a). Nucleation Kinetics of Lithium Metasilicate in ZrO<sub>2</sub>-Bearing Lithium Disilicate Glasses for Dental Application. *International Journal of Applied Glass Science*, 4(1), 9–19. <https://doi.org/10.1111/ijag.12011>
- Krüger, S., Deubener, J., Ritzberger, C., & Höland, W. (2013b). Nucleation Kinetics of Lithium Metasilicate in ZrO<sub>2</sub>-Bearing Lithium Disilicate Glasses for Dental Application. *International Journal of Applied Glass Science*, 4(1), 9–19. <https://doi.org/10.1111/ijag.12011>
- Kulakov, O. B., Doktorov, A. A., D'iakova, S. V., Denisov-Nikol'skiĭ, I. I., & Grötz, K. A. (2005). [Experimental study of osseointegration of zirconium and titanium dental implants]. *Morfologĭia (Saint Petersburg, Russia)*, 127(1), 52–55. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16080351>
- Kupeyan, H. K., Shaffner, M., & Armstrong, J. (2006). Definitive CAD/CAM-guided prosthesis for immediate loading of bone-grafted maxilla: a case report. *Clinical Implant Dentistry and*

- Related Research*, 8(3), 161–167. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2006.00018.x>
- Kurbad, A. (2011). Digital veneering 2 -- fabrication of CAD/ CAM veneer structures with Rapid Layer Technology. *International Journal of Computerized Dentistry*, 14(4), 343–352. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22324225>
- Kursoglu, P., Motro, P. F. K., & Yurdagüven, H. (2013). Shear bond strength of resin cement to an acid etched and a laser irradiated ceramic surface. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 5(2), 98. <https://doi.org/10.4047/jap.2013.5.2.98>
- Kurtz, S. M., & Devine, J. N. (2007). PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, 28(32), 4845–4869. <https://doi.org/10.1016/J.BIOMATERIALS.2007.07.013>
- Larsson, C., Madhoun, S. El, Wennerberg, A., & Vult von Steyern, P. (2012). Fracture strength of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals crowns with different design: an in vitro study. *Clinical Oral Implants Research*, 23(7), 820–826. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02224.x>
- Lauvahutanon, S., Takahashi, H., Shiozawa, M., Iwasaki, N., Asakawa, Y., Oki, M., ... Arksornnukit, M. (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental Materials Journal*, 33(5), 705–710. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25273052>
- Lawn, B. R., Deng, Y., Lloyd, I. K., Janal, M. N., Rekow, E. D., & Thompson, V. P. (2002). Materials Design of Ceramic-based Layer Structures for Crowns. *Journal of Dental Research*, 81(6), 433–438. <https://doi.org/10.1177/154405910208100615>
- Lee, J. J.-W., Kwon, J.-Y., Bhowmick, S., Lloyd, I. K., Rekow, E. D., & Lawn, B. R. (2008). Veneer vs . Core Failure in Adhesively Bonded All-ceramic Crown Layers. *Journal of Dental Research*, 87(4), 363–366. <https://doi.org/10.1177/154405910808700408>
- Lee, K.-S., Shin, M.-S., Lee, J.-Y., Ryu, J.-J., & Shin, S.-W. (2017). Shear bond strength of composite resin to high performance polymer PEKK according to surface treatments and bonding materials. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(5), 350. <https://doi.org/10.4047/jap.2017.9.5.350>
- Lee, S. J., Cheong, C. W., Wright, R. F., & Chang, B. M. (2014). Bond Strength of the Porcelain Repair System to All-Ceramic Copings and Porcelain. *Journal of Prosthodontics*, 23(2), 112–116. <https://doi.org/10.1111/jopr.12064>
- Lee, W.-T., Koak, J.-Y., Lim, Y.-J., Kim, S.-K., Kwon, H.-B., & Kim, M.-J. (2012). Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 100B(4), 1044–1052. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.32669>
- Leinfelder, K. F. (2000). Porcelain esthetics for the 21st century. *Journal of the American Dental Association* (1939), 131 Suppl, 47S–51S. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10860345>
- Liebermann, A. ; Wimmer, T. ; Schmidlin, P. R., Scherer, H. ; Löffler, P. ; Roos, M. ; ... Bogna. (n.d.). Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.09.004>

