

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI



**İKİ FARKLI YÖNTEMLE SİNERİZE EDİLDİKTEN SONRA  
YÜZEY KOŞULLARI DEĞİŞTİRİLEN ZİRKONYUM OKSİT ALT  
YAPILAR İLE ÜST YAPI PORSELENİ ARASINDA OLUŞAN  
BAĞLANMANIN KESME DAYANIKLILIĞININ İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ  
Dt. Muhammet Saka

Ankara, 2012

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI



**İKİ FARKLI YÖNTEMLE SİNERİZE EDİLDİKTEN SONRA  
YÜZEY KOŞULLARI DEĞİŞTİRİLEN ZİRKONYUM OKSİT ALT  
YAPILAR İLE ÜST YAPI PORSELENİ ARASINDA OLUŞAN  
BAĞLANMANIN KESME DAYANIKLILIĞININ İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Muhammet Saka

Danışman: Doç.Dr. Bulem Yüzügüllü

Ankara, 2012

Bu çalışma D-DA 11/07 proje numarası ile Başkent Üniversitesi Araştırma Kurulu tarafından desteklenmiştir.

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

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Doktora Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 12.07.2012

“İki Farklı Yöntemle Sinterize Edildikten Sonra Yüzey Koşulları Değiştirilen Zirkonyum Oksit Alt Yapı ile Üst Yapı Porseleni Arasında Oluşan Bağlanmanın Kesme Dayanıklılığının İncelenmesi”

**TEZ DANIŞMANI**

Doç. Dr. Bulem YÜZÜGÜLLÜ

**TEZ JÜRİSİ ÜYELERİ:**

1.Prof. Dr. Pervin İMİRZALIOĞLU

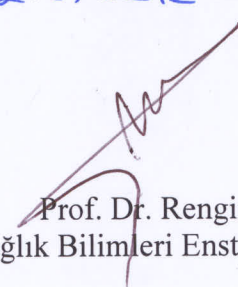
2.Prof. Dr. Bülent DAYANGAÇ

3.Prof. Dr. Semih BERKSUN

4. Doç. Dr. Bulem YÜZÜGÜLLÜ

5.Doç. Dr. Alper ÇAĞLAR

**ONAY:** Bu tez Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Yönetim Kurulu'nun 12/07/2012 tarih ve 93 sayılı kararıyla kabul edilmiştir.

  
Prof. Dr. Rengin Erdal  
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

## TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın baőlangıcından sonuna kadar her aşamasında desteğini ve bilgisini esirgemeyen değerli danışman hocam Doç. Dr. Bulem Yüzügüllü' ye, eğitimim boyunca tecrübelerini severek paylaőan değerli hocam Prof. Dr. Bülent Dayangaç' a, Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine, doktora hayatım boyunca yanımda olan tüm asistan arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Çalıőmamın yurt dışında yapılan bölümünde bana yardımcı olan Semih Arif Özdemir'e ve Dental Estetik Diş Protez Laboratuvarına teşekkür ederim.

Her zaman yanımda olan desteklerini daima hissettiğim arkadaşlarıma ve hayatımın her döneminde bana güvenen, desteklerini esirgemeyen, beni her zaman değerli hissettiren aileme teşekkür ederim.

## ÖZET

Bu *in vitro* çalışmanın amacı, mikrodalga ve konvansiyonel sinterizasyon yöntemleriyle üretilen zirkonya alt yapılarla üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantı dayanıklılığına, sinterizasyon yöntemlerinin ve farklı yüzey işlemlerinin etkisini incelemektir. Zirkonya alt yapıların hazırlanması için Noritake Alliance Y-TZP yarı sinterize bloklar kullanılmıştır. Disk şeklinde 96 örnek YenaDent CAM ünitesinde üretilmiş ve sinterizasyon işlemlerine göre 2 gruba ayrılmıştır (n=48). 48 örnek mikrodalga yöntemiyle, diğer 48 örnek ise konvansiyonel yöntemle sinterize edilmiştir. Örnekler uygulanacak yüzey işlemlerine göre 4'er gruba ayrılmıştır (n=12). Mikrodalga ile sinterize edilen alt yapı örneklerinde grupların dağılımı; M<sub>k</sub>: yüzey işlemi uygulanmaması (kontrol grubu), M<sub>1</sub>: Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama uygulanması, M<sub>2</sub>: liner uygulanması, M<sub>3</sub>: Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama sonrasında liner uygulanması; konvansiyonel yöntem ile sinterize edilmiş alt yapı örneklerinde grupların dağılımı ise; K<sub>k</sub>: yüzey işlemi uygulanmaması (kontrol grubu), K<sub>1</sub>: Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama uygulanması, K<sub>2</sub>: liner uygulanması, K<sub>3</sub>: Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama sonrasında liner uygulanması şeklindedir. Kişisel olarak hazırlanan indeks kullanılarak Cerabien CZR toz-likit karışımı zirkonya alt yapılar üzerine yığılarak fırınlanmış ve tüm örneklere (5°-55°C, 6000 döngü) ısıl döngü yapılmıştır. Daha sonra Üniversal Test cihazında 0,5mm/dk hızla örneklere bağlantı dayanıklılık testi uygulanmıştır. Tüm örneklerdeki kopma paternleri, ışık mikroskopunda değerlendirilmiş ve adeziv, koheziv veya adesiv ve kohesiv paternlerin kombinasyonu şeklinde sınıflandırılmıştır. Her kopma paterninden birer örnek elektron tarama mikroskopunda incelenmiştir. Elde edilen veriler; Shapiro Wilk, Levene, Post-hoc Tukey HSD, Student's t testleri, İki-Yönlü Varyans Analizi ve Tek-Yönlü Varyans Analizi kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirilmiştir (p<0.05). Mikrodalga ile sinterizasyon yapılan gruplarda, yüzey işlemleri arasında bağlantı dayanıklılığı ortalamaları yönünden istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (p=0.113). K<sub>3</sub> grubuna ait örneklerin kesme bağlantı dayanıklılık değerleri K<sub>1</sub> grubuna göre (p=0.015), K<sub>k</sub> grubuna ait örneklerin değerleri M<sub>k</sub> grubuna göre (p=0.004) ve K<sub>3</sub> grubuna ait örneklerin değerleri de M<sub>3</sub> grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede

yüksektir ( $p=0.005$ ). Hiçbir grupta adeziv kopma görülmezken, tüm gruplarda koheziv ve kombine kopma paternleri gözlenmiştir. Sonuç olarak, bu *in vitro* çalışmanın sınırları dahilinde, konvansiyonel yöntemle sinterize edilen Noritake Alliance zirkonya alt yapıların üzerine  $Al_2O_3$  ile kumlama yapıldıktan sonra liner uygulanması önerilmektedir.

Anahtar Kelimeler: zirkonya sinterizasyonu, kesme bağlantı dayanıklılığı,  $Al_2O_3$  kumlama, liner, ışık mikroskobu

## ABSTRACT

The aim of this in vitro study is to evaluate the effects of various surface treatments and sinterization methods on the shear bond strength between microwave and conventionally sintered zirconia substructure and superstructure ceramics. Noritake Alliance Y-TZP presintered blocks were used to prepare zirconia substructures. 96 disc shaped specimens were fabricated using YenaDent CAM unit and were divided in 2 groups according to the sinterization methods (n=48). 48 specimens were microwave sintered and the other 48 specimens were conventionally sintered. The specimens were then divided into 4 groups according to the surface treatments applied (n=12). The groups for microwave sintered substructure specimens were as; M<sub>k</sub>: untreated (control group), M<sub>1</sub>: Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> sandblasted, M<sub>2</sub>: liner applied, M<sub>3</sub>: Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> sandblasting followed by liner application; and the groups for conventionally sintered substructure specimens were as; K<sub>k</sub>: untreated (control group), K<sub>1</sub>: Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> sandblasted, K<sub>2</sub>: liner applied, K<sub>3</sub>: Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> sandblasting followed by liner application. Cerabien CZR powder-liquid slurry was placed using a custom made index and fired on zirconia substructures and then the specimens were thermocycled (5°-55°C, 6000 cycles). All specimens were then subjected to shear bond strength test using a universal testing machine at 0,5 mm/min. Fracture patterns of all specimens were evaluated under an optical microscope and classified as adhesive, cohesive or combination of adhesive and cohesive fracture patterns. A specimen of each fracture pattern was further evaluated under a scanning electron microscope. Data were statistically analyzed using the Shapiro Wilk, Levene, Post-hoc Tukey HSD and Student's t tests, Two-Way Variance Analysis and One-Way Variance Analysis (p<0.05). Within comparisons of shear bond strength values among microwave sintered substructure groups were statistically insignificant (p=0.113). Shear bond strengths of K<sub>3</sub> group specimens compared to that of K<sub>1</sub> group (p=0.015), K<sub>k</sub> group specimens compared to the M<sub>k</sub> group (p=0.004) and K<sub>3</sub> group specimens compared to the M<sub>3</sub> group were statistically higher (p=0.005). While adhesive fracture pattern was not demonstrated in any of the groups, cohesive and combined patterns was seen in all groups. In conclusion, within the limitations of this in vitro study

Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> sandblasting followed by liner application on conventionally sintered Noritake Alliance zirconia substructures may be preferred.

Key words: zirconia sinterization, shear bond strength, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> sandblasting, liner, optical microscope



# İÇİNDEKİLER

Teşekkür .....	iii
Özet .....	iv
Abstract.....	vi
İçindekiler .....	viii
Kısaltmalar ve Simgeler .....	xi
Şekil Dizini.....	xiv
Tablolar Dizini .....	xvi
<b>1. GİRİŞ .....</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER .....</b>	<b>3</b>
2.1. Tam Seramiklerin Tarihsel Gelişimi .....	3
2.1.1. Tam Seramik Restorasyonların Avantajları .....	4
2.1.2. Tam Seramik Restorasyonların Dezavantajları .....	5
2.2. Seramiklerin Sınıflandırılması .....	5
2.3. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim .....	6
2.3.1. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları.....	9
2.3.2. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları.....	9
2.3.3. CAD/CAM Sistemlerinde Restorasyon Üretiminde Kullanılan Materyaller .....	9
2.4. Dental Wings Açık Sistemi.....	10
2.5. Noritake Katana Sistemi .....	11

2.5.1. Noritake Katana Blokları .....	11
2.6. Yenadent D40 CAM Sistemi .....	11
2.7. Zirkonyum.....	12
2.7.1. Zirkonya Yaşlanması .....	13
2.8. Seramiklerde Sinterizasyon Yöntemleri .....	14
2.9. Isısal Döngü İşlemi .....	16
2.10. Metal Desteksiz Seramik Restorasyonlarda Alt Yapı ile Üst Yapı Seramiği Arasındaki Bağlantı Mekanizması .....	16
2.10.1.Metal Desteksiz Seramik Restorasyonlarda Alt Yapı ile Üst Yapı Bağlantısında Oluşan Başarısızlık Nedenleri .....	18
2.11. Zirkonya Alt Yapılar Üzerine Uygulanan Yüzey İşlemleri .....	18
2.12.Alt Yapı ile Üst Yapı Seramiği Arasındaki Bağlantı Dayanıklılığının Değerlendirilmesi .....	20
2.13. Bağlantı Dayanıklılığı Test Yöntemleri .....	20
2.14.Kopma Paterninin Değerlendirilmesinde Kullanılan Analiz Yöntemleri.	22
2.15. Çalışmanın Amacı.....	24
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM .....</b>	<b>26</b>
3.1. Zirkonya Alt Yapıların Hazırlanması .....	26
3.2. Sinterizasyon İşlemleri.....	27
3.3. Yüzey İşlemleri .....	29
3.4. Üst Yapı Seramiğinin Uygulanması .....	30
3.5. Isısal Döngü İşlemi .....	32

3.6. Kesme Bağlantı Dayanıklılık Testi .....	33
3.7. Kopma Paternlerinin Değerlendirilmesi.....	34
3.8. İstatistiksel Analiz .....	36
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>37</b>
4.1. Kesme Bağlantı Dayanıklılığı.....	37
4.2. Kopma Paternlerinin Değerlendirilmesi.....	39
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>43</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>50</b>
<b>7. KAYNAKLAR .....</b>	<b>52</b>

## KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ

Å	Angström (uzunluk birimi)
ABD	Amerika Birleşik Devletleri
Al	Aluminyum
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Aluminyum oksit
Au-Pd	Altın-palladyum
B <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Bor oksit
°C	Santigrat derece (sıcaklık birimi)
Ce	Seryum
C	Karbon
Ca	Kalsiyum
CAD/CAM	Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim (Computer aided design/Computer aided manufacturing)
CaO	Kalsiyum oksit
Ce-TZP	Seryum stabilize zirkonya (Ceria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals)
CIM	Computer integrated manufacturing
CNC	Computer numeric controlled
cm	Santimetre (uzunluk birimi)
dk	Dakika (zaman birimi)
DWOS	Dental wings open system

GHz	GigaHertz (frekans birimi)
K	Kelvin (sıcaklık birimi)
K <sub>2</sub> O	Potasyum oksit
KW	Kilowatt (enerji birimi)
Li <sub>2</sub> CO <sub>3</sub>	Lityum karbonat
m	monoklinik
Mg	Magnezyum
MgO	Magnezyum oksit
MPa	Megapaskal (basınç birimi)
μ	Mikron (uzunluk birimi)
mm	Milimetre (uzunluk birimi)
mm <sup>2</sup>	Milimetrekare (alan birimi)
Na <sub>2</sub> CO <sub>3</sub>	Sodyum karbonat
nm	Nanometre (uzunluk birimi)
PMMA	Polimetilmetakrilat
t	tetragonal
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning electron Microscope)
SiO <sub>2</sub>	Silisyum oksit
sn	Saniye (zaman birimi)
Y	İtriyum

Y-TZP	İtriyum stabilize zirkonya polikristalleri (Yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals)
Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	İtriyum oksit
Zr	Zirkonyum
ZrO <sub>2</sub>	Zirkonyum oksit
ZrSiO <sub>4</sub>	Zirkonyum silikat

