

T.C  
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**ZİRKONYA KOR VE ÜST YAPI SERAMİKLERİN  
MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMLARININ  
FARKLI TEST TASARIMLARIYLA  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Dt. Emine Selin ERKAN**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI UZMANLIK TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI  
Prof. Dr. Cem KURTOĞLU**

**ADANA 2018**

T.C  
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**ZİRKONYA KOR VE ÜST YAPI SERAMİKLERİN  
MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMLARININ  
FARKLI TEST TASARIMLARIYLA  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Dt. Emine Selin ERKAN**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI UZMANLIK TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI  
Prof. Dr. Cem KURTOĞLU**

**Bu çalışma TDK-2015-4383 nolu proje olarak Çukurova Üniversitesi Araştırma  
Projeleri tarafından desteklenmiştir.**

**Tez No:.....  
ADANA 2018**

## ETİK BEYANI

### T.C. ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ YÜKSEK LİSANS TEZ ÇALIŞMASI ETİK BEYANI

Çukurova Üniversitesi Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Yönergesini okuduğumu ve anladığımı ve Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde ve ortaya çıkan sonuçlarda herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Tez olarak sunduğum bu çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda bu konuda hakkımda yapılacak tüm yasal işlemleri ve aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim. .... / ..... / 2018

İMZA  
Adı Soyadı  
Dt. Emine Selin ERKAN

Kayıtlı olunan Program : Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi  
Tezin Konusu : Zirkonya Kor ve Üst Yapı Seramiklerin Makaslama Bağlanma  
Dayanımlarının Farklı Test Tasarımlarıyla Değerlendirilmesi

Tezin Türü : Uzmanlık  Yüksek Lisans :  Doktora:

Danışmanın Adı-Soyadı : Prof. Dr. Cem KURTOĞLU  
Danışmanın İletişim Bilgileri  
Telefon : 0532 4722217  
E-Posta : ckurtoglu@cu.edu.tr

Öğrencinin İletişim Bilgileri  
Telefon : 0536 9529820  
E-Posta : slnerkan91@gmail.com  
Adresi : Çukurova Üniversitesi Diş  
Hekimliği Fakültesi  
Protetik Diş Tedavisi Anabilim  
Dalı /ADANA

## TEŞEKKÜR

Tezimin başlangıcından sonuna kadar hep yanımda olan, bilgi ve tecrübelerini cömertçe paylaşan, ilgisini hiç üzerimden eksik etmeyen tez danışmanım ve bölüm başkanımız Prof. Dr. Cem KURTOĞLU'na,

Her başım sıkıştığında bana yardımcı olan, kendisinden çok şey öğrendiğim sevgili hocam Orhun EKREN'e,

Bölüm hocalarımız Doç. Dr. Yurdanur UÇAR ve Doç. Dr. Koray SOYGUN'a,

Çalışma ortamımı keyifli hale getiren bölüm arkadaşlarım; Selin Çelik ve Hayri Orçun ERTEPE'ye.

Bölüm hemşirelerimiz, sekreterimiz ve çalışanlarımıza,

Tez sürecim boyunca ihtiyacım olan desteği esirgemeyen dostlarım; Handan KAPLAN, Gözde ÇİFTÇİ, Zeynep ÖZPOLAT, Işın ÇALIŞKAN, Mehmet Can BAŞGİL ve Selin GÖKER'e,

Manevi desteğiyle her zaman yanımda olan, hayatıma neşe katan Fatma Uslu ve Fırat ERGİN'e,

Uzakta olduklarını hiç hissetmediğim, her konuda destekçim canım aileme,

Tüm içtenliğimle teşekkür ederim.

# İÇİNDEKİLER

Sayfa No:

<b>ETİK BEYANI</b> .....	ii
<b>TEŞEKKÜR</b> .....	iii
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	iv
<b>ÇİZELGELER DİZİNİ</b> .....	vi
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b> .....	vii
<b>SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ</b> .....	viii
<b>ÖZET</b> .....	x
<b>ABSTRACT</b> .....	xi
<b>1. GİRİŞ</b> .....	1
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	3
2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi.....	3
2.2. Dental Seramiklerin Yapısı ve Özellikleri.....	4
2.3. Metal Destekli Seramikler.....	6
2.4. Tam Seramik Sistemler.....	6
2.4.1. Tam Seramik Sistemlerin Mikroyapılarına Göre Sınıflandırılması.....	7
2.4.1.1. Cam Seramikler.....	7
2.4.1.2. Cam İnfiltre Edilmiş Seramikler.....	8
2.4.1.3. Polikristalin Seramikler.....	8
2.5. Zirkonyum.....	12
2.6. Zirkonyum Dioksit (ZrO <sub>2</sub> ).....	12
2.6.1. Zirkonyum Dioksitin Mikroyapılarına Göre Sınıflandırılması.....	13
2.6.1.1. Stabil Olmayan ‘Saf’ Zirkonyum Dioksit.....	13
2.6.1.2. Kısmi Stabil Zirkonyum Dioksit.....	13
2.6.1.3. Tam Stabil Zirkonyum Dioksit.....	16
2.6.2. Zirkonyum Dioksitin Üretim Şekillerine Göre Sınıflandırılması.....	16
2.6.2.1. Sinterlenmemiş Zirkonyum Dioksit.....	16
2.6.2.2. Yarı Sinterlenmiş Zirkonyum Dioksit.....	16
2.6.2.3. Tam Sinterlenmiş Zirkonyum Dioksit.....	17
2.7. Zirkonya Alt Yapı – Üst Yapı Porselen Bağlantısı.....	17

2.8. Isısal Çevirim (Termal Siklus).....	18
2.9. Bağlanma Dayanım Testleri .....	19
2.9.1. Makaslama Testi .....	20
2.9.2. Çekme Testi .....	21
2.9.3. Mikro Çekme Testi .....	22
2.10. Taramalı Elektron Mikroskobu(TEM) İncelemesi .....	22
<b>3. GEREÇ ve YÖNTEM .....</b>	<b>24</b>
3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması.....	24
3.2. Çalışmamızda Kullanılan Alt Yapıların Üretilmesi.....	25
3.3. Çalışmamızda Kullanılan Üst Yapı Porselenleri .....	27
3.4. Deney Örneklerinin Hazırlanması .....	27
3.5. Isısal Çevirim Uygulaması.....	31
3.6. Makaslama Testinin Yapılması .....	31
3.7. Ara Yüzey Başarısızlığının İncelenmesi.....	33
3.8. Kopma Yüzeylerinin Taramalı Elektron Mikroskobunda (TEM) İncelenmesi... 33	
3.9. İstatiksel Analiz .....	34
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>35</b>
4.1. Makaslama Bağlanma Dayanım Değeri Bulguları .....	35
4.2. Ara Yüzey Başarısızlığı Bulguları .....	40
4.3. TEM Analizi Bulguları .....	41
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>43</b>
<b>6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER.....</b>	<b>51</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>52</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>59</b>

## ÇİZELGELER DİZİNİ

<u>Çizelge No:</u>	<u>Sayfa No:</u>
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan malzemeler.....	24
Çizelge 3.2. Çalışmadaki deney grupları .....	25
Çizelge 3.3. Çalışmada kullanılan zirkonya esaslı alt yapıların sinterlenme dereceleri ve süreleri.....	26
Çizelge 3.4. Çalışmada kullanılan zirkonya esaslı alt yapıların özellikleri .....	26
Çizelge 3.5. Çalışmada kullanılan zirkonya alt yapıya uygun üst yapı porselenleri ve üst yapı porselenlerinin IGK değerleri.....	27
Çizelge 3.6. Uygulanan liner ve porselenlerin fırınlama programları B: Hazırlık ısısı, S: Ön kurutma süresi, T: Pişirme derecesi, H: Pişirme derecesinde durma süresi, t: Porselen fırın ısısının bir dakikada yükselme derecesi, V1: Vakumlamanın başladığı ısı, V2: Vakumlamanın bittiği ısı .....	29
Çizelge 4.1. Tüm grupların bağlanma dayanım değer grafiği .....	35
Çizelge 4.2. Malzemelere ve test yöntemlerine göre kırılma değerleri .....	36
Çizelge 4.3. Tİ grubundan elde edilen tanımlayıcı istatistiksel makaslama bağlanma dayanım değerleri.....	37
Çizelge 4.4. Tİ uç grubundan elde edilen makaslama bağlanma dayanım değer grafiği.....	37
Çizelge 4.5. ÇÇ uç grubundan elde edilen tanımlayıcı istatistiksel MBD değerleri.....	38
Çizelge 4.6. ÇÇ grubundan elde edilen MBD değer grafiği.....	38
Çizelge 4.7. BÇK grubundan elde edilen tanımlayıcı istatistiksel MBD değerleri.....	39
Çizelge 4.8. BÇK grubundan elde edilen MBD değer grafiği .....	39
Çizelge 4.9. Ara yüzey başarısızlık tipleri.....	41

# ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No:</u>	<u>Sayfa No:</u>
Şekil 2.1.	Dubois Dechemant ve ilk kez porselen dişlerin kullanıldığı protezler .....3
Şekil 2.2.	Fonzi'nin terrometalik dişleri .....4
Şekil 2.3.	Cerec in Lab ve Cerec Image Unit (Sirona, Bensheim, Almanya).....10
Şekil 2.4.	Zirkonyanın değişik fazlardaki kristal yapılarının şematik görüntüleri.....13
Şekil 2.5.	ZrO <sub>2</sub> içerisinde oluşan çatlak ilerlemesinin durdurulması.....14
Şekil 2.6.	Makaslama bağlanma dayanım testlerinde kuvvet iletmek için kullanılan uç tasarımları; tel ilmek uç (a), çentikli çubuk uç (b), bıçak sırtı uç (c).....21
Şekil 3.1.	Zirkonya kazıma cihazı(a), zirkonya sinter fırını(b) .....27
Şekil 3.2.	Aşındırma cihazı .....28
Şekil 3.3.	Kumlama cihazı .....28
Şekil 3.4.	Örneklerin hazırlanması için üretilen özel kalıplar .....30
Şekil 3.5.	Porselen fırını .....30
Şekil 3.6.	Zirkonya alt yapı ve üzerine üst yapı porseleni yığılmış bir örnek .....30
Şekil 3.7.	Isısal çevirim cihazı.....31
Şekil 3.8.	Testlerin yapıldığı evrensel test cihazı .....32
Şekil 3.9.	Çalışmada kullanılan bıçak tasarımları; tel ilmek uç, çentikli çubuk uç, bıçak sırtı keski .....32
Şekil 3.10.	Örnekler test cihazında kırılırken .....33
Şekil 3.11.	Altın kaplama cihazı(a), taramalı elektron mikroskobu(b).....34
Şekil 4.1.	Koheziv tip kopma gözlenen BR grubuna ait örneğin; x40 TEM görüntüsü(a), x1000 TEM görüntüsü(b).....41
Şekil 4.2.	Kombine tip kopma gözlenen TZ grubuna ait örneğin; x4 TEM görüntüsü(a), x1000 TEM görüntüsü(b).....42
Şekil 4.3.	Kombine tip kopma gözlenen ÇM grubuna ait örneğin; x35 TEM görüntüsü(a), x1000 TEM görüntüsü(b).....42



## SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

<b>ADA</b>	: Amerikan Diş Hekimleri Birliği
<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	: Alüminyum oksit
<b>Au</b>	: Altın
<b>BSK</b>	: Bıçak sırtı keski
<b>CAD/CAM</b>	: Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim
<b>CaO</b>	: Kalsiyum oksit
<b>Cr-Co</b>	: Krom - kobalt
<b>ÇÇ</b>	: Çentikli Çubuk
<b>Er:YAG</b>	: Erbiyum: Yitriyum-Alüminyum-Garnet
<b>Hf</b>	: Hafnium
<b>HIP</b>	: Sıcak İzostatik Presleme
<b>IGK</b>	: Isısal Genleşme Katsayısı
<b>ISO</b>	: Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu
<b>K<sub>2</sub>O</b>	: Potas
<b>Maks</b>	: Maksimum
<b>Min</b>	: Minimum
<b>MBD</b>	: Makaslama bağlanma dayanımı
<b>MgO</b>	: Magnezyum oksit
<b>Mg-PSZ</b>	: Magnezyum katyonlu zirkonyum dioksit polikristali
<b>mm</b>	: Milimetre
<b>mm<sup>2</sup></b>	: Milimetrekare
<b>M.Ö.</b>	: Milattan önce
<b>Mpa</b>	: Mega Pascal
<b>N</b>	: Newton
<b>Na<sub>2</sub>O</b>	: Soda
<b>Nd:YAG</b>	: Neodmiyum-Yitriyum-Alüminyum-Garnet
<b>nm</b>	: Nanometre
<b>Pt</b>	: Platin
<b>sn</b>	: Saniye
<b>SEM</b>	: Scanning Electron Microscope

<b>STL</b>	: Stereolitografi
<b>TEM</b>	: Taramalı Elektron Mikroskobu
<b>Ti</b>	: Titanyum
<b>Tİ</b>	: Tel ilmek
<b>Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	: Yitriyum oksit
<b>Y-TZP</b>	: Yitriyum katyonlu tetragonal zirkonyum dioksit polikristali
<b>ZrO<sub>2</sub></b>	: Zirkonyum dioksit
<b>ZrSiO<sub>4</sub></b>	: Zirkonyum silikat
<b>ZTA</b>	: Zirkonyum dioksit ile sertleştirilmiş alumina seramikler
<b>°C</b>	: Derece santigrat
<b>µm</b>	: Mikrometre
<b>%</b>	: Yüzde

## ÖZET

### Zirkonya Kor ve Üst Yapı Seramiklerin Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Farklı Test Tasarımlarıyla Değerlendirilmesi

Tam seramik sistemler içerisinde, yüksek mekanik özellikleri sebebiyle zirkonya esaslı seramikler öne çıkmıştır. Maalesef zirkonya doğal diş gibi ışık geçirgenliğine sahip değildir. Estetiği geliştirmek adına, zirkonya alt yapılar feldspatik seramikle kaplanırlar. Zirkonya alt yapı restorasyonlarda görülen en sık başarısızlık; üst yapı porseleninin alt yapıdan tamamen ya da tabakalar halinde ayrılmasıdır. Zirkonya alt yapı ve üst yapı porseleninin bağlanma mekanizmasını geliştirmek için araştırmacılar birçok laboratuvar çalışması yapmaktadırlar. Çoğunlukla bağlanma dayanımını ölçmek için makaslama bağlanma dayanım (MBD) testi kullanılır. MBD testini uygulamadaki küçük farklılıklar bağlanma dayanım değerleri üzerinde ciddi farklılıklar yaratabilir.

Bu çalışmanın amacı; MBD testlerinde kullanılan; Tel ilmek (Tİ), çentikli çubuk (ÇÇ) ve bıçak sırtı keski (BSK) bıçak tasarımlarının MBD değerleri üzerine etkisinin araştırılmasıdır. Üç farklı zirkonya alt yapı seramikleri (Zirkonzahn Translucent, Upcera Super Translucent, Rainbow Trans) ve kendi firmalarının önerdikleri üst yapı seramikleri (Zirkonzahn ICE Porcelain, Cerabien ZR Porcelain, Rainbow Porcelain) üç farklı bıçak tasarımı ile MBD testlerine tabi tutuldu. Metal seramik (EOS CobaltChrome SP2 – GC Initial Porcelain) kontrol grubu olarak kullanıldı. Tüm örnekler klinik kullanımı taklit etmek için ısıl çevirim (5–55<sup>0</sup> C, 3,000 devir) yapıldı. Zirkonya alt yapı test örnekleri toplamda 90 adet (n=10), kontrol grubu örnekleri 30 adet (n=10) hazırlandı. MBD testleri; birinci grupta Tİ ile, ikinci grupta ÇÇ ile, üçüncü grupta BSK bıçak tasarımları ile yapıldı. Tüm örnekler, çapraz kafa hızı 0,5 mm/dk olacak şekilde, makaslama kuvveti evrensel test makinası ile uygulandı.

Verilerin istatistiksel analizi Kruskal Wallis testi ile yapıldı ve çoklu karşılaştırmalar için Conover'in çoklu karşılaştırma testi kullanıldı. Kırık örnek yüzeyleri önce mikroskopta daha sonra taramalı elektron mikroskopunda (TEM) incelendi.

Farklı bıçak tasarımları ile yapılan MBD test sonuçları incelendiğinde zirkonya örnekler için Tİ, ÇÇ ve BSK bıçak tasarımları arasında anlamlı fark bulunmadı. Metal seramik kontrol grubunda ise farklı bıçak tasarımları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu. Tİ grubu, ÇÇ ve BSK gruplarına göre anlamlı derecede yüksek MBD değerleri gösterdi. Metal seramik kontrol grubu her üç bıçak tasarımıyla yapılan testlerde de tüm zirkonya alt yapı gruplardan yüksek değer gösterdi.

MBD testi araştırmacıların uygulamalarından etkilenen oldukça yaygın bir test yöntemidir. Literatürdeki çalışmalarını birbirleri ile kıyaslayabilmek ve daha güvenilir sonuçlar alabilmek için standardizasyona ihtiyaç vardır.

**Anahtar Kelimeler:** zirkonya, porselen, makaslama bağlanma dayanımı

## ABSTRACT

### Evaluating Shear Bond Strength of Zirconia Cores and Veneering Porcelain With Different Test Designs

In all-ceramic systems, with high mechanical properties zirconia based ceramics are distinguished. Unfortunately, zirconia is not as translucent as natural teeth. To improve the esthetics, zirconia cores are veneered with feldspathic ceramic. The most common failure faced with zirconia based ceramic restorations are delamination of the veneering porcelain whole or in the form of layers from the core material. To improve the zirconia core - veneering porcelain bonding mechanism, researchers have been made plenty of laboratory tests. Shear bond strength (SBS) tests are commonly used to measure the bond strength. Small differences in the SBS tests can make significant differences on the bond strength values.

The aim of this study is to investigate the influence of using the wire loop (WL), notched rod (NR) and knife edge chisel (NEC) knife designs on SBS values. Three zirconia core ceramics (Zirkonzahn Translucent, Upcera Super Translucent, Rainbow Trans) and their manufacturer recommended veneering ceramics (Zirkonzahn ICE Porcelain, Cerabien ZR Porcelain, Rainbow Porcelain) was used to perform SBS tests with different knife designs. Metal ceramic system (EOS CobaltChrome SP2 – GC Initial Porcelain) was used as a control group. All specimens was thermocycled (5–55<sup>0</sup> C, 3,000 cycles) for demonstrated clinical use. There were 90 specimens (n=10) in zirconia core test groups. Control group contained 30 samples (n=10). SBS tests were performed with WL knife design in first group, with NR knife design in second group and with KEC knife design in third group. Shear force applied to all specimens in a universal test machine with a cross head speed of 0,5 mm/min.

Statistical analyses were performed Kuruskal Wallis test and Conover's post hoc test were used for multiple comparision. Fractured surface specimens were first evaluated with microscope and second with Scanning Electron Microscope (SEM).

Results of statistical analyses shoved that there was no significant difference between WL, NR and KEC knife designs for zirconia specimens. But, for metal-ceramic control group, there was statistically significant difference between knife designs. WL group showed higher SBS values than NR and KEC groups. For the shear strength values, metal ceramic groups values were significantly higher than zirconia ceramic groups for all knife designs.

SBS is a commonly used test which effected by the application type and applicator's skills. Further standardization is required to provide more accurate results and comparisons with previous studies.

**Key Words: zirconia, porcelain, shear bond strength**

# 1. GİRİŞ

Kısmi dişsizlik tedavisinde metal destekli seramiklerin kullanımı son kırk yıldır altın standart olarak kabul edilmektedir<sup>1,2</sup>. Günümüzde estetik beklentilerin artmasıyla beraber bu restorasyonlar üstün mekanik özelliklerine rağmen metal alt yapıları sebebiyle estetik açıdan yetersiz kalmışlardır<sup>3</sup>. Bu durum üreticileri daha estetik malzeme arayışına sokmuş ve diş hekimliği dünyasına tam seramik restorasyonlar girmiştir.

Tam seramik restorasyonların estetik üstünlüklerinin yanında plak tutulumlarının az olması, korozyona uğramamaları, alerji oluşturma risklerinin çok az olması gibi başka avantajları da vardır<sup>4,5</sup>.