- Lin, J.-D., & Duh, J.-G. (2003). Fracture toughness and hardness of ceria- and yttria-doped tetragonal zirconia ceramics. *Materials Chemistry and Physics*, 78(1), 253–261. [https://doi.org/10.1016/S0254-0584\(02\)00327-9](https://doi.org/10.1016/S0254-0584(02)00327-9)
- Liu, P.-R. (2005a). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 26(7), 507–508, 510, 512 passim; quiz 517, 527. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16060380>
- Liu, P.-R. (2005b). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 26(7), 507–508, 510, 512 passim; quiz 517, 527. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16060380>
- Liu, P.-R., & Essig, M. E. (2008). Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 29(8), 482, 484, 486–8 passim. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18935787>
- Luo, X. P., & Zhang, L. (2010). Effect of veneering techniques on color and translucency of Y-TZP. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 19(6), 465–470. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2010.00610.x>
- LUTHY, H., LOEFFEL, O., & HAMMERLE, C. (2006). Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dental Materials*, 22(2), 195–200. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.04.016>
- Mainjot, A. K., Najjar, A., Jakubowicz-Kohen, B. D., & Sadoun, M. J. (2015). Influence of thermal expansion mismatch on residual stress profile in veneering ceramic layered on zirconia: Measurement by hole-drilling. *Dental Materials*, 31(9), 1142–1149. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.06.017>
- Manicone, P. F., Rossi Iommetti, P., & Raffaelli, L. (2007). An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry*, 35(11), 819–826. <https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2007.07.008>
- Marchack, C. B. (2007). CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(6), 389–394. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(07\)60028-6](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(07)60028-6)
- Marshall, S. J., Bayne, S. C., Baier, R., Tomsia, A. P., & Marshall, G. W. (2010). A review of adhesion science. *Dental Materials*, 26(2), e11–e16. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2009.11.157>
- Martin, N., & Jedyakiewicz, N. M. (1999). Clinical performance of CEREC ceramic inlays: a systematic review. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 15(1), 54–61. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10483396>
- May, K. B., Russell, M. M., Razzoog, M. E., & Lang, B. R. (1998). Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(4), 394–404. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(98\)70002-2](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(98)70002-2)
- May, L. G., Kelly, J. R., Bottino, M. A., & Hill, T. (2012). Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: Multi-physics FEA modeling and monotonic testing. *Dental Materials*, 28(8), e99–e109.



<https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.04.033>

- McLaren, E. A. (1998). All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 19(3), 307–8, 310, 312 passim; quiz 326. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9590952>
- McLean, J. W. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(1), 61–66. <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.112545>
- McLean, J. W., Hubbard, J. R., & Kedge, M. I. (1979). *The science and art of dental ceramics*. Quintessence Pub. Co. Retrieved from <https://www.quintessenz.de/books.php?idp=15011>
- Menini, M., Conserva, E., Tealdo, T., Bevilacqua, M., Pera, F., Signori, A., & Pera, P. (2013). Shock Absorption Capacity of Restorative Materials for Dental Implant Prostheses: An In Vitro Study. *The International Journal of Prosthodontics*, 26(6), 549–556. <https://doi.org/10.11607/ijp.3241>
- Metal Pres Seramik - Ulusal Tez ve Araştırma Merkezi - Akademik Tezler ve Araştırmalar. (n.d.). Retrieved March 27, 2019, from <https://www.ulusaltezmerkezi.net/metal-pres-seramik/>
- Miyazaki, T., & Hotta, Y. (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal*, 56, 97–106. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01300.x>
- Mörmann, W. H., & Bindl, A. (1996). The new creativity in ceramic restorations: dental CAD-CIM. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)*, 27(12), 821–828. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9452675>
- Mormann, W. H., Brandestini, M., Lutz, F., Barbakow, F., & Gotsch, T. (1990). CAD-CAM ceramic inlays and onlays: a case report after 3 years in place. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 120(5), 517–520. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2186072>
- Mörmann, W. H., & Schug, J. (1997). Grinding precision and accuracy of fit of CEREC 2 CAD-CIM inlays. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 128(1), 47–53. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9002401>
- Morneburg, T. R., & Pröschel, P. A. (n.d.). Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *The International Journal of Prosthodontics*, 15(1), 20–27. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11887595>
- Najeeb, S., Khurshid, Z., Matinlinna, J. P., Siddiqui, F., Nassani, M. Z., & Baroudi, K. (2015a). Nanomodified Peek Dental Implants: Bioactive Composites and Surface Modification—A Review. *International Journal of Dentistry*, 2015, 1–7. <https://doi.org/10.1155/2015/381759>
- Najeeb, S., Khurshid, Z., Matinlinna, J. P., Siddiqui, F., Nassani, M. Z., & Baroudi, K. (2015b). Nanomodified Peek Dental Implants: Bioactive Composites and Surface Modification—A Review. *International Journal of Dentistry*, 2015, 1–7. <https://doi.org/10.1155/2015/381759>
- Najeeb, S., Zafar, M. S., Khurshid, Z., & Siddiqui, F. (2016). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(1), 12–19. <https://doi.org/10.1016/j.jprior.2015.10.001>
- Nakahara, I., Takao, M., Bandoh, S., Bertollo, N., Walsh, W. R., & Sugano, N. (2013). In vivo implant fixation of carbon fiber-reinforced PEEK hip prostheses in an ovine model. *Journal of*