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<b>Şekil 3.1.</b>	Dental Wings CAD sisteminde disk şeklinde örnek tasarımı .	27
<b>Şekil 3.2.</b>	YenaDent D40 CAM ünitesinde örneklerin üretilmesi .....	27
<b>Şekil 3.3.</b>	Mikrodalga sinterizasyon fırını .....	28
<b>Şekil 3.4.</b>	Konvansiyonel sinterizasyon fırını.....	28
<b>Şekil 3.5.</b>	Zirkonya alt yapıların üzerine liner uygulandıktan sonra fırınlama .....	30
<b>Şekil 3.6.</b>	Kişisel olarak hazırlanan PMMA indeks .....	31
<b>Şekil 3.7.</b>	Paralelometre ile seramik yüzeyindeki düzensizliklerin giderilmesi.....	31
<b>Şekil 3.8.</b>	Kumpas ile örnek çaplarının kontrol edilmesi.....	32
<b>Şekil 3.9.</b>	Isısal döngü cihazı .....	33
<b>Şekil 3.10.</b>	Üniversal test cihazı.....	33
<b>Şekil 3.11.</b>	Örneğin üniversal test cihazına yerleştirilmesi .....	34
<b>Şekil 3.12.</b>	Optik mikroskop .....	34
<b>Şekil 3.13.</b>	Örneklerin Au-Pd ile kaplanması.....	35
<b>Şekil 3.14.</b>	Elektron Tarama Mikroskobu .....	35
<b>Şekil 4.1.</b>	Sinterizasyon ve Yüzey İşlemlerine Göre Kesme Bağlantı Değerlerinin Karşılaştırılması (MPa) .....	38
<b>Şekil 4.2.</b>	Konvansiyonel yöntemle alt yapı sinterizasyonu yapılan örneklerde ışık mikroskobu görüntüleri.....	40

<b>Şekil 4.3.</b>	Mikrodalga yöntemiyle alt yapı sinterizasyonu yapılan örneklerde ışık mikroskobu görüntüleri .....	40
<b>Şekil 4.4.</b>	Mikrodalga ve konvansiyonel yöntem ile sinterize edilen zirkonya mikroyapısının SEM görüntüleri.....	41
<b>Şekil 4.5.</b>	Konvansiyonel yöntemle alt yapı sinterizasyonu yapılan örneklerde SEM görüntüleri.....	41
<b>Şekil 4.6.</b>	Mikrodalga yöntemiyle alt yapı sinterizasyonu yapılan örneklerde SEM görüntüleri .....	42



## TABLolar DİZİNİ

<b>Tablo 3.1.</b>	Konvansiyonel sinterizasyon yönteminde sıcaklık değerleri .	29
<b>Tablo 3.2.</b>	Mikrodalga ve konvansiyonel sinterizasyon yöntemleriyle elde edilen örneklere uygulanan yüzey işlemleri.....	29
<b>Tablo 3.3.</b>	CZR liner ve dentin fırınlanma sıcaklıkları .....	30
<b>Tablo 4.1.</b>	Kesme bağlantı dayanıklılık değerleri (MPa) .....	37
<b>Tablo 4.2.</b>	İki-Yönlü Varyans Analizine İlişkin Varyasyon Kaynakları.....	38
<b>Tablo 4.3.</b>	Kopma paternlerinin gruplara göre dağılımı .....	39

# 1. GİRİŞ

Metal alt yapı ile desteklenen seramik restorasyonlar çiğneme kuvvetleri karşısında gösterdikleri ideal mekanik özellikleri sayesinde hem posterior diş eksikliklerinde hem de anterior bölgedeki restorasyonlarda uzun yıllardır kullanılmaktadır (Mc Lean, 2001). Ancak metalin renginin dişetine yansması, alerji riski, korozyona uğrayabilmesi ve ışık geçirgenliğine sahip olmaması gibi dezavantajları nedeniyle tam seramik uygulamaları gelişmiştir (Fischer ve ark., 2002).

Zirkonyum oksit seramikler, tam seramikler arasında en yüksek eğilme ve kırılma dayanımına sahip olduğu için, ağız içinde özellikle posterior bölge gibi yüksek stres alanlarında sıklıkla tercih edilmektedir (Giordino, 2006).

CAD (Computer Aided Design, Bilgisayar Destekli Tasarım) / CAM (Computer Aided Manufacturing, Bilgisayar Destekli Üretim) yöntemiyle üretilen zirkonyum oksit seramik alt yapılar, mikrodalga veya konvansiyonel yöntemlerle sinterize edilebilmektedir (Upadhyaya ve ark., 2001).

Mikrodalga ile seramik sinterizasyonu sonucu elde edilen küçük ve uniform grenli yoğun mikroyapının, restorasyonun mekanik özelliklerini artırdığı düşünülmektedir (Guo, 2001).

Zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş alt yapıli restorasyonlarda en sık görülen başarısızlık üst yapı seramiğinin tamamen veya bir kısmının alt yapıdan tabakalar şeklinde ayrılmasıdır (Sailer ve ark., 2007). Bu sorunun oluşumunda bir çok faktörün etkili olduğu düşünülmektedir. Bu faktörler; alt yapının geometrisinin uygun olmaması, seramik içi defektler, yetersiz alt yapı desteği, okluzal stabilitenin olmaması, hastaya bağlı faktörler, yetersiz bağlanma kuvveti, alt yapı ile üst yapıda kullanılan seramiklerin ısıl genişleme katsayıları arasındaki uyumsuzluk ve alt yapı üzerine uygulanan yüzey işlemleri olarak sıralanabilmektedir (De Jager ve ark., 2005; White ve ark., 2005).

Zirkonya alt yapı ile üst yapı seramiği arasındaki bağlantı dayanıklılığını artırmak amacıyla Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (aluminyum oksit) kumlama, liner uygulaması, düşük

grenli frezler yardımıyla yüzey pürüzlendirmesi gibi işlemler uygulanabilmektedir.

Planlanan çalışmanın amacı iki farklı sinterizasyon yöntemiyle üretilen zirkonya alt yapılarla üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantı dayanıklılığına sinterizasyon yöntemlerinin ve farklı yüzey işlemlerinin etkisini incelemektir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Tam Seramiklerin Tarihsel Gelişimi

Metal desteksiz sabit restorasyonların öncüsü olan jaket kronlar, Land tarafından 1886 yılında geliştirilmiştir. Porselen jaket kronlar uzun yıllar boyunca diş hekimliğinde en estetik restorasyon olma özelliğini korumuştur. Ancak bu restorasyonların kullanım alanları, mekanik dezavantajları nedeniyle anterior bölgedeki tek diş restorasyonlarla sınırlı kalmıştır (Land, 1886).

1965 yılında McLean ve Huges aluminyum oksit ile seramiği güçlendirerek metal desteksiz seramik uygulamalarına başlamışlardır. Ancak bu uygulamalar da anterior bölgedeki tek diş restorasyonlarla sınırlı kalmıştır (McLean, 1979).

Yapılan metal desteksiz seramik restorasyon uygulamalarında, %40–50 oranında alumina kristalleri içeren kor yapı kullanılmıştır. Bu kor yapı üzerine feldspatik seramik uygulanmıştır. Ayrıca aluminöz seramik yapımında kullanılan ve restorasyonun simantasyonundan önce platin folyonun uzaklaştırılması esasına dayanan çift platin folyo tekniği uygulamaları da denenmiştir (Wildgoose ve ark., 2004).

1984'te camın kontrollü kristalizasyonu ile tam seramik sistemlerin gelişimi devam etmiştir. Öncelikle refraktör bir kalıp içerisine cam yapının eritilerek dökülmesinin ardından kristalizasyonunun sağlandığı, cam matriks içerisinde tetrasilisik flormika kristalleri bulunan Dicor (Dentsply Caulk, ABD) cam seramik sistemleri geliştirilmiştir. Daha sonra, Dicor MGC (Dentsply Caulk, ABD) ismiyle, bünyesinde %70 oranında tetrasilisik flormika kristali içeren ve makine ile işlenebilen cam seramikler üretilmiştir.

1990'ların başında basınçla dökülen, hacminin %34'ü lösitten oluşan, direnci ve marjinal adaptasyonu Dicor cam seramiklere benzeyen; ancak özel kristalizasyon aşamasını içermeyen bir cam seramik sistemi olan IPS Empress (Ivoclar, Lihtenştayn) kullanıma sunulmuştur. Ancak bu sistemlerin çok üyeli sabit restorasyonların üretimine uygun olmaması; 1990'ların sonlarına doğru

hacminin %70'i lityum disilikat kristallerinden oluşan, ikinci premolar dişe kadar uzanan 3 üyeli köprülerin üretimine imkan veren ve yüksek kırılma direncine sahip IPS Empress 2'nin (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) ve daha sonra IPS e-max'ın (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) geliştirilmesini sağlamıştır. Bu gelişmelerin ardından sinterize edilerek, millenerek ve basınç ile dökülerek alumina alt yapı seramiğinin üretildiği Procera AllCeram (Nobel Biocare, İsveç), cam-infiltrate alumina alt yapı seramiği olan In-ceram Alumina, cam infiltrate zirkonya-alumina alt yapı seramiği olan In-ceram Zirconia, kısmen veya tam sinterize edilmiş zirkonya ingotların CAD/CAM cihazları ile işlenmesi sonucu üretim yapan Lava (3M ESPE, Almanya), sinterize edilmemiş zirkonya seramiklerin millenerek şekillendirildiği Cercon (Degudent, Almanya) ve preparasyonu tamamlanan dişin sanal görüntüsü elde edilerek, buna göre protezin milledeme işlemi ile üretildiği Cerec (Sirona, Almanya) sistemleri geliştirilmiş ve böylece IPS e-max' e göre çok daha sert, güçlü ve kırılmaya karşı dayanıklı dental seramikler kullanıma sunulmuştur (Anusavice, 2003a).

### **2.1.1. Tam Seramik Restorasyonların Avantajları**

1. Tam seramik restorasyonlar, ışığı yansıtma özellikleri nedeniyle mükemmel bir estetik sağlamaktadır.
2. Biyouyumludurlar.
3. Doğal diş yapısına yakın ısı iletkenliğine ve ısıl genişleme katsayısına sahiptirler.
4. Sıkışma kuvvetlerine karşı dayanıklıdırlar.

(Zaimoğlu ve ark., 1993 ; Raigrodski, 2004; Yavuzylmaz ve ark., 2005)

### **2.1.2. Tam Seramik Restorasyonların Dezavantajları**

1. Çekme kuvvetlerine karşı dirençsizdirler.
2. Üretimleri özel ekipman gerektirmektedir, maliyetleri yüksektir ve hazırlanmaları uzun zaman almaktadır.

(Shillinburg ve ark.,1997; Yavuzyılmaz ve ark., 2005)

### **2.2. Seramiklerin Sınıflandırılması**

Dental seramikler, farklı araştırmacılar tarafından çeşitli özellikleri dikkate alınarak sınıflandırılabilir (Hondrum, 1992; Rosenblum ve ark., 1997; Anusavice, 2003b).

#### **A. Fırınlama Sıcaklıklarına Göre Seramiklerin Sınıflandırılması**

1. Yüksek ısı seramikleri (1300°-1400 °C)
2. Orta ısı seramikleri (1100°-1300 °C)
3. Düşük ısı seramikleri (850°-1100 °C)
4. Ultra düşük ısı seramikleri (850 °C)

#### **B. Seramiklerin Kullanım Yerlerine Göre Sınıflandırılması**

1. Hareketli protezlerde kullanılan takım dişlerin yapımında kullanılan seramikler
2. Jaket kronlar ve inley-onleylerde kullanılan seramikler
3. Anterior ve posterior sabit parsiyel restorasyonlarda kullanılan seramikler

#### **C. Seramiklerin Üretim Şekillerine Göre Sınıflandırılmaları**

Tam seramik sistemler 4 grupta sınıflandırılabilir:

### **a. Dökülebilir Seramik Sistemleri**

- Dicor (Dentsply, ABD)
- Cerapearl (Kyocera, ABD)

### **b. Refraktör Day Üzerinde Hazırlanan Seramik Sistemleri**

- Cerestore/Alceram (Innotek Dental Corp., ABD)
- Mirage (Myron Int Inc., Kanada)
- Optec (Jeneric, Pentron Inc., ABD)
- Hi-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Almanya)
- In-Ceram Alumina (Vita-Zahnfabrik, Almanya)
- In-Ceram Spinel (Vita-Zahnfabrik, Almanya)
- In-Ceram Zirkonya (Vita-Zahnfabrik, Almanya)

### **c. Isı Altında Preslenebilen Seramik Sistemleri**

- IPS Empress (Ivoclar, İsviçre)
- IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)
- IPS e-max (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)

### **d. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim Tekniği**

#### **2.3. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim**

Bilgisayar destekli tasarım (CAD), bilgisayar destekli üretim (CAM), bilgisayar sayısal kontrolü (CNC, Computer Numeric Controlled) ve bilgisayarla entegre üretim (CIM, Computer Integrated Manufacturing) teknolojileri son yıllarda hızla gelişmektedir. Bilgisayar yardımı ile üretimin kontrolünde başarının sağlanması ile diş hekimliği alanındaki restorasyonların da bilgisayar destekli olarak üretilmesi fikri ortaya çıkmıştır (Hickel, 1997). İlk olarak CAD/CAM

sisteminin kurucusu olarak kabul edilen Francois Duret tarafından 1971 yılında geliştirilen sistemle, diş hekimliğinde restorasyonların yapımı gündeme gelmiştir. 1979 yılında Heitlinger ve Rodder'ın ardından, 1980'de Moermann ve Brandestini CAD/CAM sistemleriyle ilgili çalışmalar yapmışlardır. Diş hekimliğine yönelik ilk geliştirilen CAD/CAM sistemi Fransa'da 1983'te Garanciere konferansında tanıtılmıştır. Bu yöntemle ilk tek üyeli sabit parsiyel restorasyon hasta başında ve herhangi bir laboratuvar işlemi uygulanmadan hazırlanabilmiştir (Duret ve ark.,1988).

CAD/CAM sistemlerin geliştirilmesindeki amaç; konvansiyonel yöntemlerin dezavantajlarını elimine etmek, yapılacak restorasyonun doğal anatomisine, fonksiyonlarına ve preparasyonuna göre bilgisayar kullanarak tasarımını yapmak, hasta başında restorasyonu üretebilmek, restorasyonun mekanik direnci, kenar uyumu, yüzey kalitesini artırmak ve daha iyi bir estetik sağlamaktır (Christensen, 2001).

İnley, onley, laminate veneer, parsiyel kron, bir veya çok üyeli sabit parsiyel restorasyonlar, hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları, implant cerrahisinde kullanılan cerrahi stentlerin üretilmesi gibi geniş bir endikasyon alanını kapsamaktadır. Bu sistemler maksillofasiyal protezlerin hazırlanmasında da kullanılmaktadır. CAD/CAM teknolojisi ayrıca implant destekli restorasyonlarda dayanak ve hibrit protez alt yapı tasarımı ve üretiminde de uygulanmaktadır. (Koçak, 2006; Ersu ve ark., 2008).