Tam seramik restorasyonlar sınıflamasında bulunan zirkonyum dioksit daha iyi mekanik özellikleri sebebiyle alt yapı seçeneği olarak ön plana çıkmaktadır. İdeal estetiğin elde edilmesi amacıyla zirkonya alt yapılar porselen ile kaplanmaktadır. Fakat zirkonya-porselen bağlantısındaki adeziv kopmalar veya üst yapı seramiğinin kendi içerisindeki koheziv kopmalar bu sistemlerin en sık görülen klinik başarısızlık sebeplerindendir<sup>6,7,8</sup>. Bu sorunun sebebi olarak; seramik içerisindeki defektler, yetersiz ve uygunsuz geometrideki alt yapı desteği, prematür temaslardan kaynaklanan dinamik yükler, okluzal stabilitenin olmaması, hastaya bağlı faktörler, zirkonya ve üst yapı porseleninin bağlanma kuvvetinin yetersiz olması, üst yapının hacimsel büzülmesi ve alt yapı ile üst yapıda kullanılan malzemelerin ısıl genleşme katsayıları arasındaki uyumsuzluk düşünülmektedir<sup>4,5,9,10</sup>.

Yapılan literatür taramasında zirkonyum dioksit alt yapılı restorasyonlardaki porselenin alt yapıdan tamamen ayrılması veya porselenin kendi içinde kırıkların gözlendiği başarısızlık tipinin 24 aylık takipte %15, 31 aylık takipte %25, 36. ayda %8 ve 38. ayda %13 olduğunu belirtilmiştir<sup>11,12</sup>. Bu başarısızlık oranı metal destekli seramik restorasyonlar için 10 ile 15 yıllık periyotlarda %2.7 ile %5.5 olarak kaydedilmiştir<sup>13,14</sup>.

Alt yapı ve üst yapı porseleni arasındaki bağlanma dayanımını değerlendirmek için farklı test yöntemleri kullanılmaktadır. Bu testleri etkileyen faktörler geniş bir varyasyon katsayısına sahip olsa da daha önce yapılan çalışmalarda bağlanma dayanım

testleri arasında makaslama bağlanma dayanım test sonuçlarının güvenilir olduğu ortaya çıkmıştır<sup>15</sup>.

Makaslama bağlanma dayanım testinde kuvvet evrensel test cihazı ile uygulanırken; kırılacak olan örneklerin boyutları ve şekilleri, örnekleri kırarken kullanılan bıçakların tasarımı çeşitlilik göstermektedir ve bu konuda bir standart belirlenmemiştir.

Çalışmamızın amacı; makaslama bağlanma dayanım testleri yapılırken kullanılan bıçak sırtı keski, tel ilmek uç ve çentikli çubuk uç tasarımlarının; zirkonyum dioksit alt yapı ve üst yapı porselenine bağlanma dayanım değerlerinin üzerine etkisinin araştırılması ve farklı firmalara ait zirkonyum dioksit alt yapılar ile kendi üst yapı porselenleri arasındaki bağlanma dayanım değerlerinin kendi aralarında ve metal alt yapı porselen kontrol grubu ile karşılaştırılmasıdır.

Çalışmamızın hipotezi; makaslama bağlanma dayanım testleri yapılırken kullanılan bıçak uç tasarımlarının makaslama bağlanma dayanım değerleri üzerine etkisinin olmadığı, metal alt yapı kontrol grubunun bağlanma dayanım değerlerinin zirkonyum alt yapı grupların bağlanma dayanım değerlerinden fazla olacağı ve zirkonya alt yapı gruplar arasında bağlanma dayanım değerleri açısından fark gözlenmeyeceğidir.

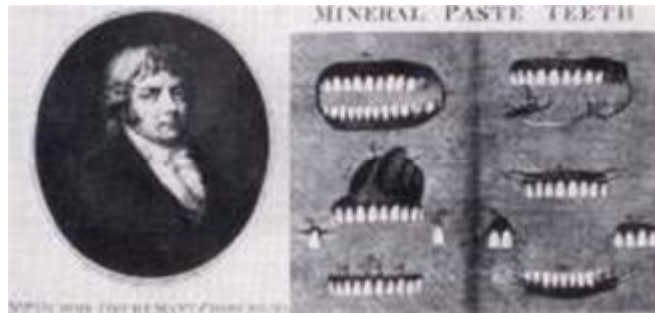
## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Seramik sözcüğü, anlamı topraktan yapılma olan Yunanca ‘keramikos’ kelimesinden gelmektedir. Tam karşılığı yanık maddedir fakat daha çok ateşte yanarak üretilen madde anlamında kullanılmaktadır. Seramik kullanımı, taş devri zamanına kadar uzanmaktadır. Seramik; ilk olarak Milattan Önce (M.Ö.) Çinliler tarafından kullanılmış, Portekizli denizciler tarafından ise 16. yüzyılda Avrupa’ya getirilmiştir<sup>16</sup>.

Seramik; tek veya çok sayıda metalin, metal olmayan element ile birleşerek yüksek ısıda işlenmesi ve sinterlenmesi sonucu oluşan inorganik bir bileşiktir. Seramik ifadesi daha geniş bir malzeme grubunu kapsarken, porselen ifadesi bunun alt gruplarını ifade etmektedir. Porselen sözcüğü İtalyanca küçük deniz kabuğu anlamına gelen ‘porcella’ dan türemiştir. Porselen; içinde farklı kristal partiküllerinin olduğu, cam doldurucu içeren, dayanıklı camsı seramik malzemeler için kullanılır. Kristal partiküller düzenli atomik dizilimde ve dayanıklıyken cam içeriği düzensiz bağlar içerir ve zayıftır<sup>17</sup>.

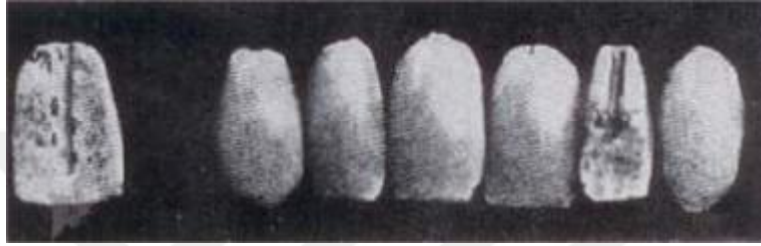
Diş hekimliğinde porselenin kullanılabileceği fikri ilk olarak Pierre Fauchard tarafından 18. yüzyılın başlarında ortaya atılmıştır<sup>18,19</sup>. İlk porselen dişler 1774 yılında diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant ve eczacı Alexis Duchateau tarafından Avrupa’da üretilmiştir<sup>20</sup>. (Şekil 2.1)



Şekil 2.1. Dubois Dechemant ve ilk kez porselen dişlerin kullanıldığı protezler

Amerika ise porselen dişlerle 30-40 yıl sonra tanışmıştır<sup>21</sup>. Giuseppangelo Fonzi 1806 yılında ‘terrometalik’ olarak isimlendirdiği kişisel olarak üretilen porselen dişleri

total protezlerde kullanmaya başlamıştır. (Şekil 2.2) Elias Wildman 1838 yılında vakumlu fırınlamayı ilk kez kullanmış, böylece porselen estetiğinin gelişim sürecini başlatmıştır. 1885 yılında Logan, platin post üzerine porselen uygulamış bu kuronları 'Richmond kuron' olarak isimlendirmiştir<sup>20</sup>. 1886 yılında platin yaprak üzerine porselen işlemleri ile Dr. Charles Land porselenin sabit protezlerde kullanımının öncüsü olmuş, sonraki yıllarda jaket kuron patentini almıştır<sup>22</sup>.



Şekil 2.2. Fonzi'nin terrometalik dişleri

Tam seramik sistemlerin atası olan bu restorasyonlar zayıf kenar uyumu ve kötü mekanik özellikleri sebebiyle zamanla popüleritelerini kaybetmişlerdir<sup>20,21</sup>. 1965 yılında McLean ve Huges, kor seramik matriksine Alüminyum Oksit ( $Al_2O_3$ ) ilavesiyle porselen jaket kuronların kırılma dayanımlarını artırmışlardır<sup>18</sup>.

Özellikle 1960'lardan sonra daha dayanıklı porselenlerin üretilmesi ve fırınlama tekniklerinin geliştirilmesi ile kırılma dayanımları yüksek, mekanik özellikleri iyileştirilmiş tam seramik kuronların üretilmesi mümkün hale gelmiştir<sup>23</sup>.

## 2.2. Dental Seramiklerin Yapısı ve Özellikleri

Seramik; birden fazla metalin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı birleşimdir<sup>24</sup>. Seramik kristali hem iyonik hem kovalent bağlar içerir. Bu güçlü bağlar seramiğe; stabilite, sertlik, ısıya ve kimyasal maddelere karşı direnç gibi özellikler kazandırır ancak aynı yapı seramiği kırılgan bir hale dönüştürür<sup>16,18,25,26</sup>.

Diş hekimliğinde kullanılan porselenin üç ana bileşeni; feldspar (% 75 - 80), kuartz (% 12-22) ve kaolin (% 3-5) dir<sup>27</sup>.

Feldspar ( $K_2OAl_2O_26SiO_2-Na_2OAl_2O_36SiO_2$ ); dental porselen içeriğinin en büyük kısmını oluşturan, potasyum alumina silikat ve sodyum alumina silikat içerikli



maddedir. Fırınlama esnasında eriyerek kaolin ve kuartzı sarıp kitlenin bütünlüğünü sağlamaktadır. Feldspar içerisinde değişik oranlarda potas ( $K_2O$ ) ve soda ( $Na_2O$ ) bulunmaktadır. ( $K_2O$ ) ergimiş malzemenin viskozitesini artırarak fırınlama sırasında akmayı azaltırken ( $Na_2O$ ) ergime sıcaklığını düşürmektedir<sup>18</sup>.

Kuartz ( $SiO_2$ ); dental porselenlerin doldurucusudur. Fırınlama sonucunda oluşan büzülme önler, yüksek sıcaklıkta kitleyi stabilize ederek porselen formunun bozulmasını engeller<sup>27</sup>.

Kaolin ( $Al_2O_3-2SiO_2-2H_2O$ ); günlük hayatta kullanılan seramiklerin esas içeriğini oluşturan, alumina içerikli kayalardan elde edilen bir kildir. Kitleyi bir arada tutarak seramiğin işlenmesine yardımcı olmaktadır. Opak yapıda olduğu için seramik hamuru içine çok az miktarda ilave edilmektedir<sup>28</sup>.

Dental porselenlerin yapısına bu üç ana bileşen dışında ara oksitler, akışkanlar veya cam modifiye ediciler, opaklık veya parlaklık özelliği veren maddeler, farklı renk pigmentleri de eklenebilmektedir<sup>20</sup>.

Seramik, rijit ve kırılğan bir malzemedir. Diş hekimliğinde popülaritesinin esas sebebi yüksek estetik özellikleridir. Malzemenin ışık absorbe etme ve dağıtma özelliklerinden dolayı doğal diş tekstürünü, rengini ve translusensi derinliğini taklit edebilmektedir. Ağız ortamında iyi bir aşınma direnci ve renk stabilitesine sahiptir. Kimyasal olarak kararlıdır. Isısal genleşme ve iletkenlik özelliklerinin mine ve dentine benzemesi, kenar sızdırma ve hassasiyet riskini azaltmaktadır<sup>29,30</sup>. Ayrıca glazürlü porselen, bakteri plağının yüzeyden kolaylıkla uzaklaştırılabildiği tek restoratif malzemedir<sup>31</sup>.

Diş hekimliğinde kullanılan porselenler, baskı kuvvetlerine karşı oldukça dirençlidir. Tüm bu iyi özelliklerinin yanında seramiğin en büyük olumsuz özelliği düşük gerilme dayanımıdır. Gerilme dayanımı ortalama 20-60 Mega Pascal (MPa) iken, baskı dayanımı ortalama 350- 550 MPa'dır. Malzemenin elastik kapasitesini aşan, %0.1 den fazla deformasyona sebebiyet veren yükler uygulandığında, porselen atomları atomik düzey boyunca kayamaz. Bu sebepten dolayı aşırı yükler, kuvvet yoğunluğunun en yüksek olduğu mikrostrüktürel çatlak noktalarında kırıklarla sonuçlanır. Porselenin kırılğanlığı, gerilim ya da makaslama kuvvetlerine maruz kaldığında plastik deformasyon gösteremeyen güçlü kovalent bağlardan kaynaklanmaktadır<sup>32</sup>.

### 2.3. Metal Destekli Seramikler

Porselenler estetik avantajları ve biyolojik uyumları nedeniyle sabit restorasyonların yapımında tercih edilmelerine karşın tek başlarına kırılındılar. Bir alt yapı ile desteklendiklerinde daha dirençli malzemeler haline gelmektedirler. Porselenin düşük gerilme dayanımı ve kırılma dayanımından kaynaklanan sorunlar metal alt yapılarla birlikte kullanımlarıyla giderilmiştir<sup>26</sup>.

Metal destekli seramikler çok üyeli köprü tedavilerinde ve diş renginin maskelenmesi gerektiği durumlarda kullanılabilirler ile alt yapısız porselenlere kıyasla avantajlıdır<sup>18,33</sup>. Metal destekli porselen restorasyonlarda, yüksek estetik avantajları olan porselen metal alt yapıya bağlanmıştır. Böylece kırılmaya neden olan gerilim ve makaslama kuvvetlerine karşı daha dayanıklı hale gelmiş ve korozyon-köprü restorasyonları için beklenen ihtiyaçları büyük ölçüde karşılamıştır<sup>34,35</sup>.

Metal alt yapı restorasyonlarda mekanik özellikler iyileştirilirken farklı sorunlar ortaya çıkmıştır. Metal alt yapı ışık geçirgenliğini önlediğinden estetik olumsuz etkilenmiştir. Alt yapı metal renginin diş etine yansması ve basamak bölgesindeki porselenin fazla opak görünmesi diğer estetik sorunlardandır. Bunun yanı sıra korozyon ve alerji potansiyeli gibi dezavantajları da bulunmaktadır<sup>18,27</sup>. Metal destekli restorasyonların estetik yetersizlikleri üreticileri daha estetik olan tam seramik korozyonların mekanik özelliklerini geliştirme yoluna sürüklemiştir.

### 2.4. Tam Seramik Sistemler

Tam seramik sistemler; yüksek dayanıklılığa sahip bir alt yapı porseleninin kullanıldığı veya porselenin tüm yapısının kuvvetlendirildiği sistemlerdir. Tam seramik restorasyonlar renkte derinlik sağlar ve ışığı yansıtma karakterleri doğal dişin mine ve dentin dokularına benzer optik özellikler taşır<sup>36</sup>. Doğal diş dokusuna benzer ısıl genleşme katsayısı ve ısı iletkenliğine sahiptirler<sup>16</sup>. Metal destekli porselenlerde gözlenen; kenar renklenme problemi, metal alaşıma bağlı oluşan iyon salınımı ve elektrolitik korozyon, toksite ve alerji riski problemleri tam seramik sistemler için geçerli değildir<sup>16,18,37</sup>.

Üstün estetik özelliklerine rağmen tam seramik sistemlerin çekme kuvvetlerine karşı dayanıklılıklarının düşük olması ve kırılma yapıları kullanımlarını kısıtlamaktadır. Malzemenin kırılma dayanımını azaltmak amacıyla tam seramik sistemler

içerisine farklı kristalin yapılar ilave edilerek malzeme geliştirilmeye çalışılmıştır<sup>38</sup>.

Tam seramik sistemler, mikroyapılarına göre veya üretim tekniklerine göre sınıflandırılırlar.

## **2.4.1. Tam Seramik Sistemlerin Mikroyapılarına Göre Sınıflandırılması**

### **2.4.1.1. Cam Seramikler**

İlk kez 1968 yılında MacCulloch, kuronları cam seramikten yapma metodunu açıklamıştır. Daha sonra %70 oranında tetrasiklik floramika kristalleri ve %30 cam içeren dökülebilir cam seramik 'Dicor' üretilmiştir<sup>39</sup>. Dicor sisteminin ışık geçirgenliği fazla olduğundan renkleri maskeleyme özelliği zayıftır ve ince yapılarından dolayı kırılmaya direnç gösteremezler. Bu sebeplerden günümüzde kullanılmamaktadır<sup>40</sup>.

Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler, Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler ve feldspatik seramikler cam seramikler grubundadırlar.

Lösit Kristalleri ile Güçlendirilmiş Seramikler; IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Optec OPC (Jeneric Pentron, Wallingford, Conn), IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) ve Mirage (Chameleon Dental Products) bu grup içerisinde yer alır. Cam seramik yapıyı güçlendirmek için lösit kristalleri kullanılmaktadır. Yüksek estetik özelliğe sahip restorasyonları üretmek mümkündür<sup>41</sup>. Kullanımı, ön bölgedeki tek diş restorasyonlarla sınırlıdır<sup>42</sup>.

Lityum Disilikat İle Güçlendirilmiş Seramikler; IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) [1]IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bu gruptadır. Lityum disilikat kristalleri seramikleri güçlendirmek için kullanılmıştır. Bu tip restorasyonlar kesici dişlerden ikinci küçük azılara kadar uygulanabilmektedir<sup>42</sup>.

Feldspatik seramikler; Vitablocks Mark 1 ve sonradan üretilen Vitablocks Mark 2 feldspatik seramiklere örnektir. Renkleri monokromatik olduğundan daha sonradan üç tabakalı Vitablocks Triluxe üretilmiştir. Vitablocks Triluxe kullanımı doğal dişin optik özelliklerini kopyalamayı mümkün hale getirir<sup>43</sup>.

#### **2.4.1.2. Cam İnfiltre Edilmiş Seramikler**

Bu seramik sistemi In - Ceram seramik sistemi olarak adlandırılmıştır. In-Ceram olarak adlandırılmasının nedeni sinterlenmiş oksit alt yapıya erimiş cam partiküllerinin infiltre edilmesidir.

In Ceram Alumina, In-Ceram Spinell ve In-Ceram Zirconia cam infiltre seramikler grubundadırlar.

In- Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik); 1989 yılında tanıtılmıştır. Alumina alt yapının şekillendirilip fırınlanmasını takiben içerisine cam infiltre edilir. %99,56 saf alumina içeren In-Cream Alumina seramik sistemi ile ön ve arka bölgede üç üye köprü ve tek kuron restorasyonlarının uygulanması endikedir<sup>20,44</sup>. Yarı opak yapısından dolayı bu seramik sistemi sınırlı estetik olarak sağlar<sup>45</sup>.

In- Ceram Spinell (VITA Zahnfabrik); 1994 yılında tanıtılmıştır. Cam infiltre edilmiş magnezyum ve alumina karışımı ( $MgAl_2O_4$ ) içerir. In-Ceram Alumina sisteminin opak alt yapısına alternatif olarak üretilmiştir. Estetik gereksinimin yüksek olduğu anterior bölgede tek kuron restorasyonu endikasyonu vardır<sup>20,44</sup>.

In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik); In- Ceram Alumina sisteminin %35 oranında kısmen stabilize edilmiş zirkonya ile cam infiltre edilmiş alumina içeren modifikasyonudur<sup>44</sup>. In-Ceram zirkonyanın aşırı opak özelliği nedeniyle ön bölgede kullanılması endike değildir, ancak arka bölgede köprü ve kuron restorasyonların yapımında endikedir. Alt yapı seramikleri fırınlamalar neticesinde büzülme gösterirler ancak zirkonya alt yapıdaki büzülme gözardı edilecek kadar az seviyededir . Bundan dolayı iyi kenar uyumu elde edilir<sup>44,46</sup>.

#### **2.4.1.3. Polikristalin Seramikler**

Polikristalin seramikler; camsı içeriği olmayan, düzgün sırada yoğun olarak birleşmiş atomlar içeren sistemlerdir. Cam seramiklere göre oldukça güçlü ve dayanıklıdırlar ancak yoğun opasiteleri nedeniyle estetik olarak yetersizdirler ve porselen alt yapısı olarak kullanılırlar. Polikristalin seramik sistemler, Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) yöntemi ile üretilirler<sup>47</sup>.

CAD/CAM; üretilecek malzemenin bilgisayar ekranında üç boyutlu tasarımı yapıldıktan sonra bilgisayar kontrolü ile çalışan kazıma makinası ile üretimi olarak açıklanabilir<sup>47</sup>. 1971 yılında Francois Duret, endüstride kullanılan teknolojinin dış

hekimliğine transfer edilebileceği fikrinden yola çıkarak CAD/CAM teknolojisini diş hekimliğine tanıtmıştır . 1985 yılında ise herhangi bir laboratuvar işleme tabi tutulmadan şekillendirilip ağız içersine yerleştirilen ilk kuron elde edilmiştir<sup>48</sup>. CAD/CAM restorasyonlar, model üzerinde hazırlanan mum modelajın tarayıcı ile taranması sonrasında porselen bloktan kazınmasıyla (Copy Milling) veya preparasyonun ya da ölçülerinin taranarak bilgisayara aktarılması sonrasında tam seramik blokların kazınmasıyla şekillendirilebilir<sup>49,50</sup>.