- Orthopaedic Research : Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 31(3), 485–492. <https://doi.org/10.1002/jor.22251>
- Nazari, V., Ghodsi, S., Alikhasi, M., Sahebi, M., & Shamshiri, A. R. (2016). Fracture Strength of Three-Unit Implant Supported Fixed Partial Dentures with Excessive Crown Height Fabricated from Different Materials. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, 13(6), 400–406. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28243301>
- Neumann, E. A. F., Villar, C. C., & França, F. M. G. (2014). Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone. *Brazilian Oral Research*, 28. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25098826>
- O'Reilly, E. B., Barnett, S., Madden, C., Welch, B., Mickey, B., & Rozen, S. (2015). Computed-tomography modeled polyether ether ketone (PEEK) implants in revision cranioplasty. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery*, 68(3), 329–338. <https://doi.org/10.1016/j.bjps.2014.11.001>
- Oh, W.-S., & Anusavice, K. J. (2002). Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(5), 536–542. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12070517>
- Otto, T., & De Nisco, S. (n.d.). Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *The International Journal of Prosthodontics*, 15(2), 122–128. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11951800>
- Ozkurt, Z., & Kazazoğlu, E. (2010). Clinical success of zirconia in dental applications. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 19(1), 64–68. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2009.00513.x>
- Padipatvuthikul, P., & Mair, L. H. (2007). Bonding of composite to water aged composite with surface treatments. *Dental Materials*, 23(4), 519–525. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.03.010>
- Palin, W., & Burke, F. J. T. (2005). Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dental Update*, 32(10), 566–572. <https://doi.org/10.12968/denu.2005.32.10.566>
- Peterson, I. M., Wuttiphon, S., Lawn, B. R., & Chyung, K. (1998). Role of microstructure on contact damage and strength degradation of micaceous glass-ceramics. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 14(1), 80–89. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9972155>
- Piasek, J. R., Wolter, S. D., & Stoner, B. R. (2011). Development of a novel surface modification for improved bonding to zirconia. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 27(5), e99-105. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.01.005>
- Piconi, C., & Maccauro, G. (1999a). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1–25. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9916767>
- Piconi, C., & Maccauro, G. (1999b). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1–25. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9916767>
- Pieger, S., Salman, A., & Bidra, A. S. (2014). Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns

- and partial fixed dental prostheses: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(1), 22–30. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.01.005>
- Piowarczyk, A., Ottl, P., Lauer, H.-C., & Kuretzky, T. (2005). A Clinical Report and Overview of Scientific Studies and Clinical Procedures Conducted on the 3M ESPE Lavatm All-Ceramic System. *Journal of Prosthodontics*, 14(1), 39–45. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2005.00003.x>
- Pjetursson, B. E., Tan, K., Lang, N. P., Bragger, U., Egger, M., & Zwahlen, M. (2004). A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. IV. Cantilever or extension FPDs. *Clinical Oral Implants Research*, 15(6), 667–676. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2004.01120.x>
- Platzer, N. (1986). Encyclopedia of Polymer Science and Engineering, H. F. Mark, N. M. Bikales, C. G. Overberger, and G. Menges, Wiley-Interscience, New York, 1985, 720 pp. *Journal of Polymer Science Part C: Polymer Letters*, 24(7), 359–360. <https://doi.org/10.1002/pol.1986.140240720>
- Plengsombut, K., Brewer, J. D., Monaco, E. A., & Davis, E. L. (2009). Effect of two connector designs on the fracture resistance of all-ceramic core materials for fixed dental prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(3), 166–173. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)60022-6](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(09)60022-6)
- Preis, V., Dowerk, T., Behr, M., Kolbeck, C., & Rosentritt, M. (2014). Influence of cusp inclination and curvature on the in vitro failure and fracture resistance of veneered zirconia crowns. *Clinical Oral Investigations*, 18(3), 891–900. <https://doi.org/10.1007/s00784-013-1029-9>
- Preis, V., Hahnel, S., Behr, M., Bein, L., & Rosentritt, M. (2017). In-vitro fatigue and fracture testing of CAD/CAM-materials in implant-supported molar crowns. *Dental Materials*, 33(4), 427–433. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.01.003>
- Pröbster, L. (n.d.). Survival rate of In-Ceram restorations. *The International Journal of Prosthodontics*, 6(3), 259–263. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8397694>
- Quaas, S., Rudolph, H., & Luthardt, R. G. (2007). Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *Journal of Dentistry*, 35(12), 903–908. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2007.08.008>
- Quinn, J. B., Sundar, V., Parry, E. E., & Quinn, G. D. (2010). Comparison of edge chipping resistance of PFM and veneered zirconia specimens. *Dental Materials*, 26(1), 13–20. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2009.08.005>
- Rad, F. A. A., Succaria, F. G., & Morgano, S. M. (2015). Fracture resistance of porcelain veneered zirconia crowns with exposed lingual zirconia for anterior teeth after thermal cycling: An in vitro study. *The Saudi Dental Journal*, 27(2), 63. <https://doi.org/10.1016/J.SDENTJ.2014.11.005>
- Raigrodski, A. J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 557–562. <https://doi.org/10.1016/S0022391304006158>
- Raigrodski, A. J., & Chiche, G. J. (2001). The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial

- dentures: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(5), 520–525. <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.120111>
- Rauch, A., Reich, S., Dalchau, L., & Schierz, O. (2018). Clinical survival of chair-side generated monolithic lithium disilicate crowns:10-year results. *Clinical Oral Investigations*, 22(4), 1763–1769. <https://doi.org/10.1007/s00784-017-2271-3>
- Reich, S., & Hornberger, H. (2002). The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 44–49. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12239479>
- Reich, S., & Schierz, O. (2013). Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. *Clinical Oral Investigations*, 17(7), 1765–1772. <https://doi.org/10.1007/s00784-012-0868-0>
- REKOW, E., HARSONO, M., JANAL, M., THOMPSON, V., & ZHANG, G. (2006). Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dental Materials*, 22(2), 125–132. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.04.010>
- Rheinberger A N D M A R C E L Schweiger, V., Ritter, R. G., Mörmann, W. H., Schug, J., Bindl, A., Pc, V. S., ... Farbkommunikation, V. (n.d.). <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-SUPRINITY-Polishing-Set-36624,27568.html>.
- Rimondini, L., Cerroni, L., Carrassi, A., & Torricelli, P. (n.d.). Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 17(6), 793–798. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12507238>
- Rinke, S., Rödiger, M., Ziebolz, D., & Schmidt, A.-K. (2015). Fabrication of Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic Restorations Using a Complete Digital Workflow. *Case Reports in Dentistry*, 2015, 1–7. <https://doi.org/10.1155/2015/162178>
- Ritter, R. G. (2010). Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium disilicate. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry: Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et Al.]*, 22(5), 332–341. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2010.00362.x>
- Ritzberger, C., Apel, E., Höland, W., Peschke, A., & Rheinberger, V. (2010). Properties and Clinical Application of Three Types of Dental Glass-Ceramics and Ceramics for CAD-CAM Technologies. *Materials*, 3(6), 3700–3713. <https://doi.org/10.3390/ma3063700>
- Robert Kelly, J. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics of North America*, 48(2), 513–530. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2004.01.003>
- Rocha, R. F. V., Anami, L. C., Campos, T. M. B., Melo, R. M. de, Souza, R. O. de A. E., & Bottino, M. A. (2016). Bonding of the Polymer Polyetheretherketone (PEEK) to Human Dentin: Effect of Surface Treatments. *Brazilian Dental Journal*, 27(6), 693–699. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201600796>
- Rosenstiel, S. F., Land, M. F., & Fujimoto, J. (n.d.). *Contemporary fixed prosthodontics*.
- Rosentritt, M., Fürer, C., Behr, M., Lang, R., & Handel, G. (2000). Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. *Journal of Oral Rehabilitation*, 27(7), 595–601. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10931252>
- Rosentritt, M., Hahnel, S., Engelhardt, F., Behr, M., & Preis, V. (2017). In vitro performance and