CAD/CAM sistemleri temel olarak 3 bileşenden oluşmaktadır;

1. Hazırlanan kaviteden veya preparasyondan 3 boyutlu veri toplanması
2. Özel yazılımlar kullanılarak dental restorasyon için tasarım yapılması
3. Aşındırma ünitesinde, dijital tasarıma uygun olarak üretimin yapılması

Veriyi kaydeden birimler, CAD/CAM sistemleri arasında farklılıklar göstermektedir. Bazı sistemlerde üç boyutlu tarama yapabilen dijital bir ağız içi kamera kullanılırken, diğerlerinde modelden veri elde etmekte kullanılan, ağız içi kullanıma uygun olmayan birimler kullanılmaktadır. 3 boyutlu sanal restorasyonların



tasarımı için her sistemin kendine ait bilgisayar yazılım programı bulunmaktadır (Rekow, 1991). CAD/CAM sistemlerinde kullanıcıların, elde edilen tasarım üzerinde yapabildikleri değişiklikler farklılık göstermektedir. İlk sistemler kullanıcının yapacağı değişikliklere neredeyse hiç izin vermezken, daha güncel olan bir çok sistemde hekim tasarımın hemen hemen her özelliğini değiştirme olanağına sahiptir. Ayrıca optik veri transferi birimleri gibi tasarım yazılımları da söz konusu sisteme özeldir ve farklı sistemler arasında yazılım uyumu bulunmamaktadır (Mehl ve Hickel 1999). Restorasyonun tasarımı tamamlandığında, CAD yazılımı, sanal modeli CAM birimine ileterek restorasyonun üretimini başlatmaktadır.

CAD yazılımı, restorasyonun üretilmesi için, sanal modelin bloktan elde edilmesine uygun hareket yolları belirlemektedir, frezler CAD biriminden gelen komuta uygun olarak hareket etmekte ve restorasyon hazır bloklardan oluşturulmaktadır.

Restorasyonların elmas frezler ve diskler yardımı ile aşındırılarak üretilmesi '*eksiltme yöntemi*' olarak isimlendirilmektedir. Sıklıkla kullanılan bu yöntemde, restorasyonun son şekli verilebilmektedir ancak fazla miktarda materyal uzaklaştırılması dezavantajıdır. Günümüzde bu yönetime alternatif olarak hızlı prototip üretimi gibi (üç boyutlu serbest şekilli üretim/ solid free-form fabrication) '*ekleme prensibiyle*' çalışan sistemler (Pro 50, WaxPro, Cynovad, Saint-Laurent, Quebec, Kanada) geliştirilmiştir. Ayrıca lazer ile sinterizasyon da (Medifactoring, Bego Medical AG, Bremen, Almanya; Hint Els, Griesheim, Almanya) bu yöntemler arasında sayılabilmektedir. Bu yöntem, restorasyonun bilgisayar tasarımı, mevcut CAD/CAM sistemlerindeki frezeleme işlemi yerine işlem dizisi sırasında, seramik veya metal toz havuzundaki materyalin sürekli ilavelerle sinterize edilerek restorasyonun tamamlanması prensibine dayanmaktadır. Procera ve Wolceram gibi bazı sistemler ise eksiltme ve ekleme yöntemlerini kombine olarak bünyesinde bulundurmaktadır (Strub ve ark., 2006). CAD/CAM sistemleri ile ilgili yapılan bir sınıflamaya göre makine destekli üretim klinikte veya laboratuvarında gerçekleştirilebilmektedir. Restorasyonun klinikte direkt olarak diş preparasyonu ile aynı seansta üretilmesi yöntemi '*chair-side concept*' olarak isimlendirilmektedir. Direkt yöntemin avantajı tüm işlemin tek seansta tamamlanması nedeniyle zamandan kazanç sağlamasıdır. Restorasyonun indirek olarak laboratuvarında

hazırlanması yöntemi ise '*lab-side concept*' olarak ifade edilmektedir.

### **2.3.1. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları**

1. Yüksek kalitede materyal kullanımına olanak sağlanması
2. Farklı parametrelerin kontrolünün kolaylıkla sağlanması (tabaka kalınlığı, prepare edilen kavite şekli, siman aralığı gibi)
3. Yüksek kalitede restorasyon üretiminde süreklilik sağlanması (Mehl ve Hickel, 1999)

### **2.3.2. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları**

1. Prefabrike blokların kullanımı nedeni ile renk seçiminin kısıtlı olması
2. Bazı sistemlerin uzman kullanıcı gerektirmesi
3. Kullanılan cihazların maliyetlerinin yüksek olması (Siervo ve ark., 1992; Mehl ve Hickel, 1999)

### **2.3.3. CAD/CAM Sistemlerinde Restorasyon Üretiminde Kullanılan Materyaller**

CAD/CAM sistemlerinde; seramikler, metal alaşımlar (titanyum, soy veya soy olmayan metaller) ve polimer esaslı materyaller ile üretim yapılabilmektedir. Kullanılan seramikler alumina, zirkonya, cam infiltre edilen alumina, feldspar, lösit veya lityum disilikat esaslı olabilmektedir (Kamposiora ve ark., 1996; Azer ve ark., 2001). CAD/CAM sistemlerinde kullanılan seramikler prefabrike bloklar halinde bulunmaktadır. Bu bloklar sinterize edilmemiş (*green state*) (*dry pressed*), yarı sinterize (presinterize) (*white state*) veya tam sinterize edilmiş olarak bulunmaktadır. Sinterize edilmemiş bloklar, seramik partiküllerinin yoğun basınç altında sıkıştırılması ile elde edilmektedir (Raigrodski ve ark., 2004). Sinterize edilmemiş ve presinterize seramik bloklar pöröz yapıda olup, hızlı bir frezeleme işlemine imkan tanımaktadır. Bu bloklardaki pörözitenin elimine edilebilmesi için frezeleme işleminden sonra yeniden sinterizasyon yapılması gerekmektedir. Gerek sinterize edilmemiş, gerekse presinterize bloklardan elde

edilen alt yapılarda sinterizasyon büzülmesini (%12-25) kompanze edebilmek amacıyla; frezeleme öncesinde CAD  nitelerinde alt yapı boyutları, sonuçta elde edilmesi hedeflenen alt yapı boyutlarından daha büyük olarak hazırlanmaktadır. Sinterizasyon sonucunda, blokların yoğunluğu ve mekanik özellikleri artmaktadır. Tam olarak sinterize edilmiş seramikler ise p r z yapıda olmayıp frezeleme işlemi daha zordur, bu bloklarda ek bir sinterizasyon yapılmasına gerek duyulmamaktadır (Griggs, 2007). Cam infiltre CAD/CAM bloklar ise 'slip-cast' seramikleri ile benzer kompozisyondadır ve frezeleme işlemi sonrasında p r z yapının giderilmesi amacıyla cam infiltrasyonu yapılması gerekmektedir. Kitlenin ana yapısı olan alumina, alumina-spinell veya alumina-zirkonya karışımının kristalleri arasındaki boşluklara lantanyum esaslı cam infiltre edilerek yapının bütünlüğü sağlanmaktadır (Denry ve Holloway, 2010).

Metalik malzemeler içerisinde özellikle titanyum üstün biyoyumluluk, korozyona direnç ve ince işlenebilirliği sayesinde en çok tercih edilen metal grubudur. Konvansiyonel yöntemle karşılaştırıldığında, CAD/CAM sistemlerinde kullanılan bloklar endüstriyel olarak üretildiği için materyallerin yapısında pörözite bulunmayıp daha homojen yapıdadırlar ve dayanıklılıkları daha yüksektir (Ersu ve ark., 2008).

#### **2.4. Dental Wings Açık Sistemi**

Dental Wings Açık Sistemi (Dental Wings Open System, DWOS, Montreal, Kanada); intra-oral tarama, ölçü ve model taranmasına olanak tanıyan Dental Wings Tarayıcı (Monreal, Kanada) ile uyumlu yazılımdan oluşan bir CAD sistemidir. Dental Wings tarayıcısı, yüzeyle temas etmeden optik tarama yapabilmektedir. Bu sistem; bir veya birden fazla  niteli sabit parsiyel restorasyonlar, implant destekli protezler, kişisel implant dayanakları, hareketli bölümlü protezler ve mum yapıların tasarlanmasına ve üretilmesine olanak tanımaktadır. Dental Wings yazılımı, DWOS-RPM (rapid prototyping and manufacturing), DWOS-CAM, DWOS-VMD (virtual model design) olmak üzere üç modülden oluşmaktadır. DWOS-CAM sistemi farklı üreticilere ait  nitelerle (Katana, Noritake; Prismatic CZ, Glidewell; Yenadent, ZenoTec) uyumlu olarak

çalışabilmektedir. Dental Wings açık sistemi piyasadaki farklı içerik ve formlara sahip tüm bloklarla kullanılabilir.

## **2.5. Noritake Katana Sistemi**

Noritake Katana (Noritake Dental Supply Co. Ltd., Japonya) %94.4 ZrO<sub>2</sub> ve %5.4 Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> içerikli zirkonya bloklardan üretim yapabilen CAD/CAM sistemlerinden biridir. CAM sistemi 4-5 eksenle frezeleme yapabilen eksiltme prensibiyle çalışmaktadır. Bir veya daha fazla üniteli sabit parsiyel protezler, inley, onley ve kişisel implant dayanaklarının üretimi sağlanabilmektedir.

### **2.5.1. Noritake Katana Blokları**

#### **1. Noritake Katana Prizmatik L Blokların Özellikleri**

Sinterize edilmeden preslenerek elde edilen bu blokların KT 10, KT11, KT 12, KT 13, KT 14, KT 15, KT 16, KT 17 ve KT 18 kodlarına sahip 9 farklı renk seçeneği bulunmaktadır. Bloklar, 43x76x23 mm ebatlarındadır.

#### **2. Noritake Katana Disk Blokların Özellikleri**

Sinterize edilmeden preslenerek elde edilen bu blokların KD 10, KD 12, KD 13, KT 15 kodlarına sahip 4 farklı renk seçeneği bulunmaktadır. Disk şeklinde bu blokların çapı 98.5 mm; kalınlığı ise 10 mm, 14 mm, 18 mm, 22 mm, 26 mm olarak değişmektedir.

#### **3. Noritake Alliance**

ZA 10, ZA 12, ZA 13, ZA 15 olmak üzere 4 farklı renk koduna sahip yarı sinterize bloklardır. Disk şeklinde bu blokların çapı 98.5 mm; kalınlığı ise 10 mm, 14 mm, 18 mm, 22 mm, 26 mm olarak değişmektedir.

## **2.6. YenaDent D40 CAM Sistemi**

Dental Wings tarayıcı ve yazılımıyla entegre çalışan YenaDent D40 CAM sistemi (İstanbul, Türkiye), 4- 5 eksenli, servo motorlu, çift blok tutuculudur ve su ile çalışabilmektedir. Bu sistemle zirkonya, titanium, krom-kobalt ve PMMA

bloklar kullanılarak; bir veya çok üyeli sabit parsiyel protezler, inley-onley restorasyonlar, kişisel implant dayanakları üretilebilmektedir.

## 2.7. Zirkonyum

Zirkonyum periyodik cetvelde sembolü Zr, atom numarası 40 ve atom ağırlığı 91,22 olan, metaller grubunda yer alan kimyasal bir elementtir.

İlk olarak 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından bazı değerli taşların ısıtılması sonucu oluşan reaksiyon ürünü olarak bulunmuştur (Piconi ve Maccauro 1999). Zirkonyum doğada serbest metal olarak görülmemektedir; ancak zirkonyum mineralleri şeklinde bulunmaktadır. Bilinen mineralleri ise zirkon veya diğer ismiyle zirkonyum silikat ( $ZrSiO_4$ ) ve zirkonyum oksit ( $ZrO_2$ )'tir. Zirkonyum oksitin diğer adları ise zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyit'tir.

Zirkonya polimorfiktir ve zirkonya kristalleri monoklinik (m), tetragonal (t) ve kübik (c) olmak üzere üç fazda bulunmaktadır. Zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazdadır ve stabil değildir. Oda sıcaklığından 1170 °C'ye kadar bu fazda kalabilmektedir. Bu sıcaklığın (1170 °C) üzerinde tetragonal faza geçmektedir. 2370 °C'nin üzerinde ise kübik faza geçmektedir, 2680 °C olan ergime noktasına kadar bu fazda kalabilmektedir (Piconi ve Maccauro 1999). Zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilmesi için saf zirkonyaya kalsiyum (Ca), magnezyum (Mg), alüminyum (Al), itriyum (Y) ve seryum (Ce) gibi metal oksitler ilave edilmektedir. Bu metal oksitlerin ilave edilmesi ile tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm kontrollü olarak sağlanabilmektedir.

Oda sıcaklığında tetragonal fazda bulunan zirkonya '*metastable*' özelliğe sahiptir; ancak aşındırma gibi yüksek lokal stresler altında (Garvie ve ark., 1975) kümlamada (Curtis ve ark., 2006) ve ısıl yaşlandırmada monoklinik faza dönüşmektedir (Chevalier, 1999). Bu dönüşüm %3-4 lokal hacim artışı ile sonuçlanmaktadır. Bu hacim artışı ile lokal kompresif (sıkışma) stresler oluşmaktadır. Oluşan bu kompresif stresler olası bir çatlak durumunda bu çatlakların ilerlemesini engellemektedir (Porter ve Heuer, 1977). İtiryum oksitin ( $Y_2O_3$ ) diğer metal oksitlerden daha üstün özelliklere sahip olması nedeniyle genellikle %3 mol

itriyum oksit stabilize edici ajan olarak kullanılmaktadır; ancak oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilen zirkonyanın *metastable* özelliğinden dolayı, zirkonya yapısında tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü sağlayacak enerji mevcuttur ve belli etkenler varlığında bu dönüşüm gerçekleşebilmektedir (Kelly, 2004). Tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüme, '*faz dönüşüm sertleşmesi*' (*transformation toughening*) denilmektedir. Zirkonya esaslı seramiklerin yüksek direnç ve kırılma dayanımı gibi mekanik özellikleri tetragonal-monoklinik faz dönüşümüne bağlıdır.