Tüm CAD/CAM sistemleri 3 fonksiyonel bileşen içermektedir:

Tarayıcı (scanner); diş hekiminin yaptığı diş preparasyonunu, komşu dişleri ve okluzyondaki dişleri ağız içinde ya da alçı modeller üzerinden tarar. İnley, onley, parsiyel kuron ve tek kuronlar için sadece prepare edilecek diş yüzeyinin taranmasına ihtiyaç vardır. Köprüler veya ilave oklüzal karakterizasyonlar için, komşu dişler ve antagonist dişlerle ilgili daha fazla bilgiye ihtiyaç vardır<sup>51,52</sup>.

Yazılım (software); bilgisayar ekranında restorasyonun üç boyutlu tasarım ve planlamasının yapılabilmesi için bir bilgisayar ünitesi içerir. Kişiyeye özgü adapte edilmiş restorasyonun tasarımına ve üretilmesine izin veren yazılım programları geliştirilmiştir<sup>51,52</sup>.

Donanım (hardware); bilgisayar kontrolünde olan frezleme ve aşındırma makinelerini ifade eder. Restorasyon, materyal bloklarından frezlenerek elde edilir. CAM üretiminden sonra bazı düzeltmeler, final cilalanmalar, renklendirmeler ve veneerlemeler diş teknisyeni tarafından yapılabilir<sup>51,52</sup>.

Cerec, Cicero, Procera, Celay, Cercon, Lava ve DC-Zirkon CAD-Cam teknolojisiyle üretilen polikristalin seramik grubundadır.

Cerec sistemi; klinikte kullanılan ilk CAD/CAM sistemidir. Cerec 1 (Brains, Zürih, İsviçre) 3 ekseninde, Cerec 2 (Siemens, Bensheim, Almanya) 8 ekseninde aşındırma yaparak üretim yapmaktaydılar. 2000 yılında ise Cerec 2'nin geliştirilmiş hali olan Cerec 3 (Sirona, Bensheim, Almanya) tanıtıldı<sup>53</sup>. Sistem kısaca alınan optik ölçünün bilgisayara aktarılması, ekrandaki görüntü üzerinde restorasyonun kenar sınırlarının çizilmesi, restorasyon tasarımının yapılması ve üç boyutlu kuron modelinin oluşturulması şeklinde üretim yapmaktadır. Makine; alınan optik ölçünün aktarıldığı ve restorasyonun tasarımının yapıldığı görüntü - ölçü algılama ünitesi (Cerec Image Unit) ve kazıma işleminin yapıldığı freze ünitesine (Cerec in Lab) sahiptir. (Şekil 2.3)



**Şekil 2.3.** Cerec in Lab ve Cerec Image Unit (Sirona, Bensheim, Almanya)

CAD ve CAM ünitelerinin bağlantısı radyo dalgaları ile sağlandığından üniteler birbirinden bağımsız çalışabilirler. Bu özellik sayesinde Cerec Image Unit ile bir restorasyon tasarımı yapılırken Cerec In Lab ünitesinde başka bir restorasyonun üretimi yapılabilmektedir. İntraoral kamera (Siromcam) ve dijital radyografi (Sidexis, Sirona) eklenerek alınan optik ölçüler e-mail yoluyla transfer edilebilmektedir<sup>53</sup>. Cerec sisteminin, yüksek maliyeti, restorasyonların hazırlandığı blokların genellikle tek renkli olması nedeniyle estetik sağlanamaması ve subgingival bölgelerden görüntü alınamaması gibi dezavantajları mevcuttur<sup>54</sup>. Cerec sistemi, inley, onley, lamina veneer restorasyonlar ve kuron restorasyonlarının hazırlanmasında ve 2001 Nisan ayından itibaren üç üyeli sabit protetik restorasyonların üretiminde kullanılmaktadır<sup>53</sup>.

Cicero (Computer Integrated Ceramic Reconstruction) sistemi; prepare edilen dişin bulunduğu çenenin tüm ölçüsü alınıp ölçüden alçı model elde edildikten sonra lazer tarayıcı ile önce güdük model tek başına sonra alçı modelin tümü olmak üzere tarama işlemi yapılır, kapanış modeli üzerine yerleştirilerek model daha hassas olarak bir kez daha taranır, data bankasında bulunan hazır kuronlar arasından en uygun kuron belirlenir. Proksimal kontak ve karşıt dişle sentirik okluzyon oluşturulur<sup>55</sup>.

Procera Sistemi; titanyumun(Ti) dökümünün zorluğu sebebiyle Ti alt yapı üretimi için yeni bir yöntemin araştırılmasıyla temeli atılmıştır<sup>56</sup>. Seramik teknolojisindeki gelişmelere paralel olarak, 1993'te Procera AllCeram sistemi geliştirilmiş, tam seramik alt yapılar üretilmeye başlanılmıştır<sup>57</sup>. Procera Sistemi ile CAD/CAM teknolojisi kullanılarak; Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> alt yapı restorasyonlar (Procera AllCeram), ZrO<sub>2</sub> alt yapı restorasyonlar (Procera AllZirkon), Ti alt yapı restorasyonlar (Procera

AllTitan), Ti veya  $Al_2O_3$  abutmentlar, implant-üstü full-seramik kuronlar ve implant-üstü Ti köprü alt yapılarının üretimi mümkündür. Sistemin safir probu ile die model taranır ve preparasyonun 3 boyutlu şekli belirlenir. Elde edilen veriler biri İsveç diğeri Amerika'da olmak üzere sadece iki merkezde bulunan CAM ünitelerine elektronik ortamdan aktarılır. Alt yapılar bu iki merkez laboratuardan birinde üretilir<sup>58</sup>.

Celay Sistemi; diğeri sistemlere göre oldukça basit bir çalışma prensibine sahiptir. Ölçüsü alınan dişin modeli üzerine diş teknisyeni tarafından özel bir kompozit malzemesi kullanılarak alt yapı işlenir. Celay sistemi birbiriyle bitişik iki bölümden oluşur. Sol taraftaki kopyalama bölümünde aşındırma özelliği olmayan tarayıcı uçlar malzemenin yüzeyinde dolaşarak konturları kaydeder, sağ taraftaki freze bölümünde ise tarayıcıdan gelen bilgilere göre yerleştirilen blok kazınarak şekillendirilir. Üretilen alt yapı üzerine teknisyen porselen işler ve restorasyon tamamlanmış olur. Celay tekniği ile tam anatomik form ve detaylı okluzal yüzey karakteristiği elde edilebilmektedir<sup>27</sup>.

Cercon Sistemi; diğeri sistemlerden farklı olarak CAD ünitesi içermez. Kesilen diş modelinin üzerine teknisyen tarafından alt yapı mum modelasyon yapılır. Bu mum modelasyon Cercon cihazının ana parçasına (Cercon brain) yerleştirilerek cihazın lazer sistemi ile taranır. Elde edilen bilgiler freze ünitesine aktarılır ve Cercon base adı verilen sinterlenmemiş prefabrike bloklardan kazınarak alt yapı üretilir. Aşındırılan  $ZrO_2$  blok, olması gerektiğinden hacimce yaklaşık %30 oranında daha büyüktür. Sinterleme işlemi sisteme ait olan Cercon heat fırınında yapılmaktadır. Sinterleme işlemi tamamlanmış alt yapılar sistemin kendine uygun üst yapı porseleni ile kaplanır ve restorasyonun son şekli verilir<sup>18,59</sup>.

Lava Sistemi; özel tarayıcı (Lava Scan), kazıma ünitesi (CAM) (Lava Form) ve sinterleme fırınından (Lava Therm) oluşmaktadır<sup>42</sup>. Lava Scan ile tarama yapılır, Lava CAD yazılımı kenar ve gövde tasarımını yapar. Yarı sinterlenmiş  $ZrO_2$  blok Lava Form ile kazınarak sinterleme işlemi için Lava Therm fırınına atılır. Sinterlenen alt yapılar üzerine Lava Cerm üstyapı seramiği yığılır. Böylelikle restorasyon tamamlanmış olur<sup>60</sup>.

DC-Zirkon sistemi; üç bölümden oluşmaktadır. Tam otomatik lazer projeksiyonu ile çalışan optik tarayıcı Preciscan, alçı modelin tamamını ve tek tek güdükları yaklaşık 300.000 noktadan ölçüm yaparak tarar. Yazılım programı olan DCS Dentform, alt yapı için gerekli olan konnektör ve gövde boyutlarını belirler. Kazıma makinası olan Precimill, alt yapıyı tam sinterlenmiş prefabrike zirkonya bloklardan,

doğrudan istenilen final boyutlarda frezleyerek üretir<sup>61</sup>.

## 2.5. Zirkonyum

Zirkonyum, Arapça altın rengi anlamına gelen 'zargun'dan türemiştir. Binlerce yıldan beri bilinen ve mücevher olarak kullanılan bir taştır. Parlak gri-beyaz renktedir ve atom numarası 40 olup periyodik cetvelin 4B grubunda yer alır. Erime derecesi 1800°C kaynama derecesi ise 4300°C dir. İlk olarak 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından zirkon taşının ısıtılmasıyla elde edilmiştir; 1824 yılında ise İsveçli kimyager Jöns Jacob Berzelius tarafından potasyumla işlenerek saflaştırılmıştır<sup>62,63</sup>.

Zirkonyum doğada hiçbir zaman serbest metal olarak bulunmaz<sup>64</sup>. İçeriğinde en az 37 farklı mineral bulunmasına rağmen ticari olarak büyük öneme sahip olan mineralleri zirkonyum silikat ( $ZrSiO_4$ ) ve zirkonyum dioksittir ( $ZrO_2$ ).  $ZrSiO_4$ ; % 67,2  $ZrO_2$  ve % 32,8  $SiO_2$  içeren bir orta silikattır. Diğer mineral olan zirkonyum oksit ise % 90 - 93 arasında  $ZrO_2$  içerir ve diş hekimliğinde kullanılan formudur. Zirkonyum oksitin diğer adları zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyittir. Zirkonyum içerisinde her zaman % 1-3 oranında Hafnium (Hf) elementi bulunur<sup>63</sup>.

Zirkonyumun kullanım alanları oldukça geniştir; erime noktasının yüksek olması sebebiyle ateşe dayanıklı malzemelerin yapımında, cam ve seramik endüstrisinde, düşük sıcaklıkta süper iletken olması sebebiyle Niobyumla (Nb) alaşımları süper iletken mıknatıs yapımında, korozyona direnci sebebiyle patlayıcılarda, nükleer sanayide ve flaş ampullerinde kullanılmaktadır<sup>63</sup>.

## 2.6. Zirkonyum Dioksit ( $ZrO_2$ )

$ZrO_2$ ; erime sıcaklığının yüksek olması ( $2680\pm 15^\circ C$ ), kimyasal maddelere karşı yüksek direnci, korozyon, erozyon ve aşınmaya karşı dayanıklılığı, düşük termal genişleme katsayısına sahip olması (termal şoka dayanıklı olması), kırılma indisinin yüksek olması ve yüksek sıcaklıkta iyonik iletkenliğe sahip olması gibi özellikleri ile çeşitli endüstri dallarında kullanılmaya başlanmıştır.

1969 yılında Helmer ve Driskel zirkonyayı tüm kalça replasmanı için üretmiş ve ilk kez biyomedikal olarak kullanımı gündeme gelmiştir. Güncel kalça replasmanı için kullanımı ilk olarak Christel ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilmiştir. Diş

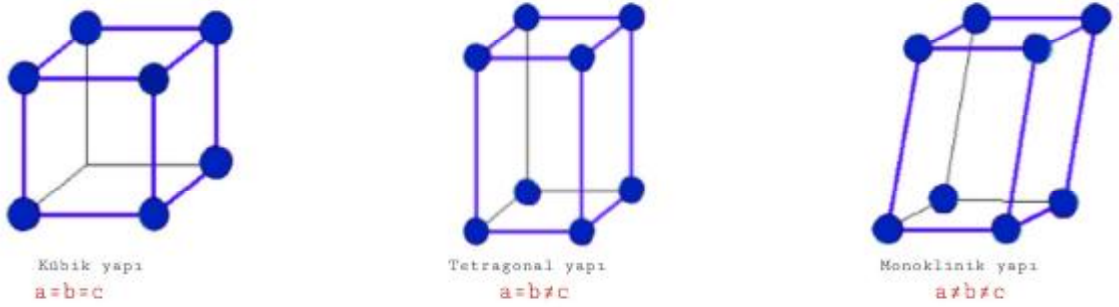


hekimliğinde ise ilk olarak 1990'ların başında kullanılmaya başlanmıştır. Fakat, zirkonyum minerallerinin diş hekimliğinde kullanılabilmesi için saflaştırılmaları gerekmektedir<sup>63</sup>.

## 2.6.1. Zirkonyum Dioksitin Mikroyapılarına Göre Sınıflandırılması

### 2.6.1.1. Stabil Olmayan 'Saf' Zirkonyum Dioksit

ZrO<sub>2</sub> allotropik özellik gösteren yani sıcaklık değişiklikleriyle kristal kafes parametreleri değişime uğrayan hekzagonal yapıda bir maddedir. 1170 °C altında monoklinik fazda, 1170 °C-2370 °C arasında tetragonal fazda, 2370 °C-ergime sıcaklığı olan 2680 °C arasında ise kübik fazda bulunur<sup>65</sup>. (Şekil 2.4)



Şekil 2.4. Zirkonyumun değişik fazlardaki kristal yapılarının şematik görünüşleri

Tetragonal-monoklinik faz değişimi esnasında %3-4 lük bir hacim büyümesi olur. Bu genişleme ile oluşan stresler zirkonya içerisinde çatlaklar oluşturur ve yapıyı parçalara ayırır. Bu kontrolsüz faz değişimleri saf zirkonyanın kullanımını zorlaştırmaktadır. Saf zirkonya çoğunlukla aşındırıcı olarak kullanılır<sup>63</sup>.

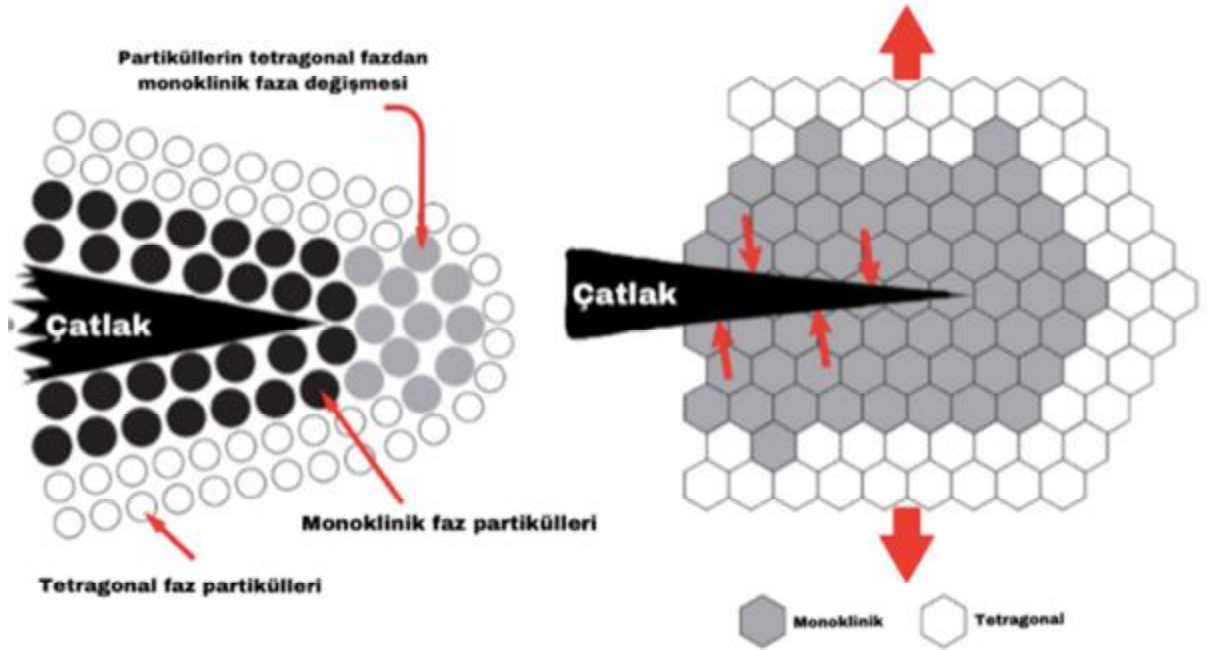
### 2.6.1.2. Kısmi Stabil Zirkonyum Dioksit

1929 yılında Ruff ve ark. zirkonyumun kübik fazının oda sıcaklığında stabil kalması için Kalsiyum oksit(CaO) ilavesi yapmıştır. Daha sonra CaO, Magnezyum oksit(MgO) ve Yttriyum oksit(Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) ilavesiyle zirkonyumun mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi amaçlanmıştır. Saf zirkonya, yapılan bu ilave stabilizatörler ile 1000 °C

üzerine ısıtıldığında tetragonal faza geçer fakat tekrar oda ısısına düşürüldüğünde kübik ile tetragonal fazın karışımı şeklinde bulunur. Sonuç olarak oda sıcaklığında yarı stabilize zirkonyanın yapısı çoğunlukla kübik faz, düşük oranlarda tetragonal ve monoklinik fazdan oluşur. Zirkonya normal diş hekimliği seramiğinden farklı olarak kristaller arasında cam matriks içermez<sup>63,66,67</sup>.

ZrO<sub>2</sub> Sertleştirme (Transformasyon) Mekanizması; ZrO<sub>2</sub>'e dışarıdan uygulanan kuvvetler sonucu ZrO<sub>2</sub> grenlerinin enerjisi absorbe edilmesi ve tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşerek çatlakları iyileştirmesi prosedürüdür<sup>68</sup>. Bu dönüşüme 'martensitik transformasyon' da denilmektedir<sup>69</sup>.

Gerilim stresleri, aşındırma ve yüksek kuvvetler gibi dış streslerin sebep olduğu çatlak ilerlerken, kuvvetlerin seramik grenlerinde meydana getirdiği stres, çatlak etrafındaki tetragonal taneciklerin monoklinik faza dönüşmesine sebep olmaktadır. Bu dönüşüm sonucu meydana gelen %3-5'lik hacim artışı, çatlağın başlangıcında sıkıştırıcı stresler ortaya çıkarmakta ve dış streslerin nötralize edilmesini sağlamaktadır. Böylece başlangıç aşamasında olan çatlağın ilerlemesi durdurulmaktadır. (Şekil 2.5) Bu mekanizma sayesinde ZrO<sub>2</sub> oldukça yüksek kırılma dayanımına sahiptir<sup>70</sup>.



Şekil 2.5. ZrO<sub>2</sub> içerisinde oluşan çatlak ilerlemesinin durdurulması<sup>62</sup>

### **Zirkonyum Dioksit İle Sertleştirilmiş Alumina Seramikler (ZTA):**

Tetragonal fazın oda sıcaklığında stabilizasyonu için ilave iyonların kullanılması yerine stabilizasyon; partikül boyutları, partikül morfolojisi ve lokasyonu ile sağlanmıştır. In-Ceram Zirconia bu gruba örnektir ve yitrium katyonlu tetragonal  $ZrO_2$  polikristaline (Y-TZP) göre daha düşük mekanik özelliğe sahip olmasına karşın yaşlandırma altında Y-TZP den daha iyi termal stabilizasyon sergilemekte ve düşük sıcaklık bozunmasına karşın daha büyük direnç göstermektedir<sup>71</sup>.

### **Magnezyum Katyonlu Zirkonyum Dioksit Polikristali (Mg-PSZ):**

Mg-PSZ içerisinde %8-10 MgO bulunmaktadır. Krem renginde, oldukça sert bir malzemedir. Denizir bu grupta bulunmaktadır. Porozite varlığı, gren boyutunun büyük olması sebebiyle aşınmaya sebep olması, pişirme ısısının (1680-1800°C) çok yüksek olması ve buna bağlı olarak özel fırınlar gerektirmesinden dolayı diş hekimliğinde başarılı olamamıştır<sup>71</sup>.

### **Yitrium Katyonlu Tetragonal Zirkonyum Dioksit Polikristali (Y-TZP):**

Saf  $ZrO_2$ 'e ağırlığının %2-3'ü oranında  $Y_2O_3$  eklenmesi ile elde edilir. Yarı stabilize  $ZrO_2$ 'ler içerisinde en çok tercih edilen biyomateryaldir<sup>72</sup>. Bunun sebebi yüksek dayanıklılık ve kırılma sertliği gibi üstün mekanik özelliklere sahip olmasıdır. Mekanik özelliklerinin bu derece iyi olması, kuvvetli yüklere maruz kalan posterior bölgede çok üyeli köprü olarak kullanılmasına imkân vermektedir<sup>3</sup>.