- fracture resistance of CAD/CAM-fabricated implant supported molar crowns. *Clinical Oral Investigations*, 21(4), 1213–1219. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1898-9>
- Rosenritt, M., Preis, V., Behr, M., Sereno, N., & Kolbeck, C. (2015). Shear bond strength between veneering composite and PEEK after different surface modifications. *Clinical Oral Investigations*, 19(3), 739–744. <https://doi.org/10.1007/s00784-014-1294-2>
- Sailer, I., Fehér, A., Filser, F., Gauckler, L. J., Lüthy, H., & Hämmerle, C. H. F. (n.d.). Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *The International Journal of Prosthodontics*, 20(4), 383–388. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17695869>
- Sailer, I., Fehér, A., Filser, F., Lüthy, H., Gauckler, L. J., Schärer, P., & Franz Hämmerle, C. H. (2006). Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*, 37(9), 685–693. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17017630>
- Sakihara, M., Taira, Y., & Sawase, T. (2018). Effects of sulfuric and vinyl sulfonic acid etchants on bond strength of resin composite to polyetherketoneketone. *Odontology*. <https://doi.org/10.1007/s10266-018-0375-0>
- Salamone, J. C. (1996). *Polymeric materials encyclopedia*. CRC Press. Retrieved from <https://www.crcpress.com/Polymeric-Materials-Encyclopedia-Twelve-Volume-Set/Salamone/p/book/9780849324703>
- Salimi, H., Mosharraf, R., & Savabi, O. (2012). Effect of framework design on fracture resistance of zirconium oxide posterior fixed partial dentures. *Dental Research Journal*, 9(6), 764–769. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23559956>
- Samran, A., El Bahra, S., & Kern, M. (2013). The influence of substance loss and ferrule height on the fracture resistance of endodontically treated premolars. An in vitro study. *Dental Materials*, 29(12), 1280–1286. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.10.003>
- Sannino, G., Germano, F., Arcuri, L., Bigelli, E., Arcuri, C., & Barlattani, A. (2014). CEREC CAD/CAM Chairside System. *ORAL & Implantology*, 7(3), 57–70. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25992260>
- Santing, H. J., Meijer, H. J. A., Raghoobar, G. M., & Özcan, M. (2012). Fracture Strength and Failure Mode of Maxillary Implant-Supported Provisional Single Crowns: A Comparison of Composite Resin Crowns Fabricated Directly Over PEEK Abutments and Solid Titanium Abutments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(6), 882–889. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2010.00322.x>
- Sarot, J. R., Contar, C. M. M., Cruz, A. C. C. da, & de Souza Magini, R. (2010). Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 21(7), 2079–2085. <https://doi.org/10.1007/s10856-010-4084-7>
- Sato, T., Anami, L., Melo, R., Valandro, L., & Bottino, M. (2016). Effects of Surface Treatments on the Bond Strength Between Resin Cement and a New Zirconia-reinforced Lithium Silicate Ceramic. *Operative Dentistry*, 41(3), 284–292. <https://doi.org/10.2341/14-357-L>

- Scherrer, S. S., & de Rijk, W. G. (n.d.). The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *The International Journal of Prosthodontics*, 6(5), 462–467. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8297457>
- Schmidlin, P. R., Stawarczyk, B., Wieland, M., Attin, T., Hämmerle, C. H. F., & Fischer, J. (2010a). Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 26(6), 553–559. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.02.003>
- Schmidlin, P. R., Stawarczyk, B., Wieland, M., Attin, T., Hämmerle, C. H. F., & Fischer, J. (2010b). Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dental Materials*, 26(6), 553–559. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.02.003>
- Schmitter, M., Mueller, D., & Rues, S. (2012). Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *Journal of Dentistry*, 40(2), 154–162. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2011.12.007>
- Schwindling, F. S., Rammelsberg, P., Krisam, J., & Rues, S. (n.d.). Adjustment of retention of all-ceramic double-crown attachments. *International Journal of Computerized Dentistry*, 20(4), 409–421. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29292414>
- Schwitalla, A. D., Spintig, T., Kallage, I., & Müller, W.-D. (2015). Flexural behavior of PEEK materials for dental application. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 31(11), 1377–1384. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.08.151>
- Schwitalla, A., & Müller, W.-D. (2013). PEEK Dental Implants: A Review of the Literature. *Journal of Oral Implantology*, 39(6), 743–749. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-11-00002>
- Secilmis, A., Ustun, O., & Kecik Buyukhatipoglu, I. (2016). Evaluation of the shear bond strength of two resin cements on different CAD/CAM materials. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 30(9), 983–993. <https://doi.org/10.1080/01694243.2015.1134866>
- Seghi, R. R., & Sorensen, J. A. (n.d.). Relative flexural strength of six new ceramic materials. *The International Journal of Prosthodontics*, 8(3), 239–246. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10348592>
- ŞEN, N., & TUNCELLİ, B. (2017). Materials Used for CAD/CAM Restorations: Review. *Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 23(2), 109–115. <https://doi.org/10.5336/dentalsci.2016-53389>
- Seramik Nedir? Porselen Nedir? Estetik Dişhekimliği İçin Seramik ve Porselen Sistemleri - Doç.Dr.Dt. Tosun TOSUN. (n.d.). Retrieved February 10, 2019, from [https://www.tavsiyedyorum.com/makale\\_478.htm](https://www.tavsiyedyorum.com/makale_478.htm)
- Siarampi, E., Kontonasaki, E., Andrikopoulos, K. S., Kantiranis, N., Voyiatzis, G. A., Zorba, T., ... Koidis, P. (2014). Effect of in vitro aging on the flexural strength and probability to fracture of Y-TZP zirconia ceramics for all-ceramic restorations. *Dental Materials*, 30(12), e306–e316. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.05.033>
- SILTHAMPITAG, P., CHAJAREENONT, P., TATTAKORN, K., BANJONGPRASERT, C., TAKAHASHI, H., & ARKSORNNUKIT, M. (2016a). Effect of surface pretreatments on resin composite bonding to PEEK. *Dental Materials Journal*, 35(4), 668–674.