Zirkonyanın biyomateryal olarak kullanımı 1960'lı yılların sonunda başlamıştır. İlk olarak kalça eklemi ameliyatlarında kullanılmışlardır (Christel ve ark.,1988).

1990'lı yılların başında itriyum ile stabilize edilmiş zirkonya polikristallerin diş hekimliğine endodontik postlar (Jeong ve ark., 2002; Heydecke ve ark., 2002) ve implant dayanakları olarak kullanıma girmesi ile zirkonya tam seramik sabit bölümlü protezlerin yapımında alternatif bir kor malzemesi olarak değerlendirilmeye başlanmıştır. Restorasyonlar, önceden sinterize edilmiş blokların hafif bir şekilde şekillenmesini (*soft machining*) takiben yüksek ısıda sinterizasyonu veya tamamen sinterize edilmiş blokların sert bir şekilde işlenmesi (*hard machining*) ile üretilmektedir (Denry ve Kelly, 2008).

Bir çok CAD/CAD sisteminde de  $Y_2O_3$  ilavesiyle faz stabilizasyonu sağlanmış zirkonya bloklar kullanılmaktadır, ancak ilave edilen itriyumun zamanla su buharı ile reaksiyonu sonucu oluşan itriyum hidroksit nedeniyle tetragonal fazın stabilitesinde kayıp ve artan yaşlanma eğilimi gözlenmiştir (Zaimoğlu ve ark.,1993; Deany,1996).

### **2.7.1. Zirkonya yaşlanması**

Zirkonya yaşlanması, zirkonyanın spontan olarak tetragonal formdan monoklinik forma dönüşüm göstermesiyle maddenin birden fazla fazı içermesidir. Yaşlanma, su varlığında yüzeyde yavaş yavaş gelişen dönüşümlerle oluşmaktadır. Dönüşüm ilk önce stres korozyon mekanizması tarafından

yüzeydeki izole grenlerde başlamaktadır. Zirkonyanın yaşlanma sebepleri şu şekilde özetlenmiştir (Piconi ve Maccauro, 1999; Chevalier, 2006) :

- 1) Büyük moleküller
- 2) Düşük konsantrasyonda itriyum moleküllerinin bulunması
- 3) Yüzeydeki stres
- 4) Kübik faz içermesi
- 5) Kritik sıcaklık aralığının 200-300 °C arasında olması
- 6) Yoğunluk, sertlik veya dayanıklılığındaki azalma ve buna bağlı olarak monoklinik faz oranının artması
- 7) Mekanik özelliklerindeki değişimler; t-m faz değişimleri sonucu oluşan materyal içindeki makro ve mikro çatlaklar
- 8) t-m dönüşümünün materyalin yüzeyinden başlayarak daha derin tabakalara doğru ilerlemesi
- 9) Gren büyüklüğünü azaltarak veya oksit içeriğini artırarak t-m dönüşümünün azalması
- 10) t-m dönüşümünün su ve su buharı altında gerçekleşmesi

Tetragonal fazın stabilitesinin sağlanamaması '*düşük dereceli hidrotermal bozulma*' olarak adlandırılmaktadır (Guo, 2001). Araştırmalar bu döngünün zirkonyum içine farklı elementler ilave edilerek (Al, Ce gibi) veya üretim aşamasında mikroyapının değiştirilerek engellenebileceğini bildirmiştir (Kelly ve Denry, 2008).

## **2.8. Seramiklerde Sinterizasyon Yöntemleri**

Küçük partiküllerin yüksek ısıl işlemler sonucu birbirine füzyonuna '*sinterizasyon*' denilmektedir. Seramiği oluşturan grenlerin boyutu sinterizasyon süresi ve sıcaklığı ile kontrol edilebilmektedir. Geleneksel olarak sinterizasyon işlemi rezistanslı fırınlarda yapılmaktadır ve istenilen gren boyutu ve yoğunluğa ulaşıncaya kadar devam etmektedir. Bu işlem sinterizasyon yapılacak olan fırının niteliğine göre bir kaç saat veya bir kaç gün sürebilmektedir.

Mikrodalga enerjisi ile sinterizasyon, geleneksel yöntemlere göre daha yeni bir yöntemdir . Mikrodalga enerjisi akrilik rezin polimerizasyonunda (Ghani ve ark., 2010), akrilik protezlerin dezenfeksiyonunda (Altieri ve ark.,2012), dental alçı kurutma işlemlerinde (Yap ve ark., 2003) ve seramik glaze işlemlerinde (Prasad ve ark., 2009) kullanılmaktadır.

Seramik yapıların üretiminde mikrodalga teknolojisinin kullanılmasının bir çok avantajı bulunmaktadır (Lu ve Chen, 1987; Travitzky ve ark., 2000; Xie ve ark., 1999a). Bu sistem dış hekimliğinden temel tıp bilimlerine kadar geniş bir kullanım alanı bulmuştur ve popülaritesi her geçen gün artmaktadır (Chevalier, 2006; Goldstein ve ark., 2009). Mikrodalga ile sinterizasyon yöntemi  $CeO_2-ZrO_2$  ,  $Y_2O_3-ZrO_2$  ,  $Al_2O_3$  gibi farklı yapılardaki seramikler için on yıldan uzun süredir kullanılmaktadır (Zhao ve ark., 2000; Xie ve ark., 1999b). Mikrodalga ile sinterizasyon sonucu elde edilen uniform ve yoğun mikroyapı zirkonyanın mekanik özelliğini artırdığı gibi, hidrotermal yaşlanma etkisini de azaltmaktadır (Sato ve ark., 1985). Aynı zamanda mikrodalga teknolojisi kullanılarak sinterizasyon süresi büyük oranda kısalmaktadır. Mikrodalgalar, elektromanyetik spektrumun radyo dalgaları ile kızıl ötesi ışınlar arasındaki bölümde yer almaktadır. Frekansları 1 GHz ile 1000 GHz arasında, dalga boyları 0,1–100 cm olan elektromanyetik dalgalardır.

Mikrodalga fırının ısıyı, konvansiyonel fırınlar gibi dıştan içe değil içten dışa doğru oluşturduğu düşünülmektedir. Ancak bu bir yanılsamadır. Konvansiyonel yöntemlerde ısı dıştan içe doğru yayıldığı için, mikrodalgaların etkisi içten dışa olarak algılanmaktadır; gerçekte ise mikrodalga fırınlarda her noktada aynı anda ısı oluşmaktadır. Mikrodalga kullanımıyla enerji iletimi doğrudan materyalin içinde gerçekleşmektedir. Bu enerji, iyonik iletim, dipolar relaksasyon ve foton-fonon etkileşimi gibi absorpsiyon mekanizmaları sayesinde ısıya dönüşmektedir. Bu sayede kristal ağın her ünitesinde titreşimler oluşarak, seramik yapıda ısı dağılımı uniform olarak gerçekleşmektedir (Cheng ve ark., 2000; Upadhyaya ve ark., 2001; Menezes ve ark., 2010).



## 2.9. Isısal Döngü İşlemi

Isısal döngü yöntemi, en sık kullanılan yaşlandırma (*aging*) yöntemlerinden biridir. ISO TR 11450 (1994) standartlarına göre 5 °C ve 55 °C suda 500 döngü uygulanması uygun bir yaşlandırma testidir. Isısal döngü, aşırı sıcak ve soğğun ağız boşluğuna girmesini taklit etmekte ve diş ile restoratif materyal arasındaki ısısal genleşme katsayısı farklılığının etkisini doğrusal olarak göstermektedir (Quilo ve ark.,1993; Davidson ve ark.,1993; Titley ve ark. 2003). Gale ve Darvell 10000 döngünün *in vivo* olarak yaklaşık 1 senelik fonksiyona eşdeğer olduğunu, ISO standartlarının önerdiği 500 döngünün ise uzun dönem bağlanmanın taklit edilmesi için çok kısa olduğunu öne sürmüşlerdir (Gale ve Darwell, 1999).

## 2.10. Metal Destekli ve Metal Desteksiz Seramik Restorasyonlarda Alt Yapı ile Üst Yapı Seramiği Arasındaki Bağlantı Mekanizması

Metal destekli restorasyonlarda alt yapı ile üst yapı seramiği arasındaki bağlantı mekanizması dört farklı şekilde tarif edilmiştir:

1) Mekanik tutuculuk; metal yüzeyi üzerinde kumlama işlemiyle oluşturulan mikron düzeyindeki çukurcuklar sayesinde gerçekleşen mekanik kilitleme, metal destekli restorasyonların alt yapı ile üst yapı seramiği arasında mekanik tutuculuğu sağlamaktadır.

2) Sıkıştırıcı kuvvetler; metal alt yapının ısısal genleşme katsayısı ile üst yapı seramiği arasında olması gereken  $0.5 \times 10^{-6}$  °C lik fark sonucu fırınlanan restorasyonun soğuması sırasında seramiğin metal üzerine doğru çekilmesine yol açarak, metal alt yapı ile üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantıya katkı sağlamaktadır.

3) Van der Waal's Kuvvetleri; moleküller arası karşılıklı çekim esasına dayanmaktadır. Az bir etkisi olduğu düşünülse de kimyasal bağlanmanın başlamasında önemli bir yere sahiptir.

4) Kimyasal Bağlantı; metal üzerindeki oksit tabakasıyla seramik yapısındaki oksitler arasında oluşan kimyasal bağlantı, metal alt yapı ile üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantının temelini oluşturmaktadır.

Zirkonya alt yapılar ile üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantı mekanizması ise halen net değildir.

Fisher ve ark. (2008)'ı zirkonya alt yapı ile üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantının etkilendiği faktörleri;

- mekanik kilitleme
  - yüzeydeki defekt konsantrasyonu ve tipi
  - ıslanabilirlik özellikleri
  - kimyasal faktörler
- olarak bildirmişlerdir.

Zirkonya, diğer seramiklere göre göreceli olarak daha düşük bir ısısal genişleme katsayısına sahip olduğu için zirkonya ile aynı veya daha düşük ısısal genişleme katsayısına sahip özel üst yapı seramikleri geliştirilmiştir. Tam seramik restorasyonlarda, alt yapı ve üst yapı seramiği arasındaki ısısal genişleme katsayısı uyumsuzluğunun olabildiğince az olması, alt yapı ve üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantı başarısını etkilemektedir (Isgro ve ark., 2004).

Üreticiler zirkonya alt yapıların ısısal genişleme katsayısı değerlerini, Noritake Alliance için  $10.5 \times 10^{-6} / K$ , Lava için  $10 \times 10^{-6} / K$ , Cercon ve Vita YZ Cubes için  $10,5 \times 10^{-6} / K$ , Procera için  $10,4 \times 10^{-6} / K$  olarak belirtmişlerdir. Zirkonya alt yapılarla uyumlu seramiklerin ise ısısal genişleme katsayısı değerleri, Cerabien CZR için  $9.1 \times 10^{-6} / K$ , IPS e-max Ceram için  $9,5 \times 10^{-6} / K$ , Vita VM9 için  $8,8-9,2 \times 10^{-6} / K$ , Lava Ceram için  $9,8 \times 10^{-6} / K$  ve Cercon Ceram için  $9,2 \times 10^{-6} / K$  olarak belirlenmiştir. Nano floropatit doldurucular içeren IPS e-max Ceram hem lityum disilikat içeren IPS e-max üzerine hem de IPS e-max ZirCAD zirkonya alt yapılar üzerine uygulanabilmektedir.

### **2.10.1. Metal Desteksiz Seramik Restorasyonlarda Alt Yapı ile Üst Yapı Bağlantısında Oluşan Başarısızlık Nedenleri**

Zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş alt yapıli restorasyonları değerlendiren *in vivo* alışmalara göre bu tür restorasyonlarda en sık görülen başarısızlık st yapı seramiğinin tamamen veya bir kısmının kor yapıdan tabakalar şeklinde ayrılmasıdır (Sailer ve ark., 2007; Fischer ve ark., 2010). Bu sorunun oluşumunda bir çok faktörün yer aldığı düşünülmektedir. Bunlar; kor yapının geometrisinin uygun olmaması, materyalin yorulması, seramiğin içindeki defektler, yetersiz alt yapı desteği, okluzal stabilitenin bulunmaması, hastaya bağlı faktörler, alt yapı ile st yapı arasındaki yetersiz bağlanma kuvveti, alt yapı ile st yapıda kullanılan seramiklerin ısısız genleşme katsayıları arasındaki uyumsuzluk ve alt yapı üzerine uygulanan yüzey işlemleri olarak sıralanabilmektedir (White ve ark., 2005; De Jager ve ark., 2005; Saito ve ark., 2010; Komine ve ark., 2010).

### **2.11. Zirkonya Alt yapılar zerine Uygulanan Yüzey işlemleri**

Zirkonya alt yapı ve üzerine uygulanan seramik arasındaki bağlantı dayanıklılığının değerlendirmesine yönelik bir çok çalışma yapılmıştır (Al Dohan ve ark., 2004; Fischer ve ark., 2010).

Bu çalışmalarda zirkonya alt yapılar üzerine;

- a) Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (aluminyum oksit) kumlama
- b) Liner uygulaması
- c) Düşük grenli frezler yardımıyla yüzey pürüzlendirmesi

gibi işlemler uygulanmıştır.

Literatürde bu yüzey işlemlerinin seramik bağlantı dayanıklılığına önemli derecede etkisi olduğunu bildiren çalışmalar bulunmasına rağmen, aksi yönde sonuçlar bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (Smith ve ark., 1994; Al Dohan ve ark., 2004).

a)  $Al_2O_3$  kumlamanın yüzey pürüzlülüğünü artırarak mekanik kilitlenmeyi sağladığı ve zirkonya alt yapı ile üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantı dayanıklılığına olumlu etki yapacağı düşünülmektedir. Literatürde (Fischer ve ark., 2010; Tan ve ark., 2012) 50  $\mu$  -125  $\mu$  arasında değişen boyutlarda, yaklaşık 10-20 mm değişen uzaklıktan 0.2 - 0.4 MPa basıçla  $Al_2O_3$  kumlama yapılmıştır.

b) Liner tabakası esas olarak zirkonyanın beyaz rengini maskelemek ve zirkonyanın ıslanabilirlik özelliğini artırarak alt yapı ve üst yapı seramik tabakaları arasındaki bağlanma kuvvetini artırmak için kullanılmaktadır. Liner tabakasının kimyasal kompozisyonu üreticiden üreticiye göre değişmekle birlikte ana yapısını  $SiO_2$  oluşturmaktadır. Cerabien ZR Shade Base'in (Noritake, Nagoya, Japonya) kimyasal kompozisyonunu; %70.7  $SiO_2$ , %11.5  $Al_2O_3$ , %0.6  $CaO$ , %0.5  $MgO$ , %6.8  $K_2O$ , %7.4  $Na_2CO_3$ , % 0.3  $Li_2CO_3$ , %0.8  $B_2O_3$  oluşturmaktadır.