İşlem sıcaklığı,  $Y_2O_3$  içeriği ve tanecik boyutu oda sıcaklığında zirkonyayı tetragonal fazda tutan faktörlerdir<sup>63</sup>. Oda sıcaklığında tetragonal yapıda stabil Y-TZP için tanecik boyutunun 0,8  $\mu m$ 'den küçük olması gerekir<sup>73</sup>. Tanecik boyutu fazla olan Y-TZP'nin stabilitesi azdır ve dış etkene gerek olmadan tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşebilmektedir. Tanecik boyutunun 1  $\mu m$ 'den küçük olması durumunda faz değiştirme eğilimi azalmaktadır<sup>71</sup>.

Sinterizasyon sıcaklığı ve süresi de Y-TZP'nin tanecik boyutunu etkilemektedir. Yüksek sıcaklıkta uzun süre sinterizasyon daha büyük taneciklerin oluşmasına imkan verir. Sonuç olarak sinterizasyon sıcaklığı ve süresi, tanecik boyutu ve  $Y_2O_3$  içeriği malzemenin mekanik özellikleri üzerine etkilidir<sup>71</sup>.

### **2.6.1.3. Tam Stabil Zirkonyum Dioksit**

Saf  $ZrO_2$  içerisine % 7,9 CaO, %5,86 MgO, %13,75  $Y_2O_3$  ilavesi yapıldığında elde edilir. Tam stabil zirkonyada sadece kübik faz bulunur ve oda sıcaklığından 2500°C'ye kadar hiçbir faz değişimi göstermez. Stabilize zirkonya arttırılmış sertliği ve ısı değişimlerine karşı direnci sayesinde endüstride farklı amaçlar için kullanılan bir malzemedir fakat diş hekimliğinde herhangi bir kullanım alanı yoktur<sup>63,74</sup>.

## **2.6.2. Zirkonyum Dioksitin Üretim Şekillerine Göre Sınıflandırılması**

### **2.6.2.1. Sinterlenmemiş Zirkonyum Dioksit**

Yeşil zirkonya olarak da adlandırılan sinterlenmemiş  $ZrO_2$  üretim aşamasında herhangi bir sinterleme işlemine tabi tutulmadan sadece basınç altında sıkıştırılarak hazırlanmaktadır. Bloklar tebeşir kıvamdadır, bu sebeple aşındırma işlemleri oldukça kolay ve çabuk olmaktadır. Restorasyon hazırlandıktan sonra sinterizasyon işlemi yapılır<sup>74</sup>.

### **2.6.2.2. Yarı Sinterlenmiş Zirkonyum Dioksit**

'Presintered' veya 'non-HIP' zirkonya olarak da adlandırılırlar. %40 yoğunluğa sahiptirler. Y-TZP tozu üretimi esnasında blokların preslenebilmesi için içerisine ön sinterizasyon sırasında elimine olan bağlayıcı ajanlar eklenir. Basınç altında, ısı işlem olmaksızın sıkıştırılan zirkonya tozu takiben 1350 °C-1500 °C'de 2-5 saat süreyle ön sinterleme fırınına girer. Ön sinterizasyon fırınının ısıtma derecesi ve ısıtma hızı kritiktir. Isıl işlem hızlı yapılırsa bağlayıcı madde elimine olur ve yanma ürünleri zirkonya blokta çatlak oluşmasına sebep olabilir, ısıtma derecesi yüksek olduğunda ise daha pürüzlü yüzeyler oluşur. Ön sinterleme işlemi tüm bunlarla beraber bloğun sertlik ve aşındırılabilirlik özelliklerini de etkiler. Bloğun sert olması aşındırılmasını zorlaştırır<sup>74</sup>.

Yarı sinterlenmiş  $ZrO_2$  bloklar yapıyı daha sert hale getiren sinterleme işlemi tamamlanmadığı için oldukça pörlüdür ve mekanik özellikleri zayıftır. Tam sinterizasyon sırasında oluşan ortalama %25'lik büzülme gerçekleşmediği için yapılan tasarımlar final restorasyon boyutlarından daha büyük hazırlanırlar. Hazırlanan zirkonya 1350°C-1500°C'lik fırında tamamen fırınlanır ve sinterizasyon işlemi bittikten sonra pörlü yapısını kaybederek daha yoğun ve dayanıklı hale gelir.

Renklendirme işlemleri sinterizasyondan sonra seryum, bizmut ya da demir içerikli solüsyonların içerisinde bekletilme ile ya da renklendirici metal oksitler zirkonya bloklar preslenirken yapı içerisine katılarak en baştan yapılır<sup>74</sup>.

### **2.6.2.3. Tam Sinterlenmiş Zirkonyum Dioksit**

HIP zirkonya olarak da adlandırılır. HIP (Sıcak İzostatik Presleme); Seramik sanayiinde kullanılan bir sinterleme tekniğidir. Malzemenin yoğunluğunu artırmak için yüksek sıcaklık ve basınç kullanılır<sup>63</sup>.

Tam sinterlenmiş blokların elde edilmesinde zirkonya önce 1500°C'de fırınlanır ve %95 yoğunluğa ulaşır. Ardından partikül yoğunluğunu artırmak amacıyla 1000 bar basınç altında 1400°C-1500°C arasında izostatik bir ortamda genellikle argon gazı kullanılarak ısıtılır<sup>4</sup>. Bu işlem sonunda zirkonya gri-siyah bir renk alır. Daha sonra oksitlenip beyazlaşınca kadar atmosfer basıncı altında sinterleme işlemi devam eder. Sinterleme işleminin sonunda %99 yoğunluğa sahip olur.

HIP blokların sinterleme işlemleri tamamlandığı için daha sonra boyutsal değişiklik göstermezler. Bu yüzden restorasyon tasarımı yarı sinterlenmiş zirkonyada olduğu gibi daha hacimli değil, gerçek boyutlarda hazırlanır. HIP zirkonya oldukça sert olduğundan aşındırma işlemleri özel ekipmanlar gerektirir ve uzun sürer<sup>74</sup>.

Aşındırma işlemi sırasında kullanılan frezlerin özelliği zirkonyanın yapısını etkilemektedir. Zirkonyanın şekillendirilmesi sırasında yapılan aşındırma işlemleri yüzey tabakalarında tetragonal-monoklinik faz değişimine sebep olmaktadır. Bu sebeple HIP zirkonya ile üretilen restorasyonlarda zirkonya yüzeyi fazla miktarda monoklinik faz içerir. Bu durum zirkonya yüzeyinde mikro çatlakların oluşmasına, düşük ısıda bozulmalara sebep olur<sup>75</sup>.

### **2.7. Zirkonya Alt Yapı – Üst Yapı Porselen Bağlantısı**

ZrO<sub>2</sub>, yapısını oluşturan yoğun kristalin faz sebebiyle oldukça opak bir görünüme sahiptir. Doğal dişe yakın bir translusentlik kazandırılması tek başlarına kullanıldıklarında mümkün değildir. İdeal estetik sağlanması amacıyla diğer tam seramik sistemler gibi zirkonya da alt yapı malzemesi olarak kullanılarak uygun üst yapı porselenleri ile kaplanmaktadır<sup>5,18,27,76</sup>.

ZrO<sub>2</sub> üzeri porselen restorasyonlar gibi iki fazlı bir yapının stres dağılımı, tek fazlı bir yapının stres dağılımından çok daha karmaşıktır. İki farklı malzemeden oluşan bu tam seramik sistemlerin direnci, kuvvetlere en dayanıksız bölgelerin sağlamlığı ile orantılıdır. Tam seramik sistemlerde bu en zayıf nokta en yüksek gerilim streslerinin veya en fazla yüzey kusurlarının bulunduğu alt yapı-üst yapı porseleni bağlantı ara yüzeyi ya da üst yapı porseleninin kendisidir<sup>6,7</sup>. Bu bilgiyi desteklercesine ZrO<sub>2</sub> alt yapılı tam seramik sistemlerin en sık görülen klinik başarısızlığı; kor yapıdan üst yapı seramiğin bir kısmının veya tamamının tabakalar halinde ayrılmasıdır<sup>6,7,8</sup>. Yapılan literatür taramasında; zirkonya bazlı seramiklerde en sık karşılaşılan sorunların üst yapı porseleninin delaminasyonu ve minör ufalanmaları olduğunu, ufalanma oranının 24 aylık takipte %15, 31 aylık takipte %25, 36. ayda %8 ve 38. ayda %13 olduğu belirtilmiştir<sup>11,12</sup>. Bu başarısızlık oranı metal destekli seramik restorasyonlar için 10 ile 15 yıllık periyotlarda %2.7 ile %5.5 olarak kaydedilmiştir<sup>13,14</sup>.

Zirkonyanın klinik kullanımında başarı sağlanması için anahtar rolün zirkonya-üst yapı porseleni bağlantısı olduğu anlaşıldıktan sonra, araştırmacılar bağlantı mekanizmasını anlamak ve geliştirmek adına bir çok çalışma yapmıştır<sup>6,7,8,79,80</sup>. Yapılan çalışmalarda; restorasyonun düzensiz tabaka kalınlıkları, alt yapı tasarımının yanlış olması, alt yapının bitim yüzeyi ve mekanik tutuculuğu, alt yapı ve üst yapı arasında defekt oluşumu, zirkonya alt yapı ile üst yapı porseleninin ısıl genleşme katsayısı uyumu, üst yapının hacimsel büzülmesi, akışkanlık ve ıslanabilirlik, malzemelerin elastisite modüllerinin ve diğer mekanik özelliklerinin uyumlu olması gibi faktörlerin bağlantı kuvvetini etkilediği düşünülmüştür<sup>4,5,9,10</sup>. Bağlantıya etki eden bu faktörler bilinmesine rağmen bağlanma mekanizması tam olarak açıklanamamıştır<sup>8,81</sup>.

ZrO<sub>2</sub> ve porselen arasındaki mekanik bağlantıyı artırmak amacıyla; Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlama, liner uygulanması, düşük grenli frezlerle yüzey pürüzlendirmesi, methanolde bekletme, tribokimyasal silika kaplama, farklı asitlerle mikropürüzlendirme, Erbiyum: itriyum-aluminum-garnet (Er:YAG ) lazer ışınlarının uygulanması, Neodmiyum: itriyum-aluminum-garnet (Nd:YAG) lazer ışınlarının [SEP]uygulanması [SEP]gibi yöntemler araştırılmıştır<sup>82,83,84,85</sup>.

## 2.8. Isıl Çevirim (Termal Siklus)

Laboratuvar çalışmalarında klinik çalışmalara uygunluk sağlanabilmesi adına,

ağız içinde yemek yeme, sıvı tüketimi, nefes alma gibi olaylardan doğan ısı değişikliklerinin hazırlanan örnekler üzerine uygulanması gerekmektedir. Isısal çevrim işleminde amaçlanan ağız ortamındaki ısıl değişiklikleri taklit etmektir. Bu amaçla örnekler farklı ısı derecelerinde olan banyolarda belirli sürelerde tutulurlar ve bu işlem çok kere tekrar edilir. Isısal çevrim işlemindeki ısı ve devir sayısı restorasyonun doğal ortamda karşılaşılabileceği ısı değişiklikleri ile doğrudan ilişkilidir. Dental malzemelerin klinik kullanımlarını taklit etmek için yapılan ısısal çevrim çalışmalarında standart bir işlem sayısı ve ısı aralığı yoktur<sup>86</sup>.

Ağız ortamında oluşabilecek maksimum ve minimum sıcaklık değerleri için net bir aralık verilememektedir. Araştırmacılar genel olarak ısısal çevrim çalışmalarında ısı aralığının alt limiti olarak suyun donma derecesine, üst limit olarak suyun buharlaşma derecesinin yarısına yakın değerler kullanılmaktadır<sup>87,88</sup>. Trieste’de yapılan ISO/TC 106 toplantısı sonucu ortaya çıkan teknik raporda, bağlantı direnci araştırmasında kullanılan örnekler, 5°C ve 55°C arasında, tanklara daldırma süresi 20 sn ve tanklar arası aktarma süresi 5-10 sn olacak şekilde, 500 döngü uygulanması önerilmiştir<sup>89</sup>. Sonrasında Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) bu uygulama yöntemini resmi olarak kabul etmiştir<sup>90</sup>.

Yaklaşık olarak günde 20-50 adet benzer çevrimin ağız içinde meydana geldiği düşünülürse 10000 döngü, malzemenin ağız içerisinde 1 yıllık kullanımına denk gelmektedir<sup>91</sup>.

## **2.9. Bağlanma Dayanım Testleri**

İki malzemenin birbirine veya malzemelerin diş dokularına bağlanma dayanımlarını ölçerken kullanılan bir çok test yöntemi vardır. Bağlanma dayanım çalışmalarında kullanılacak olan test yöntemleri; kolay uygulanabilir, teknik hassasiyet gerektirmeyen, hızlı sonuç alınan yöntemler olmalıdırlar<sup>92,93</sup>.

Laboratuvar testlerinin klinik testlere göre en büyük avantajı araştırılmak istenen spesifik parametre ile ilgili kolayca bilgi sahibi olunabilmesidir. Diğer tüm değişkenler kolayca sabitlenip araştırılan parametre değiştirilerek etkisi kolayca ölçülebilir. Test edilen eski/yeni malzeme veya teknik, mevcut altın standart ile direkt kıyaslanabilir. Birden fazla deney grubu aynı çalışmada, çok pahalı olmayan test protokolleri ve enstrümanlarıyla değerlendirilebilir<sup>92</sup>.

Üst yapı seramiğinin alt yapıya bağlanma dayanım değerini ölçmek için makaslama, çekme ve mikroçekme bağlanma dayanım testleri önerilmektedir<sup>94,80</sup>. Testler; örneklerin bağlanma yüzey alanı çapı 3-6 mm (7-28 mm<sup>2</sup> yüzey alanı) ise makro test, daha küçük ise mikro test olarak adlandırılırlar<sup>92,95</sup>.

### 2.9.1. Makaslama Testi

Bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde en çok kullanılan yöntem olan makaslama testi; iki farklı malzemedden oluşan örnekler arasındaki bağlantıda ayrılma meydana gelene kadar bağlantıya en yakın noktaya, bağlantı yüzeyine paralel yönde kuvvet uygulanan bir laboratuvar test yöntemidir. Makaslama bağlanma dayanım değeri, ayrılmanın meydana geldiği kuvvet değerinin bağlantı yüzey alanına bölünmesi ile elde edilir<sup>6,78,81</sup>.

$$\text{Makaslama dayanımı(MPa)} = \text{Kuvvet(N)} / \text{Yüzey alanı(mm}^2\text{)}$$

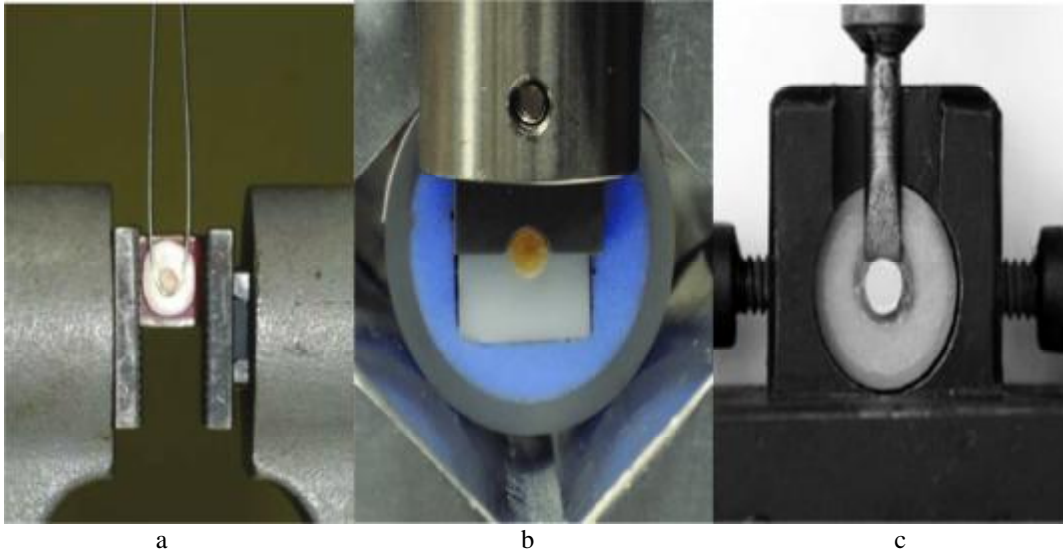
Örneklerin hazırlanmasındaki ve testin yapılmasındaki kolaylık, teknik hassasiyet gerekliliğinin mikrottestlerdeki kadar kritik olmaması, gerektiğinde testin kolay bir şekilde tekrar edilebilmesi ve hızlı uygulanabilen bir test yöntemi olması en çok tercih edilen metot olmasının sebeplerindedir<sup>78,96</sup>. Tüm bunların yanında; bağlanma alanının genişliği, örnekleri saklama koşulları ve yaşlandırma işlemleri, testi yaparken kullanılan bıçak tasarımları, kullanılan çapraz kafa hızı gibi parametreler testin hassasiyetini etkiler<sup>97</sup>.

1994 yılında yayınlanan Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (ISO) 11405 dokümanterinde; makaslama testlerindeki ideal çapraz kafa hız aralığı 0,45-1,05 mm/dk olarak bildirilirken; ISO 11405 (2003) dokümanterinde, test için önerilen standart yaklaşma hızı  $0,75 \pm 0,30$  mm/dk olarak belirtilmiştir<sup>98</sup>. Daha yüksek değerlerdeki hızların anormal stres dağılımına sebep olduğu, test sırasında bağlanma yüzeyinde değil de malzemelerin kendi içerisinde koheziv kırıklara neden olduğu ifade edilmiştir. Yüksek hızlarda, düşük adeziv başarısızlık verilerinin makaslama testlerini bağlanma dayanımı değerlendirilmesinde düşük hassasiyete bağlı bir test yöntemi haline getirmektedir<sup>99</sup>.

ISO/TS 11405; bağlanma yüzey alanıyla ilgili kesin bir değer vermemekle birlikte, örnek hazırlarken kullanılan delikli kalıbın çapının 3 mm olması gerektiğiyle ilgili bir kısıtlama getirmiştir.<sup>98</sup>



Kuvvetin uygulanacağı bıçağın tasarımı test hassasiyetini etkileyen bir diğer parametredir. Oldukça fazla uç tasarımı mevcuttur. Bunlardan en çok kullanılanlar; tel ilmek uç, çentikli çubuk uç ve bıçak sırtı keskidir<sup>95</sup>. (Şekil 2.6.) Yapılan sonlu elemanlar analizlerinde bıçak sırtı keski ile iletilen kuvvet, uygulandığı noktada yoğun stresler oluştururken tel ilmek ve çentikli çubuk uç ile uygulanan kuvvet bağlantı bölgesinde daha eşit bir dağılım göstermektedir<sup>100</sup>.



Şekil 2.6. Makaslama bağlanma dayanım testlerinde kuvvet iletmek için kullanılan uç tasarımları; tel ilmek uç (a), çentikli çubuk uç (b), bıçak sırtı keski uç (c)

Test hassasiyetini etkileyen faktörler olmasına karşın oldukça kolay uygulanan ve hızlı sonuçlar veren makaslama testinin literatürde en çok kullanılan bağlanma dayanım testi olduğu rapor edilmiştir<sup>79,80,94</sup>.

### 2.9.2. Çekme Testi

Çekme testlerinde bağlantı, malzemeye doksan derecelik açı ile seyreden bir kuvvet ile test edilir. Malzemeler bağlanma yüzeylerinden ayrılana kadar bu kuvvet uygulanır<sup>101</sup>. Ayrılmanın gerçekleştiği andaki kuvvet kaydedilir, yüzey alanına bölünerek çekme bağlanma dayanım değeri elde edilir<sup>102,103</sup>.

Çekme testleri daha çok adeziv malzemelerin (siman, kompozit vb.) dış dokusuna bağlantısının değerlendirilmesinde kullanılırlar. Çünkü bir çok yapıştırıcı ajan

fazlasıyla kırılma ve çekme kuvvetlerine karşı zayıftır<sup>5</sup>. Çekme testlerindeki temel problem; malzemelerin yapıştırılması ve testin uygulanması esnasında düzgün olmayan arayüz geometrisine bağlı olarak oluşabilecek stres konsantrasyonlarını önleyebilmek için test aparatının konumunun korunmasıdır<sup>101</sup>.

### **2.9.3. Mikro Çekme Testi**

Çekme testi gibi, adeziv malzemelerin dış dokusuna bağlantısının değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Mikro çekme test yönteminde hazırlanan test örneklerinden ince kesitler alınması gerekmektedir<sup>104</sup>. Örnekler elde veya özel aparatlar kullanarak çubuk, halter veya kum saati şeklinde hazırlanırlar ve örneklere çekme kuvveti uygulanarak testler yapılır<sup>105</sup>.