<https://doi.org/10.4012/dmj.2015-349>

- SILTHAMPITAG, P., CHAIJAREENONT, P., TATTAKORN, K., BANJONGPRASERT, C., TAKAHASHI, H., & ARKSORNNUKIT, M. (2016b). Effect of surface pretreatments on resin composite bonding to PEEK. *Dental Materials Journal*, 35(4), 668–674. <https://doi.org/10.4012/dmj.2015-349>
- Simsiriwong, J., Shrestha, R., Shamsaei, N., Lugo, M., & Moser, R. D. (2015). Effects of microstructural inclusions on fatigue life of polyether ether ketone (PEEK). *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 51, 388–397. <https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2015.07.020>
- Soares, C. J., Soares, P. V., Pereira, J. C., & Fonseca, R. B. (2005). Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratory-processed composite restorations: a literature review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry : Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et Al.]*, 17(4), 224–235. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16231493>
- Sobieraj, M. C., Kurtz, S. M., & Rinnac, C. M. (2009). Notch sensitivity of PEEK in monotonic tension. *Biomaterials*, 30(33), 6485–6494. <https://doi.org/10.1016/J.BIOMATERIALS.2009.08.020>
- Sorensen, J. A., Kang, S. K., & Avera, S. P. (1991). Porcelain-composite interface microleakage with various porcelain surface treatments. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 7(2), 118–123. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1718804>
- Spitznagel, F. A., Scholz, K. J., Strub, J. R., Vach, K., & Gierthmuehlen, P. C. (2018). Polymer-infiltrated ceramic CAD/CAM inlays and partial coverage restorations: 3-year results of a prospective clinical study over 5 years. *Clinical Oral Investigations*, 22(5), 1973–1983. <https://doi.org/10.1007/s00784-017-2293-x>
- Sproesser, O., Schmidlin, P. R., Uhrenbacher, J., Eichberger, M., Roos, M., & Stawarczyk, B. (2014). Work of adhesion between resin composite cements and PEEK as a function of etching duration with sulfuric acid and its correlation with bond strength values. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 54, 184–190. <https://doi.org/10.1016/j.ijadhadh.2014.06.006>
- Sproesser, O., Schmidlin, P. R., Uhrenbacher, J., Roos, M., Gernet, W., & Stawarczyk, B. (2014). Effect of sulfuric acid etching of polyetheretherketone on the shear bond strength to resin cements. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 16(5), 465–472. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a32806>
- Stappert, C. F. J., Att, W., Gerds, T., & Strub, J. R. (2006). Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 137(4), 514–522. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16637481>
- Stawarczyk, B., Bähr, N., Beuer, F., Wimmer, T., Eichberger, M., Gernet, W., ... Schmidlin, P. R. (2014). Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. *Clinical Oral Investigations*, 18(1), 163–170.

<https://doi.org/10.1007/s00784-013-0966-7>

- Stawarczyk, B., Beuer, F., Wimmer, T., Jahn, D., Sener, B., Roos, M., & Schmidlin, P. R. (2013). Polyetheretherketone-A suitable material for fixed dental prostheses? *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, *101*(7), 1209–1216. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.32932>
- STAWARCZYK, B., EICHBERGER, M., UHRENBACHER, J., WIMMER, T., EDELHOFF, D., & SCHMIDLIN, P. R. (2015). Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: Influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dental Materials Journal*, *34*(1), 7–12. <https://doi.org/10.4012/dmj.2013-345>
- Stawarczyk, B., Jordan, P., Schmidlin, P. R., Roos, M., Eichberger, M., Gernet, W., & Keul, C. (2014). PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *112*(5), 1278–1288. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.05.014>
- Stawarczyk, B., Keul, C., Beuer, F., Roos, M., & Schmidlin, P. R. (2013). Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: impact of different adhesives. *Dental Materials Journal*, *32*(3), 441–448. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23719006>
- Stawarczyk, B., Silla, M., Roos, M., Eichberger, M., & Lümke, N. (2017). Bonding Behaviour of Polyetheretherketone to Methylmethacrylate- and Dimethacrylate-based Polymers. *The Journal of Adhesive Dentistry*, *19*(4), 331–338. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a38894>
- Stawarczyk, B., Thrun, H., Eichberger, M., Roos, M., Edelhoff, D., Schweiger, J., & Schmidlin, P. R. (2015a). Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *114*(5), 666–673. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.06.006>
- Stawarczyk, B., Thrun, H., Eichberger, M., Roos, M., Edelhoff, D., Schweiger, J., & Schmidlin, P. R. (2015b). Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *114*(5), 666–673. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.06.006>
- Strub, J. R., & Beschnidt, S. M. (n.d.). Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *The International Journal of Prosthodontics*, *11*(6), 602–609. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10023224>
- Strub, J. R., Rekow, E. D., & Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *Journal of the American Dental Association* (1939), *137*(9), 1289–1296. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16946436>
- Sundh, A., Molin, M., & Sjögren, G. (2005). Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dental Materials*, *21*(5), 476–482. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.07.013>
- SUNDH, A., & SJOGREN, G. (2006). Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dental Materials*, *22*(8), 778–784. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.11.006>