Fischer ve ark. (2008)'ı zirkonya alt yapı ve üst yapı seramiği arasındaki bağlantı dayanıklılığının; kimyasal bağlanma, mekanik kilitlenme, yüzey defektlerinin konsantrasyonu ve ıslanabilirlik özelliklerinden etkilenebileceğini bildirmişlerdir.

Aboushelib ve ark. (2005)'ı yaptıkları bir çalışmada Cercon alt yapı yüzeyinin cilalanmasının, yüzeye liner ve ısıl genleşme katsayısı yüksek bir seramik uygulanmasının seramik bağlantısına etkisini araştırmışlardır. Liner uygulanmasının bağlanma kuvvetini neredeyse iki kat artırdığını açıklamışlardır.

Liner uygulamasının, termal döngünün ve üst yapı seramiği uygulama yöntemlerinin; alt yapı ile üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantı dayanıklılığına etkisinin değerlendirildiği bir başka çalışmada, Zirliner uygulaması IPS e-max ZirPress gruplarında bağlantı dayanıklılığını artırırken, IPS e-max Ceram gruplarında bağlantı dayanıklılığını etkilememiştir (Kandemirsoy, 2010).

Ancak literatürde liner tabakasının zirkonya alt yapı ile üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantı dayanıklılığına olumsuz etkisinin bulunduğu çalışmalar da bulunmaktadır (Tinschert ve ark., 2001). Liner uygulanmasının preslenebilir seramikler için kullanıldığında bağlanma kuvvetini önemli derecede zayıflattığı ve soyulma şeklinde oluşan başarısızlık riskini dramatik bir şekilde artırdığını ortaya koyan çalışmalar mevcuttur (Tinscher ve ark., 2001; Aboushelib ve ark., 2006). Kim ve ark. (2011)'nin çalışmasına göre  $Al_2O_3$  ile kuşlama işleminin liner uygulamalarına göre zirkonya alt yapı ile üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantı dayanıklılığını artırdığını açıklamışlardır. Fischer ve ark. (2010)'nin Ce-TZP alt yapıların farklı üst yapı seramikleri ile bağlantı dayanıklılığını değerlendirdiği çalışmada, kuşlama işlemine gerek olmadığını ve liner uygulamanın az da olsa bağlantı dayanıklılığını azalttığı sonucuna varılmıştır.

c) Mekanik kilitlemeyi sağlamak amacıyla küçük grenli frezlerin kullanımıyla yüzey pürüzlendirmesi önerilen yöntemlerden biridir. Aboushelib ve ark. (2010)'ı 100 gritlik aşındırıcı içeren elmas frezlerin kullanımını önermişlerdir.

## **2.12. Alt Yapı ile Üst Yapı Seramiği Arasındaki Bağlantı Dayanıklılığının Değerlendirilmesi**

Metal destekli seramik restorasyonların kırılmaya karşı direnç gösterebilmesi için minimum 25 MPa bağlanma kuvvetine sahip olması gerekmektedir; ancak günümüzde sıklıkla kullanılan oksit seramik alt yapıli restorasyonlar için bu değer tartışmalıdır (Craig, 2002).

## **2.13. Bağlantı Dayanıklılığı Test Yöntemleri**

Üst yapı seramiği ve kor materyallerinin bağlanma dayanıklılığını ölçmek için *in vitro* ortamda tensile (çekme), mikrotensile (mikroçekme), shear (kesme) gibi test yöntemleri kullanılmaktadır (Hara ve ark., 2001).

### **a. Kesme Bağlantı Dayanıklılığı testi**

ISO 11405 standardı tarafından tanımlanan ve en çok kullanılan test yöntemlerindedir (McDonough ve ark., 2002). Kesme bağlantı dayanıklılık testlerinde çeşitli test konfigürasyonları bulunmaktadır. Test düzeneğinde loop (ilmik), bıçak sırtı veya çentikli uçlar kullanılmaktadır. Tek düzlem üzerinde uygulanan (Single plane shear test) kesme bağlantı dayanıklılığı testinde ise, birbiriyle bağlantı yüzeyi içeren iki düzlem, birbirine paralel gelecek şekilde iki farklı yöne doğru çekilmektedir. Bu yöntemle elde edilen sonuçların bıçak sırtına benzer bir uçla elde edilenle benzer olduğu bulunmuştur (Cekic-Nagas ve ark., 2008). ISOTR 11405 standardında kesici ucun hızının 0,45 ve 1,05 mm/dk arasında olması gerektiği belirtilmiştir. Bir bağlantı ajanıyla iki materyalin bağlandığı yüzeyde kopma oluşana kadar sabit hızla kuvvet uygulanması esasına dayanan bu testte, bağlantı dayanıklılık değeri, elde edilen maksimum kuvvetin bağlanma yüzey alanına bölünmesiyle hesaplanmaktadır (Behr ve ark., 2006). Bu test yönteminin başlıca dezavantajı ucun bağlanma yüzeyine en yakın şekilde konumlandırılması gerekliliğidir. Ayrıca yapılan kesme bağlantı dayanıklılık testlerinin bazı standardizasyon eksikliklerinden dolayı çalışma sonuçlarının karşılaştırılmasının güç olması da dezavantaj olarak karşımıza çıkmaktadır (Oliveira ve ark., 2009). Tüm kısıtlamalarına rağmen örnek hazırlama kolaylığı, güvenilir olması, test protokolünün basit ve uygulanabilir olması gibi avantajları nedeniyle kesme bağlantı dayanıklılık testleri *in vitro* araştırmalarda kullanılmaktadır (McDonough ve ark.,2002; Lassila ve ark., 2007).

### **b. Mikroçekme Bağlantı Testi**

Mikroçekme bağlantı testleri; ana örnekten elde edilen, yüzey alanı 1 mm<sup>2</sup> olan mikrobarların iki ucundan yapıştırıldığı tablada, kopma meydana gelene kadar 1 mm/dk hızla çekilerek bağlantı direncinin kaydedildiği *in vitro* test yöntemidir. Birim alana düşen gerilim direnci, uygulanan maksimum kuvvetin mikrobarların yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (El Zohairy ve ark., 2004). Kuvvetin bağlantı yüzeyine dik uygulandığı test yönteminde, boyut olarak oldukça küçük mikrobarların kullanımı yapısal kusurların devreye girme

olasılığını azaltmaktadır. Bu durum alt yapı ile üst yapı seramiğinin bağlantı direncinin titizlikle hesaplanabilmesini ve verilerin standardize edilmesini sağlamaktadır. Bir diğer yandan mikrobarları elde etmek amacıyla kırılğan örneklerin kesimi, büyük dikkat ve hassasiyet gerektirmektedir, aksi halde kesim hataları ve mikrobarlarda beklenmedik çatlaklar meydana gelebilmektedir (Aboushelib ve ark.,2005; 2008a; 2008b). Yeni ve keskin bıçaklar ile yüksek devirde, düşük hızda kesim yapmak titreşimi azaltmaktadır ve örneklerin düzgün kesilmesini sağlamaktadır. Alt yapı ile üst yapı seramiği arasındaki bağlantı direncinin ölçümünde bu testin kullanımı gerilim direncinin doğrudan değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır. Ancak alt yapı ile üst yapı seramiğinin farklı elastisite modülüne sahip olması ve örneklerin tabla üzerine tam olarak paralel şekilde yapıştırılamaması sonucunda mikrobarlarda homojen olmayan stres dağılımı görülmesine neden olmaktadır (Aboushelib ve ark., 2006). Ayrıca, seramik yüzeyinde oluşabilecek yapısal kusurlar düzensiz stres dağılımı ile sonuçlanarak, seramikte erken kopmalara neden olabilmektedir, bu nedenle dental seramiklerden elde edilen küçük örneklerde yapısal hatalar oluşturmamak için oldukça hassas çalışılması gerekmektedir (Aboushelib ve ark., 2008b; Saito ve ark., 2010).

#### **2.14. Kopma Paterninin Değerlendirilmesinde Kullanılan Analiz Yöntemleri**

Kesme bağlantı dayanıklılığı testi sonrası yapılan kopma paterni analizleri elde edilen bağlanma dayanıklılığı değerlerinin ne kadar güvenilir olduğunun belirlenmesinde önemli bir yere sahiptir.

Yapılan kesme bağlantı dayanıklılığı çalışmalarının (Hara ve ark., 2001; Luhrs ve ark., 2010) çoğunda kopma paternleri;

- 1) Adeziv kopma: kopmanın adeziv-substrat arayüzeyinde olması
- 2) Kohesiv kopma: kopmanın substrat içinde oluşması
- 3) Kombine kopma: kopmanın hem arayüzde hem de

materyal-substrat içinde olması

şeklinde sınıflandırılmıştır.

Kesme bağlantı dayanıklılığı testi sonucunda kırılan örnek yüzeyleri ışık mikroskobu, faz kontrast mikroskobu, atomik kuvvet mikroskobu veya taramalı elektron mikroskobu kullanılarak değerlendirilebilmektedir.

### **a. Işık Mikroskobu**

Örneklerin aydınlatılmasında güçlü kaynaklar kullanılan bir mikroskop çeşididir. Bazı modellerinde aydınlatma amacıyla lazer de kullanılmıştır. Mikroskopta incelenecek objenin, ışığı absorbe eden moleküller içermesine bağlı olarak, ışığın farklı renklerde yayılması prensibi esasına dayanmaktadır. İnceleme yapılacak materyalde özel boyalar kullanılabilir. Bu maddeler belirli dalga boyundaki ışığı absorbe edip, daha uzun dalga boyunda ışık olarak tekrar yaymaktadırlar. Ultraviyole gibi görme sınırı dışında kalan bir ışık, floresan madde tarafından absorbe edilip, görülebilen ışık spektrumu içinde bir dalga boyunda yansıtıldığında, görülebilir hale gelmektedir. Bu özellik floresan mikroskoplarda kullanılmaktadır (Grabiec ve ark., 2004).

### **b. Faz Kontrast Mikroskobu**

Kırılma indeksi farklı olan yapılar arasında faz ve kontrast farklılığı yaratılması prensibiyle çalışmaktadır. Bu fark normalde de vardır ancak göz veya fotoğraflarda izlenememektedirler.

### **c. Atomik Kuvvet Mikroskobu**

Atomik kuvvet mikroskobu yüzey topografisini angstrom (Å) düzeyinden 100 µ'a kadar görüntüleyebilen yeni kuşak mikroskoplardandır. Bu cihaz ile moleküller arası nanometre (nm) boyutlarında kuvvetlerin ölçülmesi mümkün olmaktadır. En önemli avantajı, özel bir hazırlama işlemine gerek duyulmadan örneklerin doğrudan görüntülenebilmesidir. Materyallerin nm boyutlarında yüzey özelliklerinin incelenmesi amacıyla, materyal ile ilgili hemen hemen tüm teknolojik alanlarda gittikçe yaygınlaşan bir uygulama alanı bulmuştur (Grabiec



ve ark., 2004).

#### **d. Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope, SEM)**

Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope, SEM), yüksek voltaj ile hızlandırılmış elektronların örnek üzerine odaklanması ve bu elektron demetinin örnek yüzeyinde taratılması ile görüntü elde edilmesi prensibine dayanmaktadır. Elektron-örnek etkileşimlerinden gelen sinyaller eksternal morfoloji, kimyasal kompozisyon, kristalin yapısı ve örneği oluşturan materyallerin düzeni ile ilgili bilgi vermektedir. Günümüzde modern taramalı elektron mikroskoplarının ayırım gücü 0,05 nm' ye kadar inmiştir ve büyütme miktarı x5 - x300 000 arasında değişmektedir. SEM analizinde elektron etkileşimleri ile ortaya çıkan X- ışınları, örnekte hacim kaybına neden olmamakta, dolayısıyla aynı materyali tekrar tekrar inceleme olanağı sağlamaktadır. Bu nedenle SEM analizi "yıkıcı olmayan" bir yöntem olarak değerlendirilmektedir.

Örneklerin katı olmasını gerektirmesi, yalnızca yatay uzunluğu maksimum 10 cm, dikey uzunluğu ise maksimum 40 mm olan örneklerin incelenmesine imkan vermesi ve hidrojen, helyum, lityum gibi çok hafif elementleri algılayamaması, SEM analiz yönteminin dezavantajlarını oluşturmaktadır. SEM analizi yapılacak örneklerin daha net değerlendirilebilmesi için iletken bir materyalle kaplanması gerekmektedir. Bu amaçla iletken olmayan örnekler iletken bir tabaka (C, Au, Pd) ile kaplanmaktadır. Test örnekleri bu aşamada vakum altında kaplanmaktadır (Derrien ve ark., 1995).

#### **2.15. Çalışmanın Amacı**

Yaptığımız literatür incelemesinde (Aboushelib ve ark.,2006; 2008a; 2008b; Prasad ve ark., 2009; Saito ve ark., 2010; Fischer ve ark., 2010), farklı yüzey işlemlerinin uygulandığı, mikrodalga yöntemiyle sinterize edilen zirkonya alt yapılarla üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantı dayanıklılığına etkisiyle

ilgili çalışmaya rastlanmamıştır.

Planlanan çalışmanın amacı iki farklı sinterizasyon yöntemiyle üretilen zirkonya alt yapılarla üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantı dayanıklılığına sinterizasyon yöntemlerinin ve farklı yüzey işlemlerinin etkisini incelemektir.

Kurulan hipoteze göre mikrodalga yöntemiyle sinterize edilen zirkonya alt yapılarla üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantı dayanıklılığının, konvansiyonel yöntemle sinterize edilen zirkonya alt yapılarla üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantı dayanıklılığı değerlerinden daha yüksek olması beklenmektedir. Ayrıca tüm gruplarda koheziv veya kombine kopma paternlerinin, adeziv kopma paternine göre daha yüksek oranda gözleneceği düşünülmektedir.