Bağlantı yüzey alanının küçük olması, yükleme esnasında bağlanma yüzeyinde daha eşit stres dağılımını sağlamaktadır. Bunun yanında bağlanma dayanımını etkileyecek bir çatlak veya pürüzün varlığı olasılığını düşürmektedir. Dolayısı ile makro çekme testine kıyasla daha doğru veriler sağladığı düşünülmektedir<sup>106</sup>. Geçerli ve güvenilir bir test yöntemi olmasına karşın örnek hazırlaması oldukça hassasiyet gerektirir, örnek boyutları çok küçük olduğundan su kaybı daha hızlı olmaktadır ve örneklerin hazırlanması uzun zaman ve fazla ekipman gerektirir<sup>104</sup>.

### **2.10. Taramalı Elektron Mikroskobu(TEM) İncelemesi**

Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM), sıvı olmayan örneklerin mikro yapılarını incelemek amacıyla kullanılan bir değerlendirme yöntemidir. Temel prensip, elektromanyetik lenslerle inceltiren birincil elektron demeti ile örnek yüzeyinin taranmasıdır<sup>107,108</sup>. Yüzey değerlendirmeleri için örnek üzerine gönderilen hızlandırılmış elektronlar örneğe çarparak saçılırlar. Elektron akışının sürekliliğinin sağlanması amacıyla incelenecek örnek yüzeyinin iletken olması gerekmektedir. Bu sebeple iletken olmayan örnekler son olarak 20 - 1000 nm kalınlıkta Altın(Au) veya Platin(Pt) ile kaplanmaktadır<sup>109,110,111</sup>.

Tarama işlemi sırasında birincil elektron demeti örnek yüzeyindeki elektronlarla etkileşime geçer ve bu elektronların çevreye saçılmasına sebep olur. Yüzeyin başka bir noktasından yayılan ikincil elektronların algılayıcılar tarafından toplanmasıyla yüzeyin bileşenleri, yapısı ve topografisi hakkında bilgi sahibi olunur<sup>112</sup>. Algılayıcıya ulaşan

elektron sayısı ne kadar çok olursa o bölgenin görüntüsü o kadar parlak, ne kadar az olursa bölgenin görüntüsü o kadar karanlık olur. Bu şekilde örnek yüzey topografisi gri tonlarda kaydedilmiş olur.<sup>113</sup>



### 3. GEREÇ ve YÖNTEM

#### 3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması

Çalışmamızda; makaslama bağlanma dayanım testleri yapılırken kullanılan bıçak sırtı keski, tel ilmek uç ve çentikli çubuk uç tasarımlarının; zirkonyum dioksit alt yapı ve üst yapı porseleninin bağlanma dayanım değerleri üzerine etkisi araştırılmış ve farklı marka zirkonyum dioksit alt yapılar ile kendi üst yapı porselenleri arasındaki bağlanma dayanım değerleri kıyaslanmıştır. Kontrol grubu olarak metal alt yapı ve uygun olan üst yapı porseleni kullanılmıştır. Çalışmamızda kullanılan malzemelerin tamamı Çizelge 3.1.'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan malzemeler

Malzeme	Üretici Firma
ZirkonZahn Translucent Zirconia Blank	Zirkonzahn, Ahrntal, İtalya
ZirkonZahn ICE Porcelain	Zirkonzahn, Ahrntal, İtalya
Upcera Super Translucent Zirconia Blank	Upcera, Shenzhen, Çin
Cerabien ZR Porcelain	Kuraray, Tokyo, Japonya
Rainbow Trans Zirconia Blank	Rainbow, Seoul, Kore
Rainbow Porcelain	Rainbow, Seoul, Kore
EOS CobaltChrome SP2	EOS, Münih, Almanya
GC Initial Powder Opaque	GC, Leuven, Belçika
GC Initial Porcelain	GC, Leuven, Belçika

Tüm test grupları (n:10) ve kontrol grubu (n:10) 3 alt gruba ayrıldı. Her alt gruptaki örnekler üç farklı bıçak uçları ile kırılarak bağlanma dayanım değerleri hesaplandı. (Çizelge 3.2.)

**Çizelge 3.2.** Çalışmadaki deney grupları

<b>Bıçak tasarımı</b>	<b>Alt yapı - üst yapı</b>	<b>Grup adı</b>
Tel ilmek (Tİ)	ZirkonZahn Translucent-ICE Ceram Porcelain	T-Z (n=10)
	Upcera ST Block-CZR Porcelain	T-U (n=10)
	Rainbow Trans-Rainbow Porcelain	T-R (n=10)
	Kontrol grubu (EOS CobaltChrome SP2- GC Initial Porcelain)	T-K (n=10)
Çentikli çubuk uç (ÇÇ)	ZirkonZahn Translucent-ICE Ceram Porcelain	Ç-Z (n=10)
	Upcera ST Block-CZR Porcelain	Ç-U (n=10)
	Rainbow Trans-Rainbow Porcelain	Ç-R (n=10)
	Kontrol grubu (EOS CobaltChrome SP2- GC Initial Porcelain)	Ç-K (n=10)
Bıçak sırtı keski (BSK)	ZirkonZahn Translucent-ICE Ceram Porcelain	B-Z (n=10)
	Upcera ST Block-CZR Porcelain	B-U (n=10)
	Rainbow Trans-Rainbow Porcelain	B-R (n=10)
	Kontrol grubu (EOS CobaltChrome SP2- GC Initial Porcelain)	B-K (n=10)

### **3.2. Çalışmamızda Kullanılan Alt Yapıların Üretilmesi**

Sinterlenmemiş zirkonya alt yapılar sinterleme sonrası büzülme göz önüne alınarak boyutsal olarak daha büyük olacak şekilde, creo parametric programında tasarlandı. Yapılan tasarım STL (Stereolitografi) formatına çevrilerek zirkonya disklerden kazıma cihazında (YENA D-30, Yenadent, Vierzon France) üretildi. Sinterlenmemiş zirkonya alt yapılar firma önerilerine uygun olarak elmas frezle bloktan kesildi, tungsten karbid frezle çıkıntılar düzeltildi. Zirkonya alt yapılara renklendirme işlemi yapılmadı. Tamamı sinterlenmemiş olarak üretilen alt yapıların her biri, üretici firmaların önerdiği sinterlenme talimatlarına uygun olarak zirkonya sinter fırınında (Protherm, Ankara, Türkiye) sinterlenerek final boyutlarına (13x5x5,4 mm) getirildi.

**Çizelge 3.3.** Çalışmada kullanılan zirkonya esaslı alt yapıların sinterlenme dereceleri ve süreleri

	ZirkonZahn	Upcera	Rainbow
Sinterlenme dereceleri	1500 °C	1480 °C	1550 °C
Sinterlenme süreleri	16 saat	6,5 saat	10 saat

**Çizelge 3.4.** Çalışmada kullanılan zirkonya esaslı alt yapıların özellikleri

	ZirkonZahn	Upcera	Rainbow
Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	4-6 %	5.2 %	4-6 %
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	<1 %	<0,5 %	<1 %
Diğer oksitler	<0,1 %	<0,2 %	<4 %
Yoğunluk	Yaklaşık 0,6 %	6,08 %	-
Bükülme Dayanımı	1200-1400 MPa	1200 MPa	1150 MPa
Isısal Genleşme Katsayısı (IGK)	Yaklaşık 10x10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup>	10,5x10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup>	10x10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup>

Kontrol grubunu oluşturan Cr-Co alt yapılar lazer sinterizasyon yöntemi ile üretildi (Concept Laser Mlab cusing 200R, GE Additive Company, Paris, Fransa). Alt yapılar final boyutlarında creo parametric programında tasarlandı, STL formatına dönüştürülerek üretimi yapıldı. Üretilen metal alt yapılar üzerindeki metal tijler kesilerek birbirinden ayrıldı.



(a) (b)  
Şekil 3.1. Zirkonya kazıma cihazı(a), zirkonya sinter fırını(b)

### 3.3. Çalışmamızda Kullanılan Üst Yapı Porselenleri

Çalışmamızda her marka zirkonya alt yapı için önerilen üst yapı porseleni ve metal destekli porselen için uygun üst yapı porseleni kullanıldı (Çizelge 3.5).

Çizelge 3.5. Çalışmada kullanılan zirkonya alt yapılara uygun üst yapı porselenleri ve üst yapı porselenlerinin IGK değerleri

Alt yapı	Üst yapı porseleni	IGK
ZirkonZahn ICE Zirconia Translucent	ICE Zirconia Porcelain	$9,6 \times 10^{-6} K^{-1}$
Upcera Super Translucent Zirconia	CZR (Cerabien ZR) Porcelain	$9,1 \times 10^{-6} K^{-1}$
Rainbow Trans Zirconia	Rainbow Pcelain	$9,3 \times 10^{-6} K^{-1}$

### 3.4. DeneY Örneklerinin Hazırlanması

Boyutları 13x5x5,4 mm olan zirkonya esaslı örnekler standart bir yüzey oluşturabilmek için 320, 500, 1000, 1600 gritlik aşındırıcı içeren aşındırma kağıtları (Struers, Copenhagen, Denmark) kullanılarak aşındırma cihazında (Exakt 300 CP,

EXACT Technologies, Oklahoma, ABD) 15 sn süreyle su altında zımparalandı. Daha sonra yüzey pürüzlülüğünün ve bağlanma kuvvetinin artırılması amacıyla tüm örnekler uygulanan kumlama işlemi, kalem uçlu kumlama cihazıyla (Sel-Wax, AR-GE Dental, Ankara, Türkiye), firma önerilerini takiben uygulandı. ZirkonZahn örnekler 50  $\mu\text{m}$   $\text{Al}_2\text{O}_3$  partikülleri ile 4 bar basınç altında, Upcera ve Rainbow örnekler 50  $\mu\text{m}$   $\text{Al}_2\text{O}_3$  partikülleri ile 2,5 bar basınç altında 10 mm uzaklıktan 15 saniye süre ile kumlama işlemine tabi tutuldu.



Şekil 3.2. Aşındırma cihazı



Şekil 3.3. Kumlama cihazı

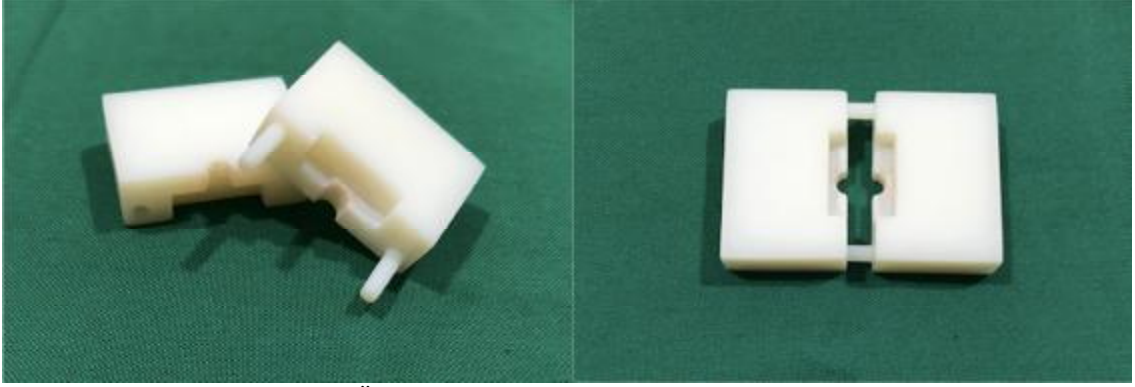


Her üst yapı porseleninin liner ve dentin tabakaları, firma talimatlarına uygun olarak ve belirtilen fırınlama derecelerinde (Çizelge 3.6.) programlanabilen vakumlu porselen fırınında (Programat P300 G2, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) pişirildi.

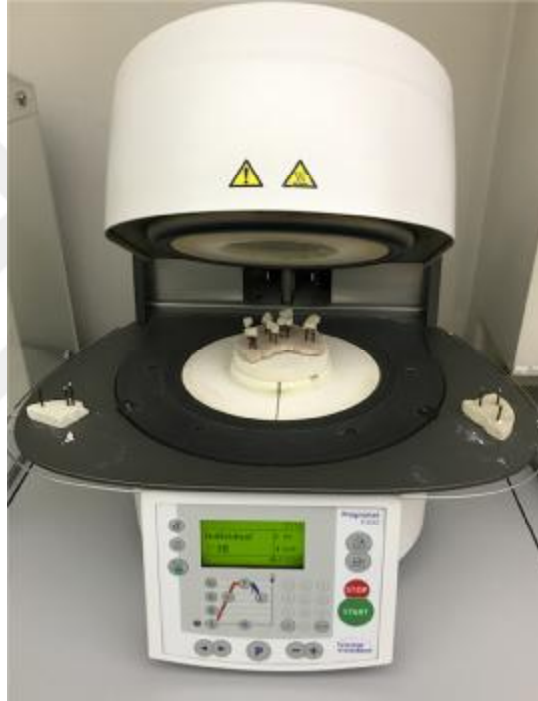
**Çizelge 3.6.** Uygulanan liner ve porselenlerin fırınlama programları B: Hazırlık ısı, S: Ön kurutma süresi, T: Pişirme derecesi, H: Pişirme derecesinde durma süresi, t: Porselen fırın ısısının bir dakikada yükselme derecesi, V1: Vakumlamanın başladığı ısı, V2: Vakumlamanın bittiği ısı

Seramik	B(°C)	S(dk)	T(°C)	H(dk)	t(°C)	V <sub>1</sub> (°C)	V <sub>2</sub> (°C)
ZirkonZahn Wash	400	2	920	2	55	400	920
ZirkonZahn ICE	400	2	820	2	55	400	820
<b>Ceram</b>							
CZR Porcelain Liner	600	7	940	1	45	600	940
CZR Porcelain	600	7	930	1	45	600	930
Rainbow Porcelain Liner	500	8	930	1	45	500	930
Rainbow Porcelain	500	8	910	1	45	500	910
GC Initial Powder Opaque	600	2	960	1	80	600	960
GC Initial Porcelain	580	6	890	1	55	580	890

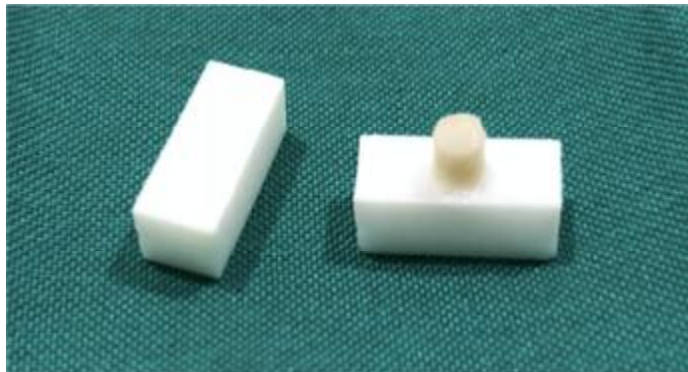
Alt yapılar üzerine porselen uygulaması için özel kalıp tasarımı AutoCAD programında yapılarak 3D printer ile yüzey pürüzlülüğü az, deforme olmayan termoplastik malzemedan (Vero White Plus, Suwanee, ABD) üretildi. Porselenin fırınlama sonrası büzülmesi göz önüne alınarak kalıbın içerisindeki porselen boşluğu %20 daha büyük olacak şekilde tasarlandı. Zirkonya örnekler hazırlanan kalıbın alt kısmındaki boşluğa oturtularak kalıp kilitlendi, alt yapı üzerine uygulanacak olan liner ve üst yapı porseleni aynı teknisyen tarafından uygulandıktan sonra kalıbın kilidi açıldı.



Şekil 3.4. Örneklerin hazırlanması için üretilen özel kalıplar



Şekil 3.5. Porselen fırını



Şekil 3.6. Zirkonya alt yapı ve üzerine üst yapı porseleni yığılmış bir örnek

### 3.5. Isısal Çevirim Uygulaması

Örnekler hazırlandıktan sonra 24 saat süreyle 37°C distile suda bekletildi ve Ç.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında bulunan ısısal çevirim cihazına (Nüve Sanayi Malzemeleri ST 402/BD 402 Su Banyosu, Ankara, Türkiye) yerleştirildi. Örnekler , 5-55°C sıcaklık değişimleri arasında, banyoda kalma süresi 20 sn, banyolar arası geçiş süreleri 10 sn olan cihazda 3000 devirlik yaşlandırma işlemine tabi tutuldu. Isısal çevirim uygulamasından sonra örnekler makaslama testi için hazır duruma geldi.



Şekil 3.7. Isısal çevirim cihazı

### 3.6. Makaslama Testinin Yapılması

Isısal çevrimin ardından tüm örnekler su ile yıkanıp hava ile kurutulduktan sonra Ç.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında bulunan evrensel test cihazında (Testometric, Lancashire, İngiltere) makaslama testine alındı. Örnekler, akril bloklar aracılığıyla cihazın alt tutucusuna sabitlendi. Test cihazının üst tutucusuna her alt gruptaki onar örnek için sırası ile tel ilmek uç, çentikli çubuk uç ve bıçak sırtı keski yerleştirilerek testler yapıldı.



Şekil 3.8. Testlerin yapıldığı evrensel test cihazı

Cihazın kuvvet uygulama hızı dakikada 0,5 mm'ye ayarlandı. Ayrılmanın gerçekleştiği andaki kuvvet değeri Newton cinsinden otomatik kaydedildi. Test, bilgisayar ekranında gerilim ve yüzde uzama grafiği olarak izlendi. Ayrılma gerçekleştiğinde test otomatik olarak bilgisayar tarafından durduruldu. Sonuçlar Kuvvet/Alan ( $N/mm^2$ ) formülüne göre MPa olarak hesaplandı. Test cihazında uygulanan testten elde edilen veriler kaydedildi.



Şekil 3.9.Çalışmada kullanılan bıçak tasarımları; tel ilmek uç, çentikli çubuk uç, bıçak sırtı keski



Şekil 3.10. Örnekler test cihazında kırılırken

### 3.7. Ara Yüzey Başarısızlığının İncelenmesi

Makaslama testi uygulanan örneklerden, alt yapılardan kopma yüzeylerinin incelenmesi için Ç.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarındaki ışık mikroskopunda (Beuehler IndentaMet™ 1100, Lake Bluff, Illionois, ABD) görüntüler alındı. Kopma tipleri;

Tip 1: Adeziv kopma (üst yapı porselenin alt yapıdan ayrılması)

Tip 2: Koheziv kopma (üst yapı porselenin kendi içinden ayrılması)

Tip 3: Karma tip kopma (adeziv ve koheziv ayrılmanın bir arada görülmesi) şeklinde kaydedildi.

### 3.8. Kopma Yüzeylerinin Taramalı Elektron Mikroskopunda (TEM) İncelenmesi

Çalışmamızda her gruptan rastgele seçilen birer adet toplamda on iki adet örneğin yüzeyleri altın ile kaplandı (Quorum Q150R ES, Quorum Technologies, East Sussex, United Kingdom) ve Çukurova Üniversitesi Merkez Araştırma Laboratuvarında bulunan elektron mikroskobu (FEI Quanta FEG 650, Oregon, ABD) ile farklı büyütmelelerde incelendi.



(a) (b)  
Şekil 3.11. Altın kaplama cihazı(a), taramalı elektron mikroskobu(b)

### 3.9. İstatiksel Analiz

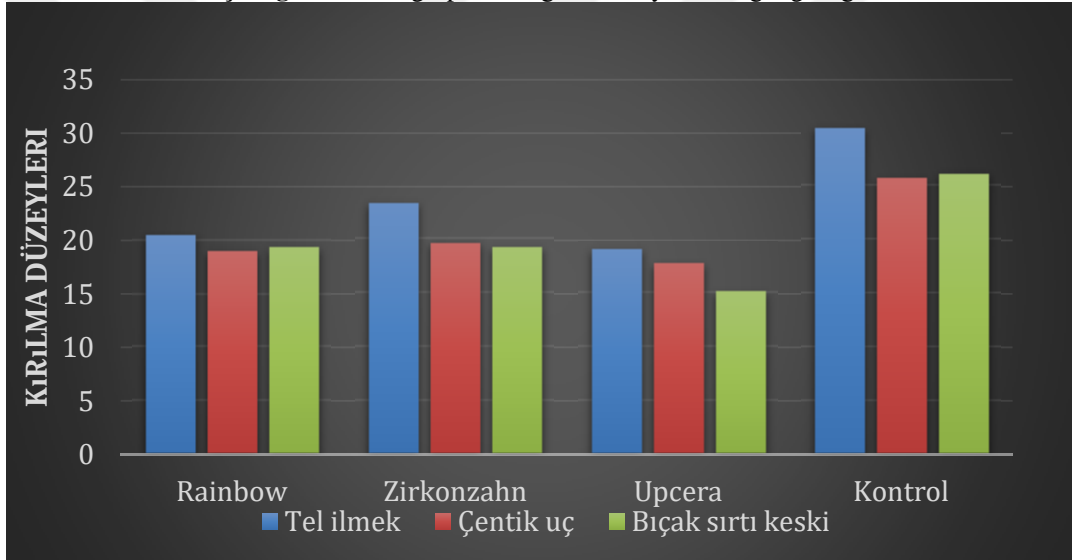
Verilerin analizi IBM SPSS Statistics 17.0 (IBM Corporation, Armonk, NY, USA) paket programında yapıldı. Test yöntemleri sabit tutulduğunda malzemeler arasında kırılma düzeyleri açısından farkın önemliliği Kruskal Wallis testiyle incelendi. Mevcut çalışmanın Tip I hata düzeyini kontrol altına alabilmek için yapılan tüm çoklu karşılaştırmalarda Bonferroni Düzeltmesi uygulandı. Bonferroni Düzeltmesine göre  $p < 0,0167$  için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Kruskal Wallis test istatistiği sonuçlarının önemli bulunduğu durumlarda ise Conover'ın çoklu karşılaştırma testi kullanılarak farka neden olan grup(lar) tespit edildi. Kırılma değerlerinin dağılımının normale yakın olup olmadığı Kolmogorov-Smirnov testiyle varyansların homojenliği ise Levene testiyle araştırıldı.