- Tannous, F., Steiner, M., Shahin, R., & Kern, M. (2012). Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dental Materials*, 28(3), 273–278. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.10.016>
- Taskonak, B., Borges, G. A., Mecholsky, J. J., Anusavice, K. J., Moore, B. K., & Yan, J. (2008). The effects of viscoelastic parameters on residual stress development in a zirconia/glass bilayer dental ceramic. *Dental Materials*, 24(9), 1149–1155. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.01.004>
- Taufall, S., Eichberger, M., Schmidlin, P. R., & Stawarczyk, B. (2016). Fracture load and failure types of different veneered polyetheretherketone fixed dental prostheses. *Clinical Oral Investigations*, 20(9), 2493–2500. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1777-4>
- The original lithium disilicate press ceramic The legendary press ceramic. (n.d.).
- Tinschert, J., Natt, G., Hassenpflug, S., & Spiekermann, H. (2004). Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *International Journal of Computerized Dentistry*, 7(1), 25–45. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15317306>
- Tinschert, J., Natt, G., Mautsch, W., Augthun, M., & Spiekermann, H. (n.d.-a). Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *The International Journal of Prosthodontics*, 14(3), 231–238. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11484570>
- Tinschert, J., Natt, G., Mautsch, W., Augthun, M., & Spiekermann, H. (n.d.-b). Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *The International Journal of Prosthodontics*, 14(3), 231–238. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11484570>
- Tinschert, J., Natt, G., Mautsch, W., Augthun, M., & Spiekermann, H. (n.d.-c). Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *The International Journal of Prosthodontics*, 14(3), 231–238. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11484570>
- Tinschert, J., Zwez, D., Marx, R., & Anusavice, K. J. (2000a). Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *Journal of Dentistry*, 28(7), 529–535. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10960757>
- Tinschert, J., Zwez, D., Marx, R., & Anusavice, K. J. (2000b). Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *Journal of Dentistry*, 28(7), 529–535. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10960757>
- Toksavul, S., Türkün, M., & Toman, M. (2004). Esthetic enhancement of ceramic crowns with zirconia dowels and cores: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(2), 116–119. <https://doi.org/10.1016/S0022391304001878>
- Torabi, K., Vojdani, M., Giti, R., Taghva, M., & Pardis, S. (2015). The effect of various veneering techniques on the marginal fit of zirconia copings. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 7(3), 233–239. <https://doi.org/10.4047/jap.2015.7.3.233>
- Tuntiprawon, M., & Wilson, P. R. (1995). The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Australian Dental Journal*, 40(1), 17–21. Retrieved from

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7710410>

- Türkcan, İ., & Nalbant, A. D. (2015). Dental protetik materyallerin biyolojik uyumluluğu ve test yöntemleri. *Acta Odontologica Turcica*, 33(2). <https://doi.org/10.17214/aot.05383>
- Tysowsky, G. W. (2009). The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. *Dentistry Today*, 28(3), 112–113. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19323326>
- Uhrenbacher, J., Schmidlin, P. R., Keul, C., Eichberger, M., Roos, M., Gernet, W., & Stawarczyk, B. (2014). The effect of surface modification on the retention strength of polyetheretherketone crowns adhesively bonded to dentin abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(6), 1489–1497. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.05.010>
- Vagkopoulou, T., Koutayas, S. O., Koidis, P., & Strub, J. R. (2009). Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *The European Journal of Esthetic Dentistry: Official Journal of the European Academy of Esthetic Dentistry*, 4(2), 130–151. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19655651>
- Vichi, A., Louca, C., Corciolani, G., & Ferrari, M. (2011). Color related to ceramic and zirconia restorations: A review. *Dental Materials*, 27(1), 97–108. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.018>
- Vigolo, P., Fonzi, F., Majzoub, Z., & Cordioli, G. (n.d.). An in vitro evaluation of ZiReal abutments with hexagonal connection: in original state and following abutment preparation. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 20(1), 108–114. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15747681>
- VITA ENAMIC® - A new definition of stability. (n.d.). Retrieved February 19, 2019, from <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-ENAMIC-24970,27568.html>
- VON STEYERN, P. V., CARLSON, P., & NILNER, K. (2005). All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-ZirkonR technique. A 2-year clinical study. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(3), 180–187. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2004.01437.x>
- Vult von Steyern, P., Jönsson, O., & Nilner, K. (n.d.). Five-year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (In-Ceram) FPDs. *The International Journal of Prosthodontics*, 14(4), 379–384. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11508096>
- Waltimo, A., Nyström, M., & Könönen, M. (1994). Bite force and dentofacial morphology in men with severe dental attrition. *Scandinavian Journal of Dental Research*, 102(2), 92–96. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8016561>
- Wang, L., He, S., Wu, X., Liang, S., Mu, Z., Wei, J., ... Wei, S. (2014). Polyetheretherketone/nanofluorohydroxyapatite composite with antimicrobial activity and osseointegration properties. *Biomaterials*, 35(25), 6758–6775. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2014.04.085>
- Wang, L., Weng, L., Song, S., Zhang, Z., Tian, S., & Ma, R. (2011). Characterization of polyetheretherketone–hydroxyapatite nanocomposite materials. *Materials Science and Engineering: A*, 528(10–11), 3689–3696. <https://doi.org/10.1016/j.msea.2011.01.064>
- Wang, R.-R., Lu, C.-L., Wang, G., & Zhang, D.-S. (2014). Influence of cyclic loading on the fracture toughness and load bearing capacities of all-ceramic crowns. *International Journal of Oral Science*, 6(2), 99–104. <https://doi.org/10.1038/ijos.2013.94>