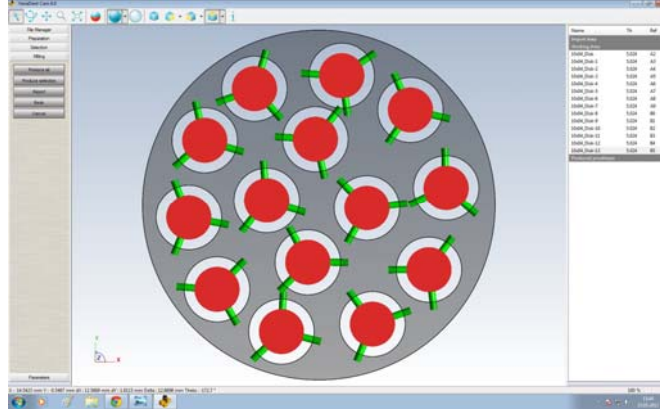
### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırmada, sinterizasyon yöntemlerinin ve farklı yüzey işlemlerinin, zirkonya alt yapılar ile üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantı dayanıklılığına etkisini değerlendirmek amaçlanmıştır. Bu çalışmada yöntem, 8 bölüm altında incelenmiştir:

- 1) Zirkonya alt yapıların hazırlanması
- 2) Sinterizasyon işlemleri
- 3) Yüzey işlemleri
- 4) Üst yapı seramiğinin uygulanması
- 5) Isısal döngü işlemi
- 6) Kesme bağlantı dayanıklılığı testi
- 7) Kopma paternlerinin değerlendirilmesi
- 8) İstatistiksel analiz

#### 3.1. Zirkonya Alt Yapıların Hazırlanması

Zirkonya alt yapılar için 10 mm yüksekliğinde, 98.5 mm çapında 7 adet ZA 10 renk kodlu Noritake Alliance Y-TZP yarı sinterize blok kullanılmıştır. Dental Estetik Diş Protez Laboratuvarı bünyesindeki Dental wings (Montreal, Kanada) CAD sistemine önceden tanımlı olan Noritake Alliance Y-TZP bloklardan 4 mm yüksekliğinde, 10 mm çapında (Fischer, 2010) disk şeklinde 96 örnek tasarlanmış ve aynı laboratuvarda bulunan YenaDent D40 CAM (İstanbul, Türkiye) ünitesinde üretilmiştir (Şekil 3.1,3.2).



**Şekil 3.1.** Dental Wings CAD sisteminde disk şeklinde örnek tasarımı



**Şekil.3.2.** YenaDent D40 CAM ünitesinde örneklerin üretilmesi

### **3.2. Sinterizasyon İşlemleri**

Elde edilen yarı sinterize 96 disk, sinterizasyon işlemlerine göre 2 gruba ayrılmıştır (n=48). 48 örnek, Creative Dental Laboratuvarında (Scottsdale, AZ, ABD) firma önerileri doğrultusunda mikrodalga yöntemiyle (Microsinterwave, A1614,AZ, ABD) toplam 90 dk'da; 30 °C/dk sıcaklık artışı ve maksimum 1600 °C' ye ulaşacak şekilde (1.4 KW) sinterize edilmiştir (Şekil 3.3). Sıcaklık artışı, optik kızıl ötesi pirometre ile (250 -1650 °C± 0.5 °C değerleri arasında) izlenmiştir. Bu sistemde soğutma, hava ile sağlanmaktadır.



**Şekil 3.3.** Mikrodalga sinterizasyon fırını

Diğer 48 örnek ise konvansiyonel yöntemle (Protherm, HLF 100, Ankara, Türkiye) (Şekil 3.4) firma önerileri doğrultusunda, toplam 8 saatlik bir sürede sinterize edilmiştir (Tablo 3.1). Her iki gruptaki toplam 96 örnek ultrasonik olarak (Ultrasonic Cleaner SUC-110, Shofu, Kyoto, Japonya) 15 dk distile su ile temizlenmiş ve hava ile kurutulmuştur.



**Şekil 3.4.** Konvansiyonel sinterizasyon fırını

**Tablo 3.1.** Konvansiyonel sinterizasyon yönteminde sıcaklık değerleri

<b>Fırınlama Aşamaları</b>	<b>Sinterizasyon sıcaklığı (°C)</b>	<b>Uygulama süresi (saat)</b>
<b>1</b>	Oda sıcaklığı-1100°C	0-2
<b>2</b>	1100°-1375°C	1
<b>3</b>	1375°C	2
<b>4</b>	1375°C-oda sıcaklığı	3

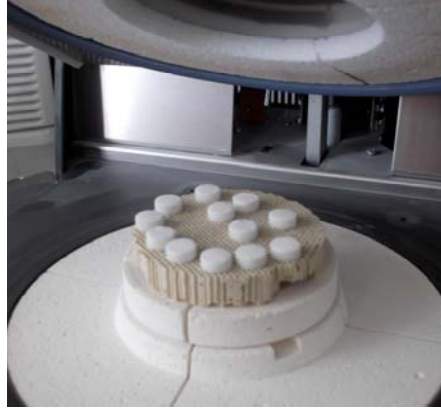
### 3.3. Yüzey İşlemleri

Mikrodalga (n=48) ve konvansiyonel (n=48) yöntemle sinterize edilen örnekler, uygulanacak yüzey işlemlerine göre 4'er gruba ayrılmıştır (n=12) (Tablo 3.2). Yüzey işlemleri tek bir uygulayıcı tarafından yapılmıştır.

**Tablo 3.2.** Mikrodalga ve konvansiyonel sinterizasyon yöntemleriyle elde edilen örneklerle uygulanan yüzey işlemleri

<b>Yüzey işlemleri</b>	<b>Mikrodalga yöntemiyle sinterizasyon</b>	<b>Konvansiyonel yöntemle sinterizasyon</b>	<b>Uygulama prosedürleri</b>	<b>Örnek sayısı (n)</b>
Kontrol grubu	M <sub>k</sub>	K <sub>k</sub>	Herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı	12
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ile kumlama	M <sub>1</sub>	K <sub>1</sub>	110µ Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ile 0.2 MPa basınçla 10 mm uzaklıktan kumlama	12
Liner uygulaması	M <sub>2</sub>	K <sub>2</sub>	Fırça ile bir tabaka liner uygulaması	12
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ile kumlama+liner uygulaması	M <sub>3</sub>	K <sub>3</sub>	110µ Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ile 0.2 MPa basınçla 10 mm uzaklıktan kumlama + Fırça ile bir tabaka liner uygulaması	12

K<sub>1</sub>, K<sub>2</sub> ve M<sub>1</sub>, M<sub>2</sub> gruplarındaki örneklerin üst yapı seramiği uygulanacak yüzeylerine, 10 mm uzaklıktan 0.2 MPa basınçla 10 saniye (sn) boyunca Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (Heraeus, Combilabor, CL-FSG 3, Hanau, Almanya) uygulanmıştır. K<sub>2</sub>, K<sub>3</sub> ve M<sub>2</sub>, M<sub>3</sub> gruplarındaki örneklerin üst yapı seramiği uygulanacak yüzeylerine, fırça ile ince bir tabaka liner (CZR, Noritake, Nagoya, Japonya) uygulanmış ve üretici firmanın önerileri doğrultusunda örnekler fırınlanmıştır (Ivoclar P300, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) (Şekil 3.5) (Tablo 3.3).



**Şekil 3.5** Zirkonya alt yapıların üzerine liner uygulandıktan sonra fırınlama

**Tablo 3.3.** CZR liner ve dentin fırınlanma sıcaklıkları

	Kurutma öncesi	Kurutma öncesi	Sıcaklık artışı	Pişme derecesi	Bekleme süresi
	Sıcaklık(°C)	Dakika(dk)	(°C/dk)	(°C)	(dk)
CZR liner	700	2	65	1090	1
CZR dentin	600	5	45	930	1

### 3.4. Üst Yapı Seramiğinin Uygulanması

Üst yapı seramiğinin uygulanabilmesi için polimetilmetakrilat (PMMA) (Imicryl, Konya, Türkiye) bir indeks hazırlanmıştır. Bu indeks yardımıyla, hazırlanan zirkonya diskler üzerine, Cerabien CZR toz-likit karışımı uygulanmış (Şekil 3.6) ve bu karışım kondanse edilerek fazla nem kağıt havlu ile alınmıştır.

Daha sonra örnekler üretici firma önerileri doğrultusunda fırınlanmıştır (Tablo 3.3). Üst yapı seramiğinin fırınlama sırasında oluşan kontraksiyonunu kompanze etmek amacıyla, ikinci tabaka seramik uygulanmış ve fırınlama işlemi tekrarlanmıştır (Fischer ve ark.,2010).



**Şekil 3.6.** Kişisel olarak hazırlanan PMMA indeks

Üst yapı seramiğinin yüzeyindeki düzensizlikler, paralelometre (Rotaks-Dent, Ankara, Türkiye) yardımıyla düşük grenli elmas frez kullanılarak giderilmiştir (Şekil 3.7).



**Şekil 3.7.** Paralelometre ile seramik yüzeyindeki düzensizliklerin giderilmesi

Örnekleri paralelometreye sabitleyebilmek için Tip 4 dental alçıdan (Gc FujiRock, Japonya) bir tabla hazırlanmıştır. Örneklerin düzeltme sırasında hareket etmemesi için örnekler siyanoakrilat rezin (Pattex, Almanya) ile tablaya



sabitlenmiştir. Elde edilen üst yapı seramiklerinin çapı 3 mm olacak şekilde kumpas (Dial caliper, İngiltere) ile kontrol edilmiştir (Şekil 3.8).



**Şekil 3.8.** Kumpas ile örnek çaplarının kontrol edilmesi

### **3.5. Isısal Döngü İşlemi**

Isısal döngü işlemi, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi bünyesinde bulunan araştırma laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Isısal döngü cihazındaki (Nüve Sanayi Malzemeleri AŞ., Ankara, Türkiye) su sıcaklığı 5°–55°C olacak şekilde, tüm örnekler 6000 ısısal döngü uygulanmıştır (Şekil 3.9). Örnekler, içinde 5°C sıcaklıkta su bulunan haznenin içinde 30 sn bekletildikten sonra 55°C sıcaklıkta su bulunan haznenin içinde 30 sn bekletilerek bir döngü tamamlanmıştır.



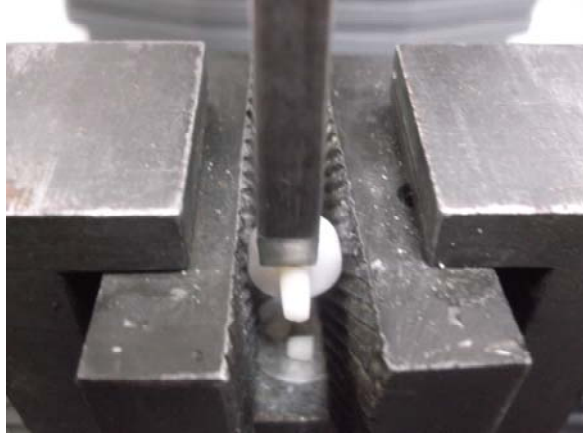
**Şekil 3.9.** Isısal Döngü Cihazı

### **3.6. Kesme Bağlantı Dayanıklılık Testi**

Kesme bağlantı dayanıklılık testi Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi bünyesinde bulunan araştırma laboratuvarı bünyesindeki universal test cihazında (Lloyd-LRX; Lloyd Instruments, Fareham, İngiltere) gerçekleştirilmiştir. Hız 0.5 mm/dk ve örnek çapı 3 mm olarak veriler tanımlanmıştır (Şekil 3.10). Örneklere kesme bağlantı dayanıklılık testi uygulamadan önce her örnek, kuvvetin bağlantı yüzeyine 90° açıyla gelebilmesi için mengene sistemi ile sabitlenmiştir (Şekil 3.11).



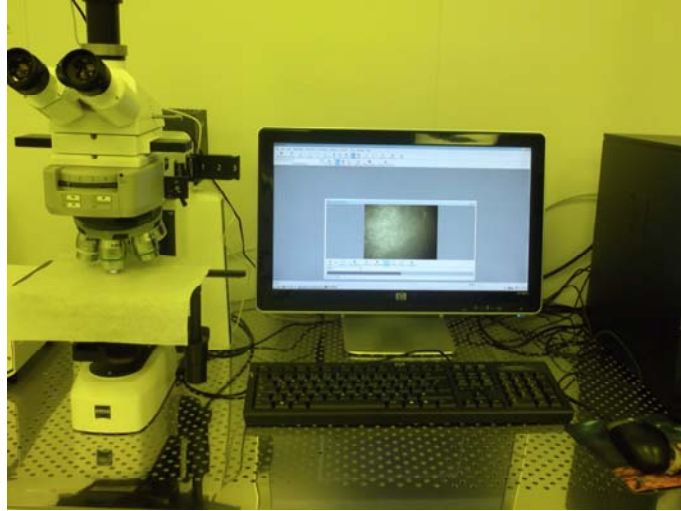
**Şekil 3.10.** Universal test cihazı



**Şekil 3.11.** Örneğin universal test cihazına yerleştirilmesi

### **3.7. Kopma Paternlerinin Değerlendirilmesi**

Kesme bağlantı dayanıklılık testi tamamlanan örnekler, Bilkent Uluslararası Nanoteknoloji Araştırma Merkezi bünyesindeki optik mikroskopta (Zeis, V20 Discovery, Oberkochen, Almanya) x50 büyütme altında incelenmiştir (Şekil 3.12).



**Şekil 3.12.** Optik Mikroskop

Kopma paternleri;

- 1) Adeziv kopma: Üst yapı seramiğinin tamamen zirkonya alt yapıdan ayrılması

- 2) Koheziv kopma: Üst yapı seramiğinin kendi içinde kopması
- 3) Kombine kopma: Adeziv ve koheziv kopmanın birlikte görülmesi olarak sınıflandırılmıştır (Al Dohan ve ark., 2004).

Her kopma paterni grubundan birer örnek, aynı merkezde bulunan Elektron Tarama Mikroskopunda (SEM) incelenmiştir. İnceleme öncesinde örnekler 5 µ kalınlıkta altın-palladyum (Au-Pd) ile kaplanmıştır.(Şekil 3.13,3.14)



**Şekil 3.13.** Örneklerin Au-Pd ile kaplanması



**Şekil 3.14.** Elektron Tarama Mikroskobu

### 3.8. İstatistiksel Analiz

Verilerin analizi SPSS for Windows 11.5 paket programında yapılmıştır. Kesme bağlanma dayanıklılığı verilerinin normale yakın dağılıp dağılmadığı Shapiro Wilk testiyle, varyansların homojenliği ise Levene testiyle araştırılmıştır. Tanımlayıcı istatistikler ortalama  $\pm$  standart sapma şeklinde gösterilmiştir.