## 4. BULGULAR

Çalışmamızda kullanılan 4 alt grubun makaslama bağlanma dayanımları (MBD); tel ilmek (Tİ) uç, çentikli çubuk (ÇÇ) uç ve bıçak sırtı keski (BSK) bıçak tasarımları ile değerlendirilmiştir. Örneklerin MBD değerleri hesaplanmış, örnekler ara yüz başarısızlıkları ve TEM analizleri ile incelenmiştir

### 4.1. Makaslama Bağlanma Dayanım Değeri Bulguları

Çizelge 4.1. Tüm grupların bağlanma dayanım değer grafiği



Çizelge 4.2. Malzemelere ve test yöntemlerine göre kırılma değerleri

	Rainbow	Zirkonzahn	Upcera	Kontrol	p-değeri †
<b>Tİ</b>	20,45 (7,18) <sup>A</sup>	23,35 (4,93) <sup>B,C</sup>	19,10 (1,82) <sup>B,D</sup>	30,40 (3,32) <sup>A,C,D,a,b</sup>	<b>&lt;0,001</b>
<b>ÇÇ</b>	18,95 (3,35) <sup>A</sup>	19,70 (2,65) <sup>C</sup>	17,75 (5,73) <sup>D</sup>	25,70 (7,00) <sup>A,C,D,a</sup>	<b>&lt;0,000</b>
<b>BSK</b>	19,25 (2,55) <sup>A</sup>	19,25 (6,82) <sup>C</sup>	15,10 (6,67) <sup>D</sup>	26,15 (2,55) <sup>A,C,D,b</sup>	<b>&lt;0,001</b>
<b>p-değeri ‡</b>	0,551	0,032	0,418	<b>0,010</b>	

Veriler; medyan (çeyrekler arası dağılım genişliği) biçiminde gösterildi, † Test yöntemleri sabit tutulduğunda malzemeler arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre  $p < 0,0167$  için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. ‡ Malzemeler sabit tutulduğunda test yöntemleri arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre  $p < 0,0125$  için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, A: Rainbow grubu ile kontrol grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,001$ ), B: Zirkonzahn grubu ile Upcera grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p = 0,003$ ), C: Zirkonzahn grubu ile kontrol grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,01$ ), D: Upcera grubu ile kontrol grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,001$ ), a: Tİ grubu ile ÇÇ grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,001$ ), b: Tİ grubu ile BSK grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,001$ ).

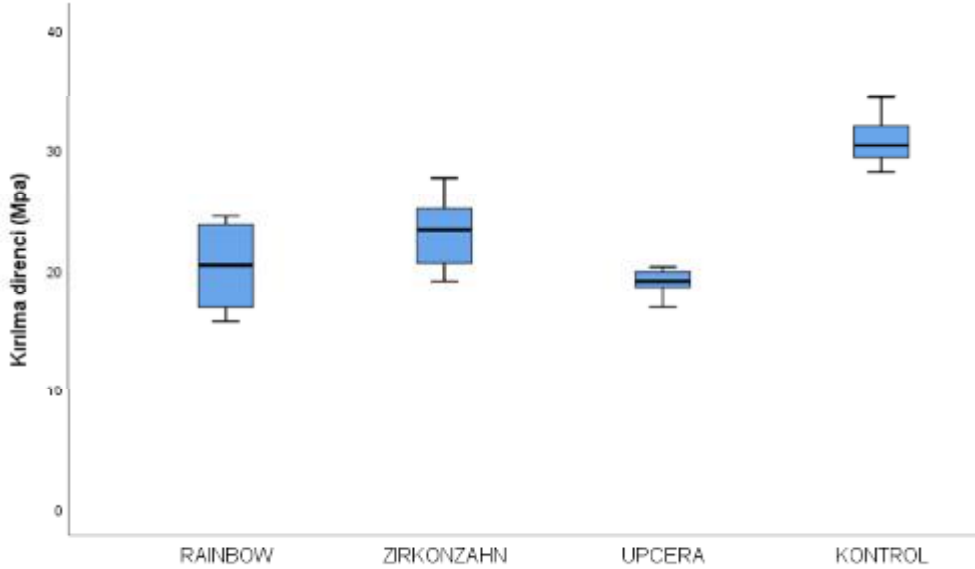


Tİ bıçak tasarımı ile MBD testleri yapılan örnekler içerisinde malzemeler arasında kırılma düzeyleri yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark olup ( $p < 0,001$ ), söz konusu farka neden olan durum kontrol grubuna göre sırasıyla; Rainbow, Zirkonzahn ve Upcera gruplarının kırılma düzeylerinin daha düşük saptanmış olması idi ( $p < 0,001$ ;  $p = 0,002$  ve  $p < 0,001$ ). Ayrıca, Zirkonzahn grubuna göre Upcera grubunun da kırılma düzeyi istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşüktü ( $p = 0,003$ ).

**Çizelge 4.3.** Tİ grubundan elde edilen tanımlayıcı istatistiksel makaslama bağlanma dayanım değerleri

	n	Ort.	Std. Sapma	Medyan	ÇAG	Min.	Maks.
<b>Rainbow</b>	10	20,21	3,28	20,45	7,18	15,70	24,50
<b>Zirkonzahn</b>	10	23,02	2,87	23,35	4,93	19,10	27,70
<b>Upcera</b>	10	18,95	2,32	19,10	1,83	14,10	23,10
<b>Kontrol</b>	10	30,34	3,20	30,40	3,33	23,00	34,40

**Çizelge 4.4.** Tİ uç grubundan elde edilen makaslama bağlanma dayanım değer grafiği

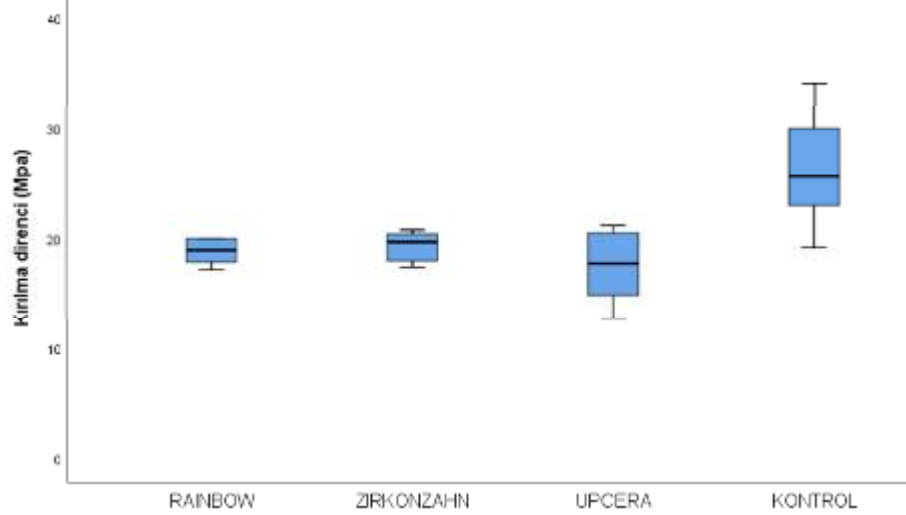


ÇÇ bıçak tasarımı ile MBD testleri yapılan örnekler içerisinde de malzemeler arasında kırılma düzeyleri yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark olup ( $p < 0,001$ ), söz konusu farka neden olan durum kontrol grubuna göre sırasıyla; Rainbow, Zirkonzahn ve Upcera gruplarının kırılma düzeylerinin daha düşük saptanmış olması idi ( $p < 0,001$ ;  $p < 0,001$  ve  $p < 0,001$ ). Rainbow ile Zirkonzahn arasında, Rainbow ile Upcera arasında ve Zirkonzahn ile Upcera arasında ise kırılma düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmadı ( $p = 0,715$ ;  $p = 0,388$  ve  $p = 0,222$ ).

**Çizelge 4.5.** ÇÇ uç grubundan elde edilen tanımlayıcı istatistiksel MBD değerleri

	n	Ort.	Std. Sapma	Medyan	ÇAG	Min.	Maks.
<b>Rainbow</b>	10	19,45	3,05	18,95	3,35	14,50	24,60
<b>Zirkonzahn</b>	10	19,46	3,33	19,70	2,65	13,00	26,40
<b>Upcera</b>	10	17,57	3,09	17,75	5,73	12,70	21,20
<b>Kontrol</b>	10	26,20	4,32	25,70	7,00	19,20	34,10

**Çizelge 4.6.** ÇÇ grubundan elde edilen MBD değer grafiği

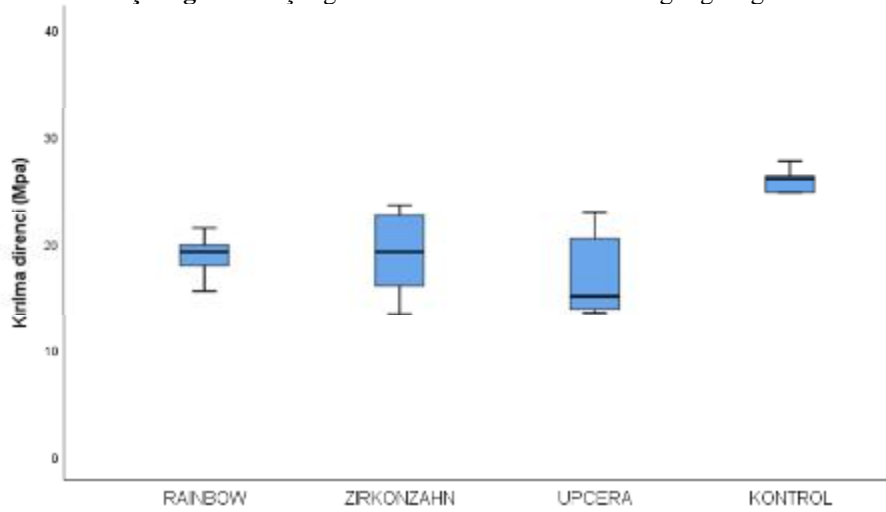


BÇK bıçak tasarımı ile MBD testleri yapılan örnekler içerisinde de malzemeler arasında kırılma düzeyleri yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark olup ( $p < 0,001$ ), söz konusu farka neden olan durum kontrol grubuna göre sırasıyla; Rainbow, Zirkozahn ve Upcera gruplarının kırılma düzeylerinin daha düşük saptanmış olması idi ( $p < 0,001$ ;  $p < 0,001$  ve  $p < 0,001$ ). Rainbow ile Zirkozahn arasında, Rainbow ile Upcera arasında ve Zirkozahn ile Upcera arasında ise kırılma düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmadı ( $p = 0,636$ ;  $p = 0,232$  ve  $p = 0,099$ ).

**Çizelge 4.7.** BÇK grubundan elde edilen tanımlayıcı istatistiksel MBD değerleri

	n	Ort.	Std.Sapma	Medyan	ÇAG	Min.	Maks.
<b>Rainbow</b>	10	18,73	1,90	19,25	2,55	15,60	21,50
<b>Zirkozahn</b>	10	19,12	3,45	19,25	6,83	13,40	23,70
<b>Upcera</b>	10	16,80	3,49	15,10	6,68	13,50	23,00
<b>Kontrol</b>	10	25,55	2,69	26,15	2,55	20,40	29,90

**Çizelge 4.8.** BÇK grubundan elde edilen MBD değer grafiği



Rainbow grubu içerisinde Tİ, ÇÇ, BÇK bıçak tasarımları arasında kırılma düzeyleri yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmedi ( $p=0,551$ ).

Zirkonzahn grubu içerisinde arasında Tİ, ÇÇ, BÇK bıçak tasarımları arasında kırılma düzeyleri yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmedi ( $p=0,032$ ).

Upcera grubu içerisinde Tİ, ÇÇ, BÇK bıçak tasarımları arasında kırılma düzeyleri yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmedi ( $p=0,418$ ).

Kontrol grubu içerisinde kullanılan yöntemlere göre kırılma düzeylerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık olup ( $p=0,010$ ) söz konusu farka neden olan durum Tİ bıçak tasarımına göre sırasıyla; ÇÇ ve BSK bıçak tasarımlarının kırılma düzeylerinin daha düşük saptanmış olması idi ( $p<0,001$  ve  $p<0,001$ ). ÇÇ ve BSK bıçak tasarımları arasında ise kırılma düzeyleri yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmedi ( $p=0,439$ ).

#### **4.2. Ara Yüzey Başarısızlığı Bulguları**

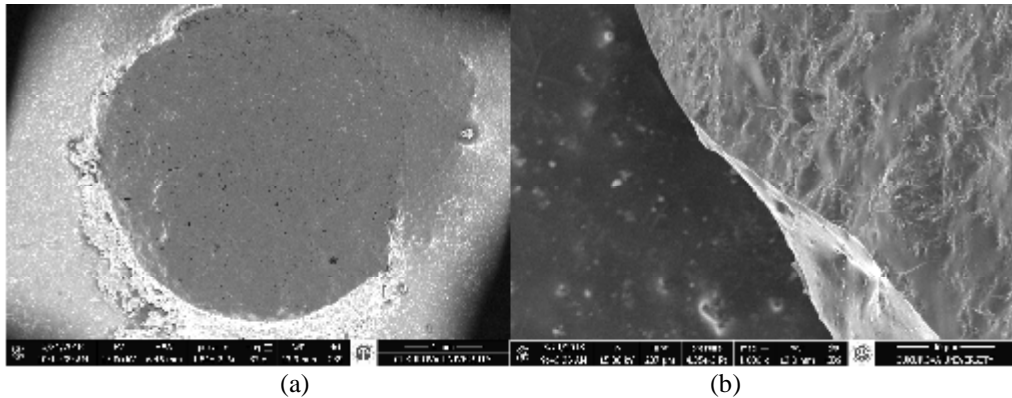
Örnekler, üç farklı bıçak tasarımıyla MBD değerlerinin belirlendiği deneyler tamamlandıktan sonra kopma şekillerinin değerlendirilmesi için mikroskop altında incelendi. Hiç bir örnekte adeziv tip kopma gözlenmedi. 120 örneğin 33ünde koheziv, 87sinde ise adeziv ve koheziv kopmanın birlikte izlendiği kombine tip kopma gözlendi. En çok koheziv tip kopma BSK grubunda gözlendi. Test edilen alt gruplardan ise en çok koheziv kopmanın görüldüğü grup kontrol grubu oldu.

**Çizelge 4.9.** Ara yüzey başarısızlık tipleri

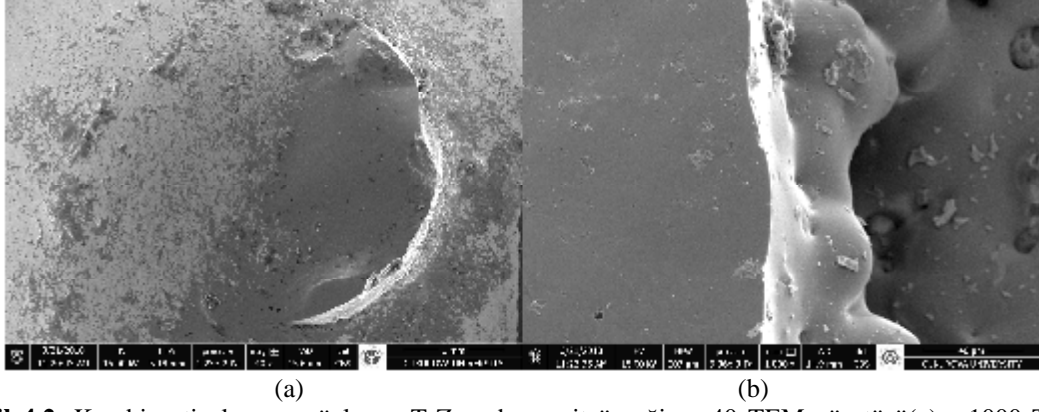
Bıçak tasarımı	Grup adı	Kombine tip kopma	Koheziv tip kopma
Tİ	T-Z (n=10)	10	0
	T-U (n=10)	10	0
	T-R (n=10)	10	0
	T-K (n=10)	3	7
ÇÇ	Ç-Z (n=10)	10	0
	Ç-U (n=10)	10	0
	Ç-R (n=10)	10	0
	Ç-K (n=10)	2	8
BSK	B-Z (n=10)	7	3
	B-U (n=10)	8	2
	B-R (n=10)	7	3
	B-K (n=10)	0	10

### 4.3. TEM Analizi Bulguları

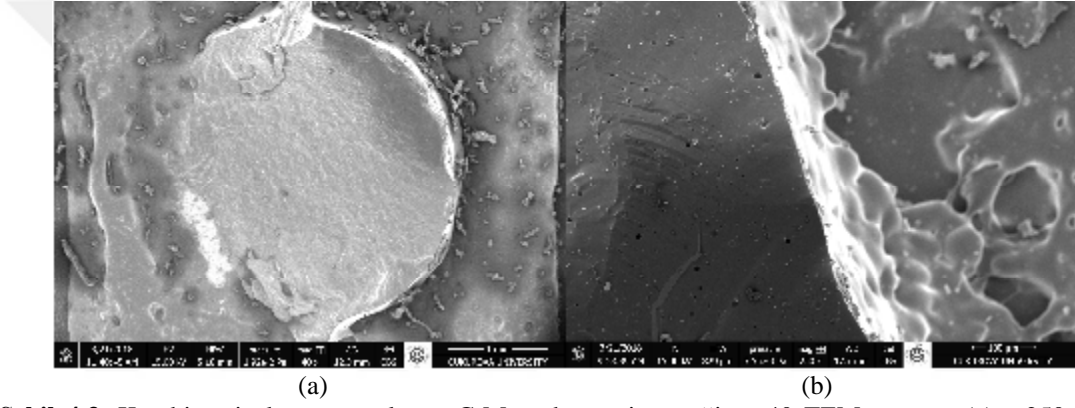
Örneklerin kopma şekilleri mikroskopta incelendikten sonra her gruptan ikişer adet olmak üzere toplamda 24 adet örnek Au kaplandıktan sonra TEM incelemesi için hazır hale geldi. Örnekler farklı büyütmelerde incelendi.



**Şekil 4.1.** Koheziv tip kopma gözlenen B-R grubuna ait örneğin; x32 TEM görüntüsü(a), x1000 TEM görüntüsü(b)



Şekil 4.2. Kombine tip kopma gözlenen T-Z grubuna ait örneğin; x40 TEM görüntüsü(a), x1000 TEM görüntüsü(b)



Şekil 4.3. Kombine tip kopma gözlenen Ç-M grubuna ait örneğin; x40 TEM görüntüsü(a), x250 TEM görüntüsü(b)

## 5. TARTIŞMA

Son yıllarda hastaların artan estetik bilinçleri ve istekleri sebebiyle tam seramik restorasyonların diş hekimliği dünyasında kullanımını arttırmıştır<sup>3</sup>. Metal destekli protetik restorasyonlarda karşımıza çıkan metal alerjisi, diş etinin altından alt yapı renginin yansması, soy olmayan metallerin korozyona uğrayabilmesi gibi dezavantajlar tam seramik restorasyonların kullanımıyla elimine edilmektedir. Doğal dişlerin ışık geçirgenliğine yakın ışık geçirgenliği olan tam seramik sistemlerin varlığına karşın bu malzemelerin düşük mekanik performansları kullanıcıları zirkonyum dioksit yönlendirmiştir. Posterior bölgelerde üstün mekanik özelliklerinden dolayı monoblok zirkonyum dioksit kullanımı günümüzde oldukça popülerdir. Anterior bölgelerde ise üstün mekanik özelliklerine rağmen ışık geçirgenliğinin az olmasından dolayı restorasyonun estetiğini geliştirmek amacıyla zirkonyum dioksit alt yapılar feldspatik porselenle veya özel olarak geliştirilmiş üst yapı seramikleriyle veneerlenmektedir<sup>4,5</sup>. Çift tabakalı bu restorasyonların uzun süre ağız içerisinde hizmet verebilmesi için alt yapı ve üst yapı arasındaki bağlantının kuvvetli olması gerekmektedir. Günümüzde zirkonyum dioksitle ilgili uzun dönem çalışmalar olmamasına karşın kısa ve orta dönemli çalışmalar sonucunda en sık görülen başarısızlığın zirkonya alt yapıdan üst yapı seramiğin bir kısmının veya tamamının tabakalar halinde ayrılması olduğu tespit edilmiştir<sup>6,7,8</sup>.