- Webber, B., McDonald, A., & Knowles, J. (2003). An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(2), 154–160. <https://doi.org/10.1067/mpr.2003.85>
- Williams, D. F., McNamara, A., & Turner, R. M. (1987). Potential of polyetheretherketone (PEEK) and carbon-fibre-reinforced PEEK in medical applications. *Journal of Materials Science Letters*, 6(2), 188–190. <https://doi.org/10.1007/BF01728981>
- Williams, R. J., Bibb, R., & Rafik, T. (2004). A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(1), 85–88. <https://doi.org/10.1016/S0022391303006838>
- Wood, K. C., Berzins, D. W., Luo, Q., Thompson, G. A., Toth, J. M., & Nagy, W. W. (2006). Resistance to fracture of two all-ceramic crown materials following endodontic access. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(1), 33–41. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2005.11.003>
- Wu, X., Liu, X., Wei, J., Ma, J., Deng, F., & Wei, S. (2012). Nano-TiO<sub>2</sub>/PEEK bioactive composite as a bone substitute material: in vitro and in vivo studies. *International Journal of Nanomedicine*, 7, 1215–1225. <https://doi.org/10.2147/IJN.S28101>
- Wulpi, D. J., & Miller, B. (n.d.). *Understanding how components fail*. Retrieved from [https://www.asminternational.org/search/-/journal\\_content/56/10192/05363G/PUBLICATION](https://www.asminternational.org/search/-/journal_content/56/10192/05363G/PUBLICATION)
- Yilmaz, H., Aydin, C., & Gul, B. E. (2007). Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(2), 120–128. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(07\)60045-6](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(07)60045-6)
- Zahran, M., El-Mowafy, O., Tam, L., Watson, P. A., & Finer, Y. (2008). Fracture Strength and Fatigue Resistance of All-Ceramic Molar Crowns Manufactured with CAD/CAM Technology. *Journal of Prosthodontics*, 17(5), 370–377. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2008.00305.x>
- Zarone, F., Russo, S., & Sorrentino, R. (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: Clinical and experimental considerations. *Dental Materials*, 27(1), 83–96. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.024>
- Zeighami, S., Mahgoli, H., Farid, F., & Azari, A. (2013). The Effect of Multiple Firings on Microtensile Bond Strength of Core-Veneer Zirconia-Based All-Ceramic Restorations. *Journal of Prosthodontics*, 22(1), 49–53. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2012.00889.x>
- Zeng, K., Odén, A., & Rowcliffe, D. (n.d.). Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *The International Journal of Prosthodontics*, 11(2), 183–189. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9709610>
- Zhou, L., Qian, Y., Zhu, Y., Liu, H., Gan, K., & Guo, J. (2014a). The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials. *Dental Materials*, 30(8), e209–e215. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.03.011>
- Zhou, L., Qian, Y., Zhu, Y., Liu, H., Gan, K., & Guo, J. (2014b). The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials. *Dental Materials*, 30(8), e209–e215. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2014.03.011>
- Zhou, L., Qian, Y., Zhu, Y., Liu, H., Gan, K., & Guo, J. (2014c). The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials. *Dental Materials*, 30(8), e209–

e215. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.03.011>

Zirkonyum Nedir? Zirkonyum Oksit Seramikleri ve Dişhekimliğinde Kullanım Alanları -I- Kuron ve Köprü Protezlerinde Zirkonyum - Doç.Dr.Dt. Tosun TOSUN. (n.d.). Retrieved February 10, 2019, from [https://www.tavsiyeediyorum.com/makale\\_224.htm](https://www.tavsiyeediyorum.com/makale_224.htm)