Verilerin analizinde bağımsız faktörlerden birincisi sinterizasyon (S), ikincisi yüzey işleme (Yİ) olmak üzere İki-Yönlü Varyans Analizi yöntemi kullanılmıştır. İki-Yönlü Varyans Analizi sonucunda S \* Yİ etkileşiminin istatistiksel olarak önemli bulunması durumunda, farka neden olan durumları tespit etmek için çoklu karşılaştırmalar yapılmıştır.

Sinterizasyon grupları içerisinde, yüzey işlemleri arasında, kesme bağlanma dayanıklılığı ortalamaları yönünden farkın önemliliği Tek-Yönlü Varyans analiziyle incelenmiştir. Tek-Yönlü Varyans analizi sonucunda anlamlı fark saptanan durumlarda, farka neden olan yüzey işlemlerini tespit etmek için post-hoc Tukey HSD testi kullanılmıştır.

Her bir yüzey işleme grubu içerisinde, sinterizasyon yöntemleri arasında kesme bağlantı dayanıklılığı ortalamaları yönünden farkın önemliliği ise Student's t testiyle araştırılmıştır.

$p < 0,05$  için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Kesme Bağlantı Dayanıklılığı

Kesme bağlantı dayanıklılığı testinde; üzerine farklı yüzey işlemleri uygulanmış, mikrodalga ve konvansiyonel yöntemlerle sinterize edilmiş zirkonya alt yapılar ile üst yapı seramiği arasındaki bağlantı dayanıklılığı incelenmiştir (Tablo 4.1) (Şekil 4.1).

**Tablo 4.1** Kesme Bağlantı Dayanıklılık Değerleri (MPa)

Sinterizasyon yöntemleri	Yüzey işlemleri				p-değeri <sup>a</sup>
	Kontrol (OD±SS)	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> kumlama (OD±SS)	Liner (OD±SS)	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> kumlama+liner (OD±SS)	
Mikrodalga	13,6±3,61	17,6±5,35	16,6±3,23	15,4±3,44	0,113
Konvansiyonel	18,7±3,99	15,8±2,99 <sup>c</sup>	17,4±2,98	20,5±4,07 <sup>c</sup>	0,022
p-değeri <sup>b</sup>	0,004	0,334	0,535	0,005	

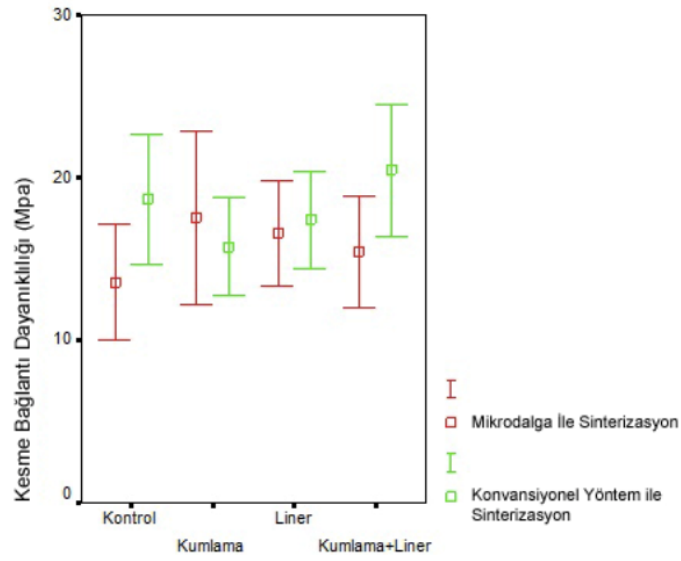
*\*a: Sinterizasyon işlemlerine göre grup-içi karşılaştırmalar, Tek Yönlü Varyans analizi;*

*b: Yüzey işlemlerine göre sinterizasyon yöntemleri arasındaki karşılaştırmalar, Student's t testi;*

*c: Konvansiyonel yöntemle sinterizasyon ile elde edilen örneklere uygulanan Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama grubu ile Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama+liner uygulanan grup arasındaki karşılaştırma Post Hoc Tukey HSD testi;*

*\*\*OD±SS: Ortalama değer±Standart Sapma*

Elde edilen ortalama kesme bağlantı dayanıklılık değerleri 13.6±3.6 ile 20.5±4.07 MPa arasında değişmektedir. En düşük bağlanma değeri M<sub>k</sub>, en yüksek bağlanma değeri ise K<sub>3</sub> grubunda görülmüştür.



**Şekil 4.1** Sinterizasyon ve Yüzey İşlemlerine Göre Kesme Bağlantı Değerlerinin Karşılaştırılması (MPa)

Kesme bağlantı dayanıklılığı üzerinde sinterizasyon yöntemleri ile yüzey işlemleri arasındaki etkileşim ( $F=4.52$  ve  $p=0.006$ ) istatistiksel olarak anlamlı bulunduğu için çoklu karşılaştırmalar yapılmıştır (Tablo 4.2).

**Tablo 4.2** İki-Yönlü Varyans Analizine İlişkin Varyasyon Kaynakları

Varyasyon Kaynakları	Kareler Toplamı	sd	Kareler Ortalaması	F-değeri	p-değeri
<b>Sinterizasyon (S)</b>	117,599	1	117,599	8,404	0,005
<b>Yüzey İşlemi (Yİ)</b>	37,751	3	12,584	0,899	0,445
<b>S* Yİ</b>	189,734	3	63,245	4,520	0,006
<b>Hata</b>	1147,376	82	13,992		
<b>Genel Toplam</b>	1492,460	89			

sd=serbestlik derecesi

Mikrodalga ile sinterizasyon yapılan gruplarda, yüzey işlemleri arasında bağlantı dayanıklılığı ortalamaları yönünden istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p=0.113$ ) (Tablo 4.1).

Konvansiyonel yöntemle sinterizasyon yapılan gruplarda;  $K_3$  grubunda kesme bağlantı dayanıklılık değerleri,  $K_1$  grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ( $p= 0.015$ ) (Tablo 4.1).

$K_k$  grubunda elde edilen kesme bağlantı dayanıklılık değerlerinin,  $M_k$  grubunda elde edilen değerlere göre istatistiksel olarak daha yüksek olduğu saptanmıştır ( $p=0.004$ ) (Tablo 4.1).

$K_3$  grubunun kesme bağlantı dayanıklılık değerleri de,  $M_3$  grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p= 0.005$ ) (Tablo 4.1).

#### 4.2. Kopma Paternlerinin Değerlendirilmesi

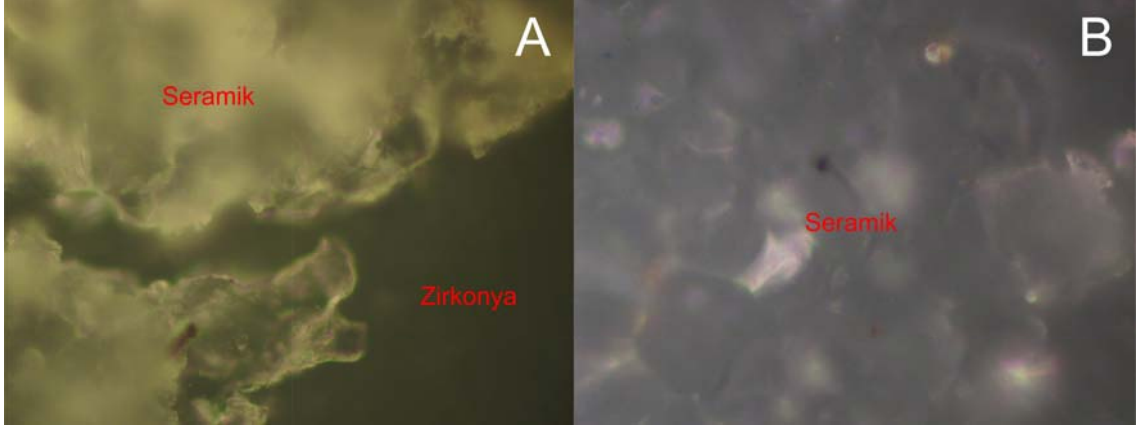
Örnekler, kesme bağlantı dayanıklılık test işlemleri tamamlandıktan sonra optik mikroskopta x50 büyütme altında incelenmiştir. Kopma paternleri; adeziv, koheziv veya kombine kopma olarak sınıflandırılmıştır. (Tablo 4.3)

**Tablo 4.3** Kopma Paternlerinin Gruplara Göre Dağılımı

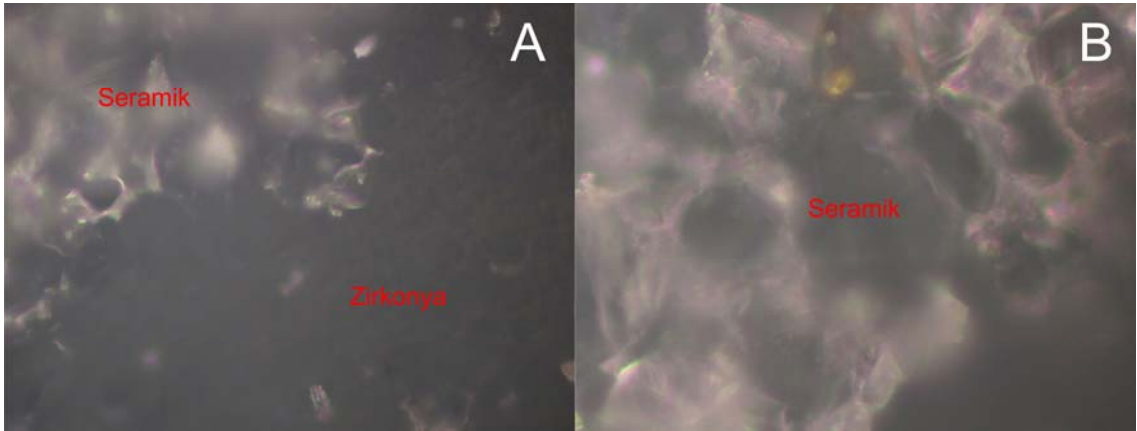
Gruplar (n=12)	Adeziv kopma	Koheziv kopma	Kombine kopma
$K_k$	-	2	10
$K_1$	-	3	9
$K_2$	-	1	11
$K_3$	-	1	11
$M_k$	-	3	9
$M_1$	-	3	9
$M_2$	-	1	11
$M_3$	-	1	11



Hiçbir grupta adeziv kopma görülmemiştir. Mikrodalga ile sinterizasyon gruplarında 8 koheziv, 40 kombine kopma paterni gözlenirken; konvansiyonel yöntemle sinterizasyon gruplarında 7 koheziv, 41 kombine kopma paterni gözlenmiştir (Şekil 4.2,4.3).

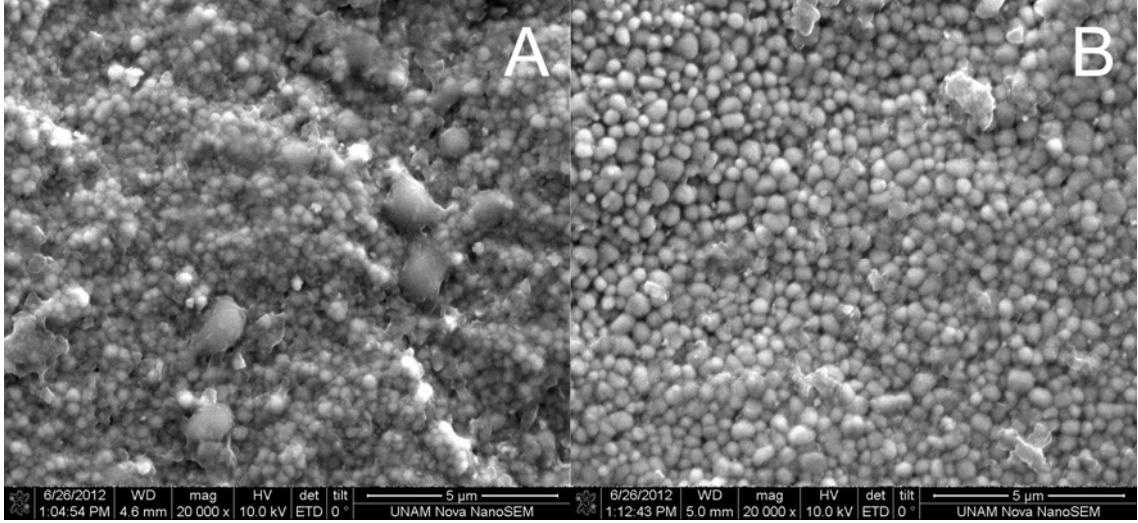


**Şekil 4.2.** Konvansiyonel yöntemle alt yapı sinterizasyonu yapılan örneklerde ışık mikroskobu görüntüleri. A, kombine kopma; B, koheziv kopma



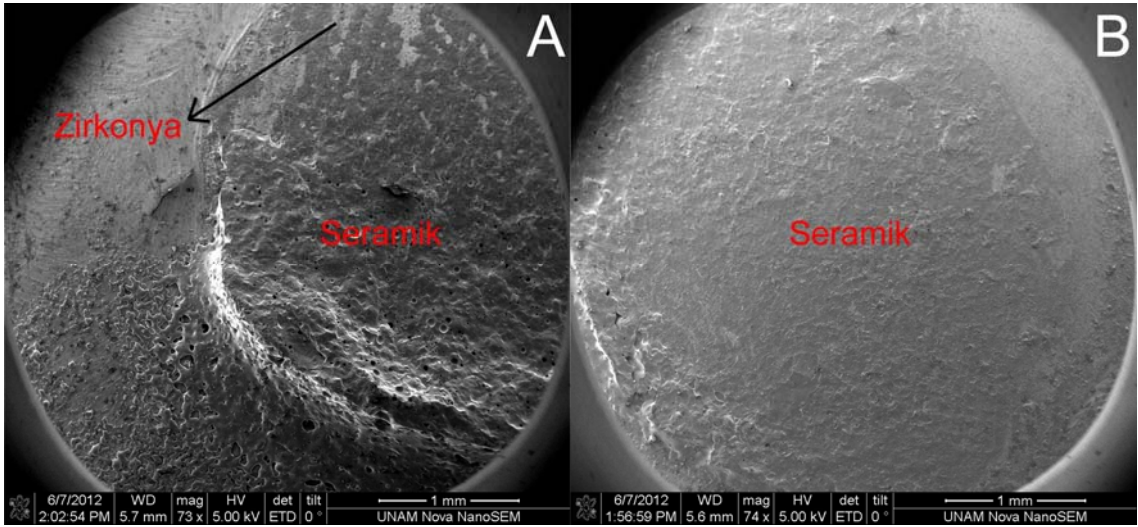
**Şekil 4.3.** Mikrodalga yöntemiyle alt yapı sinterizasyonu yapılan örneklerde ışık mikroskobu görüntüleri. A, kombine kopma; B, koheziv kopma

Zirkonya alt yapıların SEM görüntülerinde, mikrodalga ile sinterizasyon sonucunda homojen ve düzenli gren yapısı gözlenirken; konvansiyonel yöntemle sinterizasyon sonucunda daha düzensiz bir yapı gözlenmiştir. (Şekil 4.4).