Steyern et al. zirkonyum dioksit alt yapı (DC Zirkon) 20 adet sabit protetik restorasyonla yaptıkları 2 yıllık takipli çalışmalarında; restorasyonların %15'inde üst yapı kırıkları görüldüğünü belirtmişlerdir<sup>11</sup>.

Sailer et al. zirkonyum dioksit alt yapı 45 adet üç ile beş üyeli sabit protetik restorasyonla yaptıkları 5 yıllık takipli çalışmalarında; restorasyonların %15'inde üst yapı kırıkları görüldüğünü belirtmişlerdir<sup>7</sup>.

Raigrodski et al. zirkonyum dioksit alt yapı (Lava) 20 adet üç üyeli sabit protetik restorasyonla yaptıkları 3 yıllık takipli çalışmalarında; restorasyonların %25'inde üst yapı kırıkları görüldüğünü belirtmişlerdir<sup>12</sup>.

Margareta et al. zirkonyum dioksit alt yapı (Denzir) 19 adet üç üyeli sabit protetik restorasyonla yaptıkları 5 yıllık takipli çalışmalarında; restorasyonların hiç birinde üst yapı kırığı görülmediğini belirtmişlerdir<sup>14</sup>.

Metal alt yapılı restorasyonlarla kıyaslandığında zirkonya alt yapılarda görülen kor ve üst yapının birbirinden ayrılması veya üst yapının kendi içerisinde kırıkların gözlenmesi oldukça fazladır. Bu başarısızlık metal destekli seramik restorasyonlar için 10 ile 15 yıllık periyotlarda %2.7 ile %5.5 olarak kaydedilmiştir<sup>13,14</sup>.

Zirkonya alt yapı ve üst yapı porseleni bağlantısının zayıf olması hala en sık karşılaşılan problem olmaya devam etmektedir. Bu bağlantıyı geliştirmek amacıyla yapılan bir çok çalışma olsa da bu çalışmalarda test edilen örnekler ve yapılacak testin uygulama şekli konusunda bir standardizasyon yoktur. Bu sebeple çalışmamızda üç farklı zirkonya esaslı alt yapılar (Zirkonzahn Translucent, Upcera Super Translucent, Rainbow Trans) üreticilerce önerilen kendi üst yapı porselenlerine (ICE Porcelain, Rainbow Porcelain, CZR Porcelain) makaslama bağlanma dayanım deneyi ile ve farklı bıçak ucu tasarımlarıyla (tel ilmek, çentikli çubuk uç, bıçak sırtı keski) test edilmiş , bıçak tasarımının test üzerine etkisi değerlendirilmiştir. Kontrol grubu olarak metal alt yapı ve uygun olan üst yapı porseleni (EOS CobaltChrome SP2 – GC Initial Porcelain) kullanılmıştır.

Tam seramik sistemlerin klinik başarısızlığı; hastanın kullanımına ve alışkanlıklarına bağlı faktörler, kontaklardan kaynaklı dinamik yükler, restorasyon geometrisi, malzeme özellikleri ve yetersiz bağlanma kuvvetleri gibi bir çok faktöre bağlı olsa da laboratuvar testleri bu başarısızlıktaki mekanik değişkenleri test etmeye yardımcı olmaktadır<sup>5</sup>. Alt yapı ve üst yapı arasındaki bağlanma dayanımını değerlendirmek için makaslama testi, mikro çekme testi ve makro çekme testleri önerilmektedir<sup>94,80</sup>. Çalışmamızda; makro çekme testi, testin uygulanması esnasında düzgün olmayan arayüz geometrisine bağlı olarak oluşabilecek stres konsantrasyonları sebebiyle doğru sonuç vermeyeceği düşünülerek ve daha çok adeziv malzemelerin bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesinde kullanıldığı için tercih edilmemiştir<sup>101</sup>. Mikro çekme testi ise çok küçük kesitler gerektirdiği ve testin teknik hassasiyetinin çok yüksek olması sebebiyle tercih edilmemiştir<sup>104</sup>. Çalışmamızdaki bağlanma dayanım değeri ölçümü; en sık kullanılan yöntem olan ve uygulama protokolünün kolay olması, çabuk sonuç vermesi, gerektiğinde tekrar edilebilir olması gibi avantajları sebebiyle makaslama testi ile yapılmıştır<sup>78,96</sup>.

Makaslama bağlanma dayanım deneylerini standardize edebilmek ve bağlanma dayanımına bakılacak malzemenin klinik kullanımını taklit edebilmek için; örnek



hazırlıkları, örnekleri saklama koşulları, örneklerin bağlanma yüzey alanı ve bağlantı yüzeyine uygulanan yük miktarı gibi parametreler kritiktir<sup>115</sup>. Zirkonyum dioksit alt yapı ve üst yapı seramiği arasındaki bağlanma dayanımını değerlendiren çalışmalarda; bağlantı yüzeyini standardize etmek amacıyla silikon karbit zımpara kağıtları ile zirkonya yüzeyleri zımparalanmakta, aradaki bağlantının artırılması amacıyla Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile kumlama işlemi yapılmaktadır<sup>6,116,117</sup>. Çalışmamızda da zirkonyum dioksit alt yapılar porselen yığılmadan önce sırasıyla 320, 500, 1000, 1600 gritlik aşındırma kağıtlarıyla zımparalandıktan sonra her marka zirkonya örnek üretici firma önerilerince Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile kumlandı. Zirkonyum dioksit alt yapı ve üst yapı seramiği arasındaki bağlantıyı değerlendiren çalışmalar için mevcut bir örnek hazırlama protokolü olmadığından, çalışmamızda diş dokularına adezyon çalışmaları için belirlenen ISO/TS 11405 spesifikasyonu kullanıldı<sup>89</sup>. Buna göre örnekler, bağlanma yüzey çapları 3mm olacak şekilde hazırlandı.

Laboratuvar çalışmalarında test edilen örneklerin ağız içi kullanımlarını taklit etmek amacıyla test edilecek olan örnekler ısısız çevirim uygulamasına tabi tutulur<sup>86</sup>. Gale et al. dental malzemelerin ısısız çevirimleri ile ilgili yaptığı çalışmada 10000 döngünün yaklaşık olarak bir yıllık ağız içi kullanıma denk geldiği belirtilmiştir<sup>91</sup>. Mevcut çalışmada zirkonya alt yapıli restorasyonların ağız içi kullanımlarını taklit etmek amacıyla örnekler 5-55<sup>0</sup>C sıcaklık değişimleri arasında, banyoda kalma süresi 20 sn, banyolara arası transfer süresi 10 sn olan 3000 devirlik ısısız çevirim uygulamasına tabi tutuldu. 3000 devirlik ısısız çevirim uygulaması ile örneklere ağız içi kullanımı yaklaşık 4 aya denk gelen bir yaşlandırma işlemi yapılmış oldu. Klinik olarak yaşanacak başarısızlığın gözlenebilmesi için bu sürenin yeterli olacağı düşünüldüğünden 3000 devirlik yaşlandırma işlemi yeterli görüldü.

Roberto et al. diş dokularına bağlanma dayanımlarını değerlendirirken kullanılan makro test yöntemleriyle ilgili yaptıkları derlemede; örneklerin bağlanma yüzey alanlarının, örneklere uygulanan kuvvetin iletildiği bıçak ucunun tasarımının ve çapraz kafa hızının test sonuçları üzerinde etkili olduğu üzerinde durmuşlardır<sup>95</sup>. Bağlanma alanının büyüklüğünün direkt olarak bağlanma dayanım değeri üzerine etkisi olduğunu; bağlanma yüzey alanı daraldıkça bağlanma dayanım değerinin daha yüksek olduğunu, bağlanma yüzey alanı genişledikçe bağlanma dayanım değerinin daha düşük olduğunu belirtmişlerdir<sup>118,119</sup>. Bunun sebebi, bağlanma alanının genişliği arttıkça ara

yüzde potansiyel çatlak varlığı ihtimalinin fazla olması olarak açıklanmıştır<sup>120</sup>. Testler yapılırken kuvveti ileten bıçak uç tasarımının ve çapraz kafa hızının da direkt olarak test mekaniğini etkilediğinden bahsetmişlerdir. Bıçak uç tasarımı örneklerle iletilen kuvvetin dağılımını etkilemektedir. Tel ilmek uç, çentikli çubuk uç ve bıçak sırtı keski sık tercih edilen bıçak tasarımlarındandır. Bıçak sırtı keski; kuvveti test edilen örneğe tek bir noktadan ilettiğinden heterojen bir kuvvet iletimi gözlenirken, tel ilmek ve çentikli çubuk uç ile örneğe iletilen kuvvet bağlantı ara yüzeyine daha homojen bir dağılım göstermektedir<sup>100</sup>. Bıçak sırtı keski ile yapılan makaslama bağlanma dayanım testlerinde kuvvet, örneklerle homojen iletilmediğinden elde edilen bağlanma dayanım değerlerinin tel ilmek uç ve çentikli çubuk uçla yapılan deneylere kıyasla daha düşük olacağını<sup>121,122,123</sup> ve örneklerde koheziv kopma tipine daha fazla rastlanacağını belirtmişlerdir<sup>124</sup>. Bağlanma ara yüzeyi ile kuvveti ileten bıçak arasındaki mesafenin de kuvvet dağılımını etkileyeceğini, bağlanma ara yüzeyinden 1mm den daha uzağa kuvvet uygulandığında bağlanma dayanım değerinin yükseleceğini vurgulamışlardır. Bıçakların çapraz kafa hızlarının da test sonuçlarını etkilediğini, yapılan çalışmalarda çapraz kafa hız aralığı değiştikçe bağlanma dayanım değerinin değişebileceğini, ISO/TS 11405 dökümanterinde önerilen çapraz kafa hızı aralığının ( $0,75 \pm 0,30$  mm/dk) daha güvenilir olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da test örnekleri ve düzeneği Roberto'nun derlemesinde önerdiği şekilde; kuvveti iletecek olan bıçak, bağlantı ara yüzeyine 1mm yi geçmeyecek şekilde en yakın mesafeden uygulandı ve çapraz kafa hızı 0,5 mm/dk olacak şekilde ayarlandı. Bıçak uç tasarımlarının bağlanma dayanım değerleri üzerine etkisini araştırdığımız mevcut çalışmada; zirkonya alt yapılı örnek gruplarında, bıçak tasarımlarının makaslama bağlanma dayanım değeri üzerine etkileri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Kontrol grubunda ise; tel ilmek ile yapılan deneylerde elde edilen makaslama bağlanma dayanım değerleri diğer iki bıçak tasarımından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı bulunmuş ve daha yüksek değerler elde edilmiştir. Zirkonya alt gruplar ve kontrol grubu için; tel ilmek uç ile test edilen tüm örnek gruplarının bağlanma dayanım değerleri, çentikli çubuk uç ve bıçak sırtı keski ile test edilen örneklerin bağlanma dayanım değerlerinden daha yüksek değerde elde edilmiştir. Değerler arasındaki bu farklılığın, zirkonya alt gruplar için istatistiksel olarak anlamlı olmasa da klinik açıdan önemli olabileceğini düşünmekteyiz. Bıçak sırtı keski uç ile yapılan deneylerde çentikli çubuk uç ve tel ilmek uca kıyasla daha fazla

koheziv kırığa rastlanmıştır. Edindiğimiz bu bulgular Roberto et al.'un çalışmasını destekler niteliktedir. Roberto et al.'un da çalışmasında bahsettiği gibi bu farklılığın; tel ilmek uç ile (örneği kavradığından) uygulanan kuvvetin örneklere daha homojen olarak iletilmesinden, bıçak sırtı keskiyle ise kuvvetin örneklere tek bir noktadan iletilmesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Çentikli çubuk uç ile yapılan deneylerde, tel ilmek uç gibi kuvvetin homojen olarak iletilmesi beklenirken elde edilen bağlanma dayanım değerlerinin bıçak sırtı keskiye benzer olması ise laboratuvar deneylerinde örnek hazırlarken ve testleri yaparken meydana gelen teknik farklılıklardan veya kullanılan malzeme farklılığından kaynaklanıyor olabilir.

Metal alt yapı protetik restorasyonların ağız içerisindeki kuvvetlere karşı yeterli direnci gösterebilmeleri için en az 25 MPa bağlanma dayanımına sahip olmaları gerektiği belirtilmiştir. Ancak tam seramik restorasyonlar için yeterli bağlanma dayanımının ne kadar olması gerektiğiyle ilgili bir değer tanımlanmamıştır<sup>34</sup>.

Zirkonyum dioksit alt yapı ve üst yapı porseleninin bağlantısının değerlendirildiği çalışmalarda bağlanma dayanım değeri 16-42 MPa arasında değişiklik göstermektedir. Bu değer metal alt yapı ile üst yapı porseleninin bağlanma dayanım değerlerine kıyasla oldukça düşüktür<sup>6,78,116,117</sup>. Bizim çalışmamızda da literatürdeki bu bilgiyi destekleyecek şekilde tam seramik gruplardaki bağlanma dayanım değerleri belirtilen aralıkta ölçülmüştür.

Guess et al. Schmitz-Schulmeyer test methodu ile 3 farklı zirkonya alt yapı (Cercon Base, Vita In-Ceram YZ Cubes, DC-Zirkon) ve firmalarca önerilen üst yapı porselenlerinin (Cercon Ceram S, Vita VM9, IPS e.max Ceram) makaslama bağlanma dayanımlarını ve ısıl çevirim uygulamasının bağlanma dayanım değeri üzerine etkisini araştırmışlardır. Çalışmalarında kontrol grubu olarak metal alt yapı (Degudent U94, Vita VM13) seramik kullanmışlardır. Tüm örnekleri evrensel test makinesinde makaslama testine tabi tutup, bağlanma dayanım değerlerini tespit etmiş ve örneklerin kopma şekillerini mikroskopla incelemişlerdir. Çalışmalarının sonucunda zirkonya alt yapı porselen örneklerin hiç birinin makaslama bağlanma dayanım değeri, metal alt yapı porselen örneklerin makaslama bağlanma dayanım değerlerinden yüksek tespit edilmemiştir. Buna ilave olarak örneklerin hiç birinde adeziv kopma gözlenmemiş, tam seramik örneklerde kombine kopma, metal alt yapı örneklerde kombine ve çoğunlukla koheziv kopma gözlenmiştir<sup>79</sup>. Bizim çalışmamızda da tüm test yöntemlerinde metal alt

yapılı kontrol grubundan zirkonya alt yapılı örnek gruplarına oranla daha yüksek bağlanma dayanım değeri elde edilmiştir. Kopma şekilleri incelendiğinde ise benzer şekilde adeziv kırığa rastlanmamış, tam seramik gruplarda kombine kopma, metal alt yapılı kontrol grubunda ise kombine ve koheziv kopma, çoğunlukla koheziv kopma gözlenmiştir.

Tam seramik sistemlerin ağız içerisinde uzun süre kullanılabilmesi, üst yapı porseleninin alt yapıyla bağlantısının kuvvetli olmasına bağlıdır<sup>78</sup>. Üst yapı porseleninin tabakalar halinde alt yapıdan ayrılması, alt yapı ve üst yapı arasındaki bağlantının zayıf olmasına bağlıdır<sup>6</sup>. Bu bağlantıyı zayıflatan faktörler; üst yapı porseleninin alt yapıyı yetersiz ıslatması, fırınlama esnasında meydana gelen büzülme, ara yüzdeki zirkonya kristallerinin ısıdan etkilenerek dönüşüme uğraması, malzemelerin ısıl genleşme katsayılarının uyumsuz olması, ara yüzdeki defektler ve arayüz pürüzlülüğünün yetersizliği<sup>125,126</sup>. Üst yapı seramiğindeki stresler restorasyonun ömrünü belirleyen önemli bir etkidir. Alt yapı ve üst yapı arasındaki ısıl uyumsuzluk ve üst yapı seramiğinin ısıl genleşme katsayısının alt yapıda kullanılan malzemenin ısıl genleşme katsayısından düşük ya da yüksek olmasına bağlı olarak üst yapı porseleninde baskı veya gerilim stresleri oluşur. Seramikler baskı streslerine karşı dayanıklıyken gerilim streslerine karşı oldukça dayanıksızdır. Üst yapı seramiğinde küçük baskı streslerinin oluşmasıyla seramik kuvvetlenir ve kırılma direnci artar. Üst yapı seramiğinin ısıl genleşme katsayısının alt yapıda kullanılan malzemenin ısıl genleşme katsayısından bir miktar düşük olması durumunda porseleni kuvvetlendiren bu tip baskı stresleri oluşmaktadır<sup>127</sup>. Üst yapı porseleninin ısıl genleşme katsayısı değeri alt yapıda kullanılan malzemenin yüksek olduğunda ise üst yapıda ayrılmalar ve mikroçatlaklar gözlenebilmektedir<sup>126</sup>.

Shell et al, alt yapı ve üst yapı porseleni arasındaki bağlantıyı etkileyen en önemli faktörlerden birinin ara yüzdeki rezidüel streslerin serbestliği olduğunu belirtmiştir. Bunu sağlayabilmek için ise alt yapıda kullanılan malzemenin ve üst yapı porseleninin ısıl genleşme katsayılarının birbirlerine yakın ve uyumlu olması gerektiğini savunmuştur<sup>128</sup>.

Nielsen et al, metal alt yapı üzerine porselen uyguladığı örneklerle yaptığı çalışmada fırınlama sonrası soğuma esnasında oluşan stresleri hesaplamıştır. Yaptığı çalışma sonucunda elde ettiği verilerle; alt ve üst yapı arasındaki ısıl genleşme

katsayısı farkı  $0,125 \times 10^{-6}$  olduğunda bağlanma kuvvetinin kontrol altında tutulabileceğini, bu fark arttıkça bağlanma kuvvetine zararlı etkilerinin olacağını bildirmiştir<sup>129</sup>.

Aboushelib et al, ısısal genleşme katsayısı  $10,5 \times 10^{-6}$  olan zirkonya alt yapı (Cercon Base) üzerine ısısal genleşme katsayısı  $12,5 \times 10^{-6}$  olan üst yapı porseleni uyguladıkları çalışmalarında üst yapıda spontan kırıklar gözlemişlerdir. Isısal genleşme katsayısı  $9,5 \times 10^{-6}$  olan başka bir üst yapı porselenini (Cercon Ceram) aynı zirkonya alt yapı üzerine uyguladıklarında ise daha kuvvetli bir bağlanma sağladıklarını gözlemlemişlerdir<sup>6</sup>.

Mevcut çalışmada tel ilmek uç ile makaslama bağlanma değerlendirmesi yapılan grupta; Zirkozahn alt yapı ve üst yapı porseleni makaslama bağlanma dayanım değerleri, Upcera alt yapının üst yapı porselenine makaslama bağlanma dayanım değerlerine göre anlamlı derecede yüksek çıkmıştır. Zirkozahn zirkonya ve üst yapı porseleni arasındaki ısısal genleşme katsayısı farkı  $0,4 \times 10^{-6}$  ( $10 \times 10^{-6} - 9,6 \times 10^{-6}$ ) iken Upcera zirkonya ve üst yapı porseleni arasındaki ısısal genleşme katsayısı farkı  $1,4 \times 10^{-6}$  ( $10,5 \times 10^{-6} - 9,1 \times 10^{-6}$ ) dir. Alt yapı ile üst yapı porseleninin ısısal genleşme katsayısı arasındaki farklılığın Upcera zirkonya alt yapı grubunda fazla olmasından dolayı Upcera zirkonya alt yapı grubunun bağlanma dayanım değerlerinin Zirkozahn grubuna göre düşük tespit edildiğini düşünmekteyiz. Bu sonuç Aboushelib, Shell ve Nielsen'in yaptıkları çalışmaları destekler niteliktedir. Diğer iki bıçak tasarımında bu farklılığın sayısal olarak gözlenmesi fakat istatistiksel olarak anlamlı olmaması, bıçak tasarımlarının farklı kuvvet iletme mekaniğinden veya test hassasiyetlerinin farklı olmasından kaynaklı olabilir.

Çalışmamızda, makaslama bağlanma deneyleri sonrasında tüm örneklerin kopma şekilleri mikroskop altında incelendiğinde, adeziv ve koheziv kırıkların birlikte gözlendiği kombine kopma tipi veya koheziv kopma tipi gözlenmiştir. Hiçbir örnekte adeziv kopma tipine rastlanmamıştır. Toplamda 120 örnek ile yaptığımız çalışmada çoğu metal alt yapı kullanılan kontrol grubunda olmak üzere 33 örnekte koheziv tip kopma, 87 örnekte ise kombine tip kopma tespit edilmiştir. Metal alt yapı ile üst yapı seramiği bağlantısı araştırılan çalışmalarda, örneklerde koheziv kopmanın fazla olması literatürdeki diğer çalışmaların sonuçları ile benzerlik göstermektedir<sup>79</sup>. Tel ilmek uç ve çentikli çubuk uç ile yapılan deneylerde tam seramik test gruplarının hiç birinde

koheziv kırık gözlenmezken, bıçak sırtı keski ile yapılan testlerde koheziv kırığın çok görülmüş olması kuvvet iletim şeklinin diğer iki bıçaktan farklı olduğunu düşündürmüştür ve Roberto et al.'un derlemesinde bahsettiği bilgileri destekler niteliktedir<sup>95</sup>. Araştırmamız sonuçlarına göre zirkonya alt yapıdaki kopma tipinin belirleyici bir özellik göstermediği fakat hiç bir alt yapı üst yapı seramiği arasındaki kopma tipinin adeziv tip olmaması, bağlanma dayanım değerlerinin kabul edilebilir sınırlar içerisinde olmasıyla birlikte değerlendirildiğinde, alt yapı malzemelerinin her birinin üst yapı porseleni ile iyi adezyon gösterdiği ve klinik kullanımının uygun olduğu söylenebilir.

Henüz metal – porselen bağlanma dayanım değerlerine ulaşamamış zirkonya – porselen bağlantısını geliştirmek ve klinik komplikasyonların azaltılması için araştırmacıların daha fazla klinik ve laboratuvar çalışma yapmasına ihtiyaç vardır. Laboratuvar testleri ağız içi ortamı ve çiğneme mekaniklerini tam olarak taklit edemese de, dental malzemeleri test etmek için çokça tercih edilen, çabuk sonuç veren ve spesifik parametrelerin etkilerinin değerlendirilebildiği çalışmalardır. Alt yapı – üst yapı arasındaki bağlanma mekanizmasını test etme yöntemleri ile ilgili mevcut bir standart olmaması, her çalışmada uygulanan test mekaniğinin ve örnek geometrisinin farklı olması, literatürdeki çalışmaları birbirleri ile kıyaslama imkanını ortadan kaldırmakta ve elde edilen bilgilerin güvenilirliğini sarsmaktadır. Bağlanma dayanım test yöntemlerini etkileyen faktörleri değerlendiren çalışmaların artması, test düzenekleri, testleri yaparken izlenecek yolun ve test edilen örnek tasarımlarının standardize edilmesi gerekmektedir.

## 6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Çalışmanın limatasyonları içerisinde;

1. Zirkonya gruplar için bıçak uç tasarımları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmezken; kontrol grubunda tel ilmek uç ile elde edilen bağlanma dayanım değerleri, diğer iki tasarıma göre anlamlı derecede farklı ve yüksektir.

2. Tüm zirkonya gruplar için tel ilmek uç ile yapılan deney sonuçlarında elde ettiğimiz bağlanma dayanım değerleri, çentikli çubuk uç ve bıçak sırtı keski uca kıyasla daha yüksektir.

3. Tel ilmek uç ile yapılan testlerde Zirkonzahn grubunun bağlanma dayanım değerleri Upcera grubunun bağlanma dayanım değerlerine göre anlamlı derecede yüksektir.

4. Metal alt yapı kontrol grubunun bağlanma dayanım değerleri; tüm bıçak uç tasarımları için, zirkonya grupların bağlanma dayanım değerlerinden anlamlı derecede yüksektir.

5. Örnekler farklı bıçak tasarımları ile değerlendirildiğinde farklı bağlanma dayanım değerleri elde edilmiştir. Bu sebeple makaslama bağlanma dayanımı değerlendirilirken kullanılan test düzeneklerinin standardizasyona ihtiyacı vardır.

## KAYNAKLAR

1. **Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Bragger U, Egger M, Zwahlen M.** A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. II. Combined tooth-implant-supported FPDs. *Clin Oral Implants Res*, **2004**; 15(6):643-653.
2. **Scurria MS, Bader JD, Shugars DA.** Meta-analysis of fixed partial denture survival: prostheses and abutments. *J Prosthet Dent*, **1998**; 79(4):459-464.
3. **Raigrodski AJ.** Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am*, **2004**; 48(2):531-44.
4. **Sundh A, Sjogren G.** A comparison of fracture strength of yttrium oxide partially stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil*, **2004**; 31(7):682-688.
5. **White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA.** Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent*, **2005**; 94:125-131.
6. **ABOUSHELIB M, DEJAGER N, KLEVERLAAN C, FEILZER A.** Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater*, **2005**; 21:984-991.
7. **Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CHF.** Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*, **2008**; 20:383-388.
8. **Fischer J, Stawarczyk B, Sailer I, Hämmerle CHF.** Shear bond strength between veneering ceramics and ceria-stabilized zirconia/alumina. *J Prosthet Dent*, **2010**; 103:267-274.
9. **Al-Shehri SA, Mohammed H, Wilson CA.** Influence of lamination on the flexural strength of a dental castable glass ceramic. *J Prosthet Dent*, **1996**; 76:23-28.
10. **Taskonak B, Mecholsky JJ, Anusavice KJ.** Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials*, **2005**; 26:3235-3241.
11. **VON STEYERN PV, CARLSON P, NILNER K.** All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-ZirkonR technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil*, **2005**; 32:180-187.
12. **Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N.** The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent*, **2006**; 96:237-244.
13. **Coornaert J, Adriaens P, De Boever J.** Long-term clinical study of porcelain-fused-to-gold restorations. *J Prosthet Dent*, **1984**; 51:338-342.
14. **Valderhaug J.** A 15-year clinical evaluation of fixed prosthodontics. *Acta Odontol Scand*, **1991**; 49:35-40.
15. **Retief DH.** Standardizing laboratory adhesion tests. *Am J Dent*, **1991**; 4:231-236.
16. **Gör Akın COŞKUN A, Suat YALUĞ D.** Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, **2002**; 5:97-102
17. **van Dijken JW.** All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent*, **1999**; 20:1115-1126



18. **Anusavice KJ, Phillips RW.** *Phillips' Science of Dental Materials*, 2003.
19. **Maloney WJ, Maloney MP.** Pierre Fauchard: the father of modern dentistry. *J Mass Dent Soc*, 2009; 58:28-29.
20. **Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD.** Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*, 1996; 75:18-32.
21. **Jones DW.** Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am*, 1985;29:621-644.
22. **Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J.** *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 2006.
23. **Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain M V.** Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater*, 2004; 20:441-8.
24. **Driscoll CF, Freilich MA, Guckes AD, Knoernschild KL, Mcgarry TJ.** The Glossary of Prosthodontic Terms. 2017.
25. **Naylor WP, King AH.** *Introduction to Metal-Ceramic Technology*. (3th ed.) 2010.
26. **McLean JW, Hubbard JR, Kedge MI.** *The Science and Art of Dental Ceramics*. 1991.
27. **O'Brein W.** *Dental Materials and Their Selection*. (3th ed.) 2002.
28. **Deany IL.** Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med*, 1996; 7:134-143.
29. **Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA.** Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. 1996; 27:701-706.
30. **Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H.** Fracture resistance of lithium disilicate, alumina and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont*, 2001; 14:231-238.
31. **Björkner B, Bruze M, Möller H.** High frequency of contact allergy to gold sodium thiosulfate. An indication of gold allergy? *Contact Dermatitis*. 1994; 30:144-151.
32. **White SN, Zhao XY, Zhaokun Y, Li ZC.** Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *Int J Prosthodont*, 1995; 8:413-420.
33. **Bello A, Jarvis RH.** A review of esthetic alternatives for the restoration of anterior teeth. *J Prosthet Dent*, 1997; 78:437-440.
34. **Craig RG PJ.** *Restorative Dental Materials*. (11th ed.) 2002.
35. **Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE AL.** *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. 1993.
36. **Magne P, Belser U.** Bonded Porcelain Restorations in the Anterior Dentition: a biomimetic approach, 2002.
37. **Rosenblum MA, Schulman A.** A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 1997; 128:297-307
38. **Pjetursson BE, Tan WC, Tan K, Brägger U, Zwahlen M, Lang NP.** A systematic review of the survival and complication rates of resin-bonded bridges after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res*, 2008; 19:131-141.

39. **Chang JC, Hart DA, Estey AW, Chan JT.** Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. *J Prosthet Dent*, **2003**; 90:18-23.
40. **McLean JW.** Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*, **2001**; 85:61-66.
41. **Seghi RR, Sorensen JA.** Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont*, **1995**; 8:239-246.
42. **Fradeani M, Redemagni M.** An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int*, **2002**; 33:503-510.
43. **Giordano R.** Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc*, **2006**; 3:137-150.
44. **Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ.** Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent*, **2007**; 98:389-404.
45. **Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA.** Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent*, **2002**; 88:10-15.
46. **Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA.** Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent*, **2002**; 88:4-9.
47. **Robert Kelly J.** Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*, **2004**; 48:513-530.
48. **Duret F, Blouin JL, Duret B.** CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc*, **1988**; 117:715-720.
49. **Sim C, Ibbetson R.** Comparison of fit of porcelain veneers fabricated using different techniques. *Int J Prosthodont*, **1993**; 6:36-42.
50. **Suh PS, Johnson R, White SN.** Fit of veneers made by CAD-CAM and platinum foil methods. *Oper Dent*, **1997**; 22:121-127.
51. **Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H.** Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent*, **2004**; 7:25-45.
52. **Strub JR, Rekow ED, Witkowski S.** Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*, **2006**; 137:1289-1296.
53. **Mörmann WH, Bindl A.** All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am*, **2002**; 46:405-426.
54. **Christensen GJ.** Computerized restorative dentistry. State of the art. *J Am Dent Assoc*, **2001**; 132:1301-1303.
55. **van der Zel JM, Vlaar S, de Ruiter WJ, Davidson C.** The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, **2001**; 85:261-267.
56. **Russell MM, Andersson M, Dahlmo K, Razzoog ME, Lang BR.** A new computer-assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures. *Quintessence Int*, **1995**; 26:757-763.
57. **Ottl P, Piwowarczyk A, Lauer HC, Hegenbarth EA.** The Procera AllCeram system. *Int J Periodontics Restorative Dent*, **2000**; 20:151-161.

58. **Becker CM, Kaldahl WB.** Current theories of crown contour, margin placement, and pontic design. *J Prosthet Dent*, **1981**; 45:268-277.
59. Cercon brochure CC. *Dentsplay Prosthetics*. **2007**.
60. **Piowarczyk A, Ottl P, Lauer H-C, Kuretzky T.** A Clinical Report and Overview of Scientific Studies and Clinical Procedures Conducted on the 3M ESPE Lavatm All-Ceramic System. *J Prosthodont*, **2005**; 14:39-45.
61. **Sjölin R, Sundh A, Bergman M.** The Decim system for the production of dental restorations. *Int J Comput Dent*, **1999**;2:197-207.
62. **Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P.** Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater*, **2009**;88:519-529.
63. **Piconi C, Maccauro G.** Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, **1999**; 20:1-25.
64. **Tosun T.** Zirkonyum Nedir? Zirkonyum Oksit Seramikleri ve Dişhekimliğinde Kullanım Alanları - I- Kuron ve Köprü Protezlerinde Zirkonyum **2007**.
65. **Yang B, Scharnberg M, Wolfart S.** Influence of contamination on bonding to zirconia ceramic. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater*, **2007**; 81B:283-290.
66. **Rieth PH, Reed JS, Naumann AW.** Fabrication and flexural strength of ultrafine-grained yttria-stabilized zirconia. *Am Ceram Soc Bull*, **1976**; 55:717-721.
67. **Gupta TK, Bechtold JH, Kuznicki RC, Cadoff LH, Rossing BR.** Stabilization of tetragonal phase in polycrystalline zirconia. *J Mater Sci*, **1977**; 12:2421-2426.
68. **Mclaren EA, Giordano Ii RA.** Zirconia-Based Ceramics: Material Properties, Esthetics, and Layering Techniques of a New Veneering Porcelain, VM9. **2005**.
69. **Ban S, Sato H, Suehiro Y, Nakanishi H, Nawa M.** Effect of Sintering Condition, Sandblasting and Heat Treatment on Biaxial Flexure Strength of Zirconia. *Key Eng Mater*, **2008**; 361-363:779-782.
70. **Butler EP.** Transformation-toughened zirconia ceramics. *Mater Sci Technol*, **1985**; 1:417-432.
71. **Kelly J, Denry I.** Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater*, **2008**;24:289-298.
72. **Tan PLB, Dunne JT.** An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: a clinical report. *J Prosthet Dent*, **2004**; 91:215-218.
73. **Theunissen GSAM, Bouma JS, Winnubst AJA, Burggraaf AJ.** Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics. *J Mater Sci*, **1992**; 27:4429-4438.
74. **Denry I, Kelly J.** State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, **2008**; 24:299-307.
75. **Guazzato M, Proos K, Quach L, Vincent Swain M.** Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials*, **2004**;25:5045-5052.
76. **Powers JM, Wataha JC.** *Dental Materials : Properties and Manipulation*. **2013**.
77. **Dündar M, Ozcan M, Gökçe B, Cömlekoğlu E, Leite F, Valandro LF.** Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dent Mater*, **2007**; 23:630-636.

78. **Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR.** Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent*, **2004**;91:349-355.
79. **Guess, PC., Kulis, A., Witkowski, S., Wolkewitz, M., Zhang, Y., Strub J.** Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater*, **2008**;24:1556-1567.
80. **Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hämmerle CHF.** Impact of thermal properties of veneering ceramics on the fracture load of layered Ce-TZP/A nanocomposite frameworks. *Dent Mater*, **2009**;25:326-330.
81. **Saito A, Komine F, Blatz MB, Matsumura H.** A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosthet Dent*, **2010**;104:247-257.
82. **Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain M V.** Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater*, **2004**;20:441-448.
83. **Ayad MF, Fahmy NZ, Rosenstiel SF.** Effect of surface treatment on roughness and bond strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent*, **2008**;99:123-130.
84. **Casucci A, Osorio E, Osorio R.** Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. *J Dent*, **2009**;37:891-897.
85. **Casucci A, Mazzitelli C, Monticelli F.** Morphological analysis of three zirconium oxide ceramics: Effect of surface treatments. *Dent Mater*, **2010**;26:751-760.
86. **Amaral FL1, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona SA.** Assessment of In Vitro Methods Used to Promote Adhesive Interface Degradation: A Critical Review. *J Esthet Restor Dent*, **2007**;19:340-353.
87. **Luthy H, Loeffel O, Hammerle C.** Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater*. **2006**;22:195-200.
88. **Wegner SM, Gerdes W, Kern M.** Effect of different artificial aging conditions on ceramic-composite bond strength. *Int J Prosthodont*, **2002**; 15:267-272.
89. 11405 I. *Dental Materials-Testing of Adhesion to Tooth Structure*. (2nd ed) **2003**.
90. American Dental association Acceptance Program Guidelines. *Dentin And Enamel Adhesive Materials*. **1994**.
91. **Gale MS, Darvell BW.** Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*, **1999**;27:89-99.
92. **Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A.** Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater*, **2010**;26:100-121.
93. **Burke FJT, Hussain A, Nolan L, Fleming GJP.** Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, **2008**;16:158-165.
94. **Shimoe S, Tanoue N, Yanagida H, Atsuta M, Koizumi H, Matsumura H.** Comparative strength of metal-ceramic and metal-composite bonds after extended thermocycling. *J Oral Rehabil*, **2004**;31:689-694.
95. **Braga RR, Meira JBC, Boaro LCC, Xavier TA.** Adhesion to tooth structure: A critical review of “macro” test methods. *Dent Mater*, **2010**;26:38-49.

96. **Dündar M, Ozcan M, Cömlekoglu E, Güngör MA, Artunç C.** Bond strengths of veneering ceramics to reinforced ceramic core materials. *Int J Prosthodont*, **2005**;18:71-72.
97. **Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J.** Concise Review Biomaterials & Bioengineering: Meta-analytical Review of Factors Involved in Dentin Adherence. *J Dent Res*, **2001**;80:1605-1614.
98. International Organization for Standardization. ISO TR 11405. Dental materials- Guidance on testing of adhesion to tooth structure. **1994**.
99. **Della Bona A, van Noort R.** Shear vs. Tensile Bond Strength of Resin Composite Bonded to Ceramic. *J Dent Res*, **1995**;74:1591-1596.
100. **DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z.** Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater*, **1995**;11:126-131.
101. **Oilo G.** Bond strength testing--what does it mean? *Int Dent J*, **1993**;43:492-498.
102. **Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR.** Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater*, **1998**;1:394-398.
103. **Nikaido T, Cho E, Nakajima M.** Tensile bond strengths of resin cements to bovine dentin using resin coating. *Am J Dent*, **2003**;16:41-46.
104. **Poitevin A, De Munck J, Van Landuyt K.** Critical analysis of the influence of different parameters on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. *J Adhes Dent*, **2008**;10:7-16.
105. **Pashley DH, Carvalho RM, Sano H.** The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent* **1999**;1:299-309.
106. **Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M.** Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. *Dent Mater*, **2006**;22:45-56.
107. **Della Bona A, Anusavice KJ, Hood JAA.** Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont*, **2002**; 15:248-253.
108. **Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y.** Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*, **2003**; 28:215-235.
109. **Valandro LF, Della Bona A, Antonio Bottino M, Neisser MP.** The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent*, **2005**;93:253-259.
110. **Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky JJ.** Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater*, **2003**;19:693-699.
111. **Göknül ERGÜN MY.** Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit (FGK) Sabit Protezlerin Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) ile Değerlendirilmesi ve İçeriklerinin Element Analizlerinin (EDS) Yapılması. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*, **2006**;73-81.
112. **Bancroft JD, Layton C, Suvarna SK.** *Bancroft's Theory and Practice of Histological Techniques*. (4th ed), **1996**.
113. **Watt IM.** *The Principles and Practice of Electron Microscopy*. (2nd ed), **1997**.
114. **Molin MK, Karlsson SL.** Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int J Prosthodont*, **2008**;21:223-227.

115. **Woronko GA, St Germain HA, Meiers JC.** Effect of dentin primer on the shear bond strength between composite resin and enamel. *Oper Dent*, **1993**;21:116-121.
116. **Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ.** Effect of Zirconia Type on Its Bond Strength with Different Veneer Ceramics. *J Prosthodont*, **2008**;17:401-408.
117. **Aboushelib M, Kleverlaan C, Feilzer A.** Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater*, **2006**;22:857-863.
118. **Sano H, Shono T, Sonoda H.** Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*, **1994**;10:236-240.
119. **Shono Y, Terashita M, Pashley EL, Brewer PD, Pashley DH.** Effects of cross-sectional area on resin-enamel tensile bond strength. *Dent Mater*, **1997**;13:290-296.
120. **Irwin GR.** Analysis of Stresses and Strains Near the End of a Crack Traversing a Plate. *J Appl Mech*, **1957**;24:361-364.
121. **Dickens SH, Milos MF.** Relationship of dentin shear bond strengths to different laboratory test designs. *Am J Dent*, **2002**;15:185-192.
122. **Pecora N, Yaman P, Dennison J, Herrero A.** Comparison of shear bond strength relative to two testing devices. *J Prosthet Dent*, **2002**;88:511-515.
123. **Sinhoreti MA, Consani S, De Goes MF, Sobrinho LC, Knowles JC.** Influence of loading types on the shear strength of the dentin-resin interface bonding. *J Mater Sci Mater Med*, **2001**;12:39-44.
124. **Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH.** Why do Shear Bond Tests Pull Out Dentin? *J Dent Res*, **1997**;76:1298-1307.
125. **Isgro G, Pallav P, van der Zel JM, Feilzer AJ.** The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent*, **2003**;90:465-473.
126. **De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ.** The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater*, **2005**;21:242-251.
127. **Bagby M, Marshall SJ, Marshall GW.** Metal ceramic compatibility: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, **1990**;63:21-25.
128. **Shell JS, Nielsen JP.** Study of the Bond between Gold Alloys and Porcelain. *J Dent Res*, **1962**;41:1424-1437.
129. **Nielsen JP, Tuccillo JJ.** Calculation of Interfacial Stress in Dental Porcelain Bonded to Gold Alloy Substrate. *J Dent Res*, **1972**;51:1043-1047.

## ÖZGEÇMİŞ

1991 yılında Elazığ'da doğdu. İlk okul ve orta okul öğrenimini Antalya Atatürk İlköğretim Okulu'nda aldı. Lise eğitimini 2009 yılında Antalya Anadolu Lisesi'nde tamamladı. 2014 yılında Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun oldu. 2014 yılında Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimine başladı.