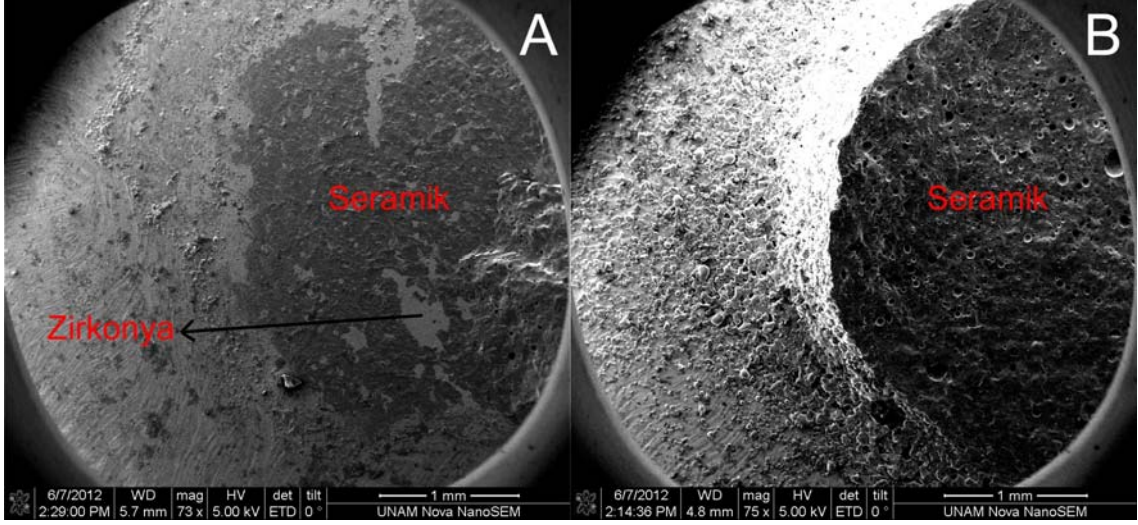


**Şekil 4.4.** Konvansiyonel (A) ve mikrodalga (B) yöntem ile sinterize edilen zirkonya mikroyapısının SEM görüntüleri

Her kopma paterni grubundan birer örnek daha detaylı olarak SEM cihazında incelenmiştir (Şekil 4.5, 4.6).



**Şekil 4.5.** Konvansiyonel yöntemle alt yapı sinterizasyonu yapılan örneklerde SEM görüntüleri. A, kombine kopma; B, koheziv kopma



**Şekil 4.6.** Mikrodalga yöntemiyle alt yapı sinterizasyonu yapılan örneklerde SEM görüntüleri. A, kombine kopma; B, koheziv kopma

## 5. TARTIŞMA

Bu çalışmanın amacı, mikrodalga ve konvansiyonel sinterizasyon yöntemleriyle üretilen zirkonya alt yapılarla üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantı dayanıklılığına, sinterizasyon yöntemlerinin ve farklı yüzey işlemlerinin etkisini incelemektir. Çalışmanın başında kurulan hipotez kısmen reddedilmiştir. Konvansiyonel yöntemle sinterize edilen zirkonya alt yapılarla üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantı dayanıklılığı, mikrodalga yöntemiyle sinterize edilen zirkonya alt yapılarla üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantı dayanıklılığından yüksek bulunmuştur. Hiçbir grupta adeziv kopma paterni gözlenmezken, her iki sinterizasyon yöntemi grubunda da koheziv ve kombine kopma paternleri gözlenmiştir.

Zirkonyum oksit seramikler, tam seramik sistemler arasında en yüksek eğilme ve kırılma dayanıklılığına sahiptirler. Zirkonya, konvansiyonel yöntemle rezistanslı fırınlarda sinterize edilebildiği gibi özel üretilen mikrodalga fırınlarda da sinterize edilebilir. Mikrodalga enerjisi ile sinterizasyon, geleneksel yöntemlere göre daha yeni bir yöntemdir. Bu yöntem ile sinterizasyon sonucunda küçük ve uniform grenli, yoğun zirkonyum mikroyapısı elde edilmektedir (Lu ve ark., 1987). Bu sayede, zirkonyanın mekanik özelliklerinin arttığı düşünülmektedir (Sato ve ark., 1985). Ayrıca sinterizasyon süresi de konvansiyonel sinterizasyon yöntemine göre önemli ölçüde kısalmaktadır.

Literatürde mikrodalga ve konvansiyonel yöntemlerle sinterize edilmiş zirkonya alt yapılarla üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantı dayanıklılığını karşılaştıran çalışmaya rastlanmamıştır. Bu nedenle çalışmamızda hem konvansiyonel olarak rezistanslı fırınlarda hem de mikrodalga yöntemiyle sinterize edilmiş zirkonya örnekler kullanılmıştır.

Zirkonya alt yapılı restorasyonlarda en sık görülen başarısızlık, üst yapı porseleninin tamamen veya bir kısmının alt yapıdan tabakalar şeklinde ayrılmasıdır (Sailer ve ark.,2007; Raigrodski ve ark.,2006; Christensen ve Ploeger, 2010). Zirkonya ile üst yapı seramiği arasındaki bağlantı dayanıklılığı; zirkonya alt yapı üzerine uygulanan yüzey işlemleri, üst yapı seramiğinin

mekanik özellikleri ve bu seramiklerin uygulama yöntemleri gibi faktörlerden etkilenmektedir (Komine ve ark., 2010). Zirkonya alt yapı üzerine uygulanabilen yüzey işlemleri arasında;  $Al_2O_3$  ile kumlama, liner uygulaması, küçük grenli elmas frezlerle yüzey aşındırması ve bu yöntemlerin birlikte kullanılması sayılabilmektedir. Literatürde 50  $\mu$  - 125  $\mu$  arasında değişen boyutlarda , 10-20 mm değişen uzaklıktan 0.2 - 0.4 MPa basıçla  $Al_2O_3$  kumlama yapılmıştır (Fischer ve ark., 2010; Tan ve ark., 2012).  $Al_2O_3$  kumlamanın yüzey pürüzlülüğünü artırarak mekanik kilitlemeyi sağladığı ve zirkonya alt yapı ile üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantı dayanıklılığına olumlu etki yapacağı düşünülmektedir. Fischer ve ark. (2010)' nın Ce-TZP alt yapıların farklı üst yapı porselenleri ile bağlantı dayanıklılığını değerlendirdiği çalışmada, kumlama işlemine gerek olmadığı ve liner uygulamanın az da olsa bağlantı dayanıklılığını azalttığı açıklanmıştır. Kim ve ark. (2011)' nın çalışmasına göre,  $Al_2O_3$  ile kumlama işleminin liner uygulamalarına göre zirkonya alt yapı ile üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantı dayanıklılığını artırdığı bildirilmiştir. Bir başka çalışmada (Aboushelib ve ark., 2005), Cercon alt yapı yüzeyinin cilalanmasının, yüzeye liner uygulanmasının ve ısıl genleşme katsayısı yüksek bir seramik uygulanmasının porselen bağlantısına etkisi araştırılmıştır. Liner uygulanmasının bağlanma kuvvetini neredeyse iki kat artırdığı sonucuna varmışlardır. Ancak literatürde (Tinchert, 2001) liner tabakasının zirkonya alt yapı ile üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantı dayanıklılığını olumsuz etkilediğini savunan çalışmalar da bulunmaktadır. Aboushelib ve ark. (2006)'ı liner uygulamalarının preslenebilir seramikler için kullanıldığında bağlanma kuvvetini önemli derecede zayıflattığı ve soyulma şeklinde oluşan başarısızlık riskini dramatik bir şekilde artırdığını açıklamıştır. Zirkonya yüzeyini 50  $\mu$  büyüklüğündeki  $Al_2O_3$  partikülleri ile kumlamanın, materyalin direncinde ve dayanıklılığında artış sağladığı, 110  $\mu$  boyutlarındaki  $Al_2O_3$  partikülleri ile kumlamanın ise statik esneme direncini artırdığı, oluşturulan yüzey pürüzlülüğünün bağlantıda meydana gelen başarısızlığı azalttığı yönünde görüşler bulunmaktadır (Lorente ve ark., 2010).

Çalışmamızda kontrol gruplarındaki örneklere herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamıştır. Literatürle uyumlu olarak, uygulanan diğer yüzey işlemleri ise; 110µ Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile 0.2 MPa basınçla 10 mm uzaklıktan kumlama, fırça ile bir tabaka liner uygulaması ve 110µ Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile 0.2 MPa basınçla 10 mm uzaklıktan kumlama sonrasında fırça ile bir tabaka liner uygulamasıdır.

Üst yapı seramiği ve kor materyallerinin bağlanma dayanıklılığını ölçmek için *in vitro* ortamda çekme, mikroçekme, shear (kesme) gibi test yöntemleri kullanılmaktadır (Hara ve ark., 2001).

Mikroçekme test yönteminde kullanılan mikrobarları elde etmek amacıyla kırılğan örneklerin kesimi, büyük dikkat ve hassasiyet gerektirmektedir, aksi halde mikrobarlarda beklenmedik çatlaklar meydana gelebilmektedir. Test edilecek materyallerin farklı elastisite modüllerine sahip olması ve örneklerin tabla üzerine paralel yapıştırılamaması, mikrobarlarda homojen olmayan stres dağılımı görülmesine neden olmaktadır (Aboushelib ve ark., 2006). Ayrıca, seramiklerle yapılan testlerde, seramik bünyesinde oluşabilecek yapısal kusurlar düzensiz stres dağılımı ile sonuçlanarak, erken seramik kopmalarına neden olabilmektedir (Aboushelib ve ark., 2008b). Bu nedenle dental seramiklerden elde edilen küçük örneklerde yapısal hatalar oluşturmamak için oldukça hassas çalışılması gerekmektedir. Kesme test yönteminde bağlantıyı ayırarak şekilde bıçak sırtı şeklinde bir uç yardımı ile test uygulanmaktadır (Olio ve ark 1993). ISOTR 11405 standardında bu ucun hızının 0,45 ve 1,05 mm/dk arasında olması gerektiği belirtilmiştir. Bu test yönteminin başlıca dezavantajı ucun bağlanma yüzeyine en yakın şekilde konumlandırılması gerekliliğidir. Ayrıca yapılan kesme testlerinin bazı standardizasyon eksikliklerinden dolayı sonuçların karşılaştırılmasının güç olması da dezavantaj olarak karşımıza çıkmaktadır (Oliveira ve ark., 2009). Kesme testinde statik yüklemeler yapılabildiği için, yalnızca materyallerin mikroyapısı ve yüzey koşullarının etkileri değerlendirilmelidir (DeHoff ve ark., 1995).

Örnek hazırlama kolaylığı, güvenilir olması, test protokolünün basit ve uygulanabilir olması gibi avantajları nedeniyle kesme testleri *in vitro*

araştırmalarda (McDonough ve ark., 2002; Lassila ve ark., 2007) sıklıkla kullanılmaktadır. Bu avantajları nedeniyle çalışmamızda bağlantı dayanıklılığını değerlendirmek için kesme testi uygulanmıştır.

Metal destekli seramik restorasyonların kırılmaya karşı direnç gösterebilmesi için minimum 25 MPa bağlanma kuvvetine sahip olması gerekmektedir; ancak günümüzde sıklıkla kullanılan oksit seramik alt yapılı restorasyonlar için bu değer tartışmalıdır (Craig, 2002).

Literatürde mikrodalga ile sinterizasyon yöntemiyle hazırlanan zirkonya alt yapılar ile st yapı seramiği arasındaki bağlantı değerlerine ait veri bulunmamaktadır. Çalışmamızın sonuçlarına göre bu bağlantı değerleri  $13.6\pm 3.61$  ile  $17.6\pm 5.35$  MPa arasında değişmektedir.

Konvansiyonel yöntemle sinterize edilen zirkonya alt yapılarla st yapı seramiği arasındaki ortalama kesme bağlantı dayanıklılık değerleri ise farklı çalışma sonuçlarına göre (Aboushelib ve ark., 2006; Saito ve ark., 2010; Fischer ve ark., 2010) büyük değişkenlikler göstermektedir. Çalışmamıza göre  $15.8\pm 2.99$  ile  $20.5\pm 4.07$  MPa arasında değişen bu değerler, literatürde metal destekli seramik restorasyonlar için bildirilen 25MPa bağlantı dayanıklılık değerinden daha düşük bulunmuştur. Bu durumun; metal ile seramik arasındaki bağlantı mekanizmasınının (Shillingburg ve ark., 1997; Anusavice, 2003a; Sailer ve ark., 2007) zirkonya ile st yapı seramiği arasındaki bağlantı mekanizmasından farklı olmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Metal destekli seramik restorasyonlarda, metal ile seramik arasındaki ısıl genleşme katsayıları arasındaki farkın  $0.5 \times 10^{-6}$  °C olması gerektiği bilinmektedir (Shillingburg ve ark., 1997).

Çalışmamızda kullanılan Noritake Alliance zirkonya alt yapı ile Cerabien CZR st yapı seramiği arasındaki ısıl genleşme katsayısı farkı  $1.4 \times 10^{-6}$  °C dir. Bu farkın büyük olmasınının bağlantı dayanıklılık değerlerini olumsuz yönde etkilediği düşünülmektedir.

Çalışmamızda, konvansiyonel yöntemle sinterize edilmiş zirkonya alt yapılar ile üst yapı seramiği arasındaki bağlantı dayanıklılık değerlerinin, literatürde bildirilen değerlerle (Al Dohan ve ark., 2004; Aboushelib ve ark., 2006; Fischer ve ark., 2008; 2010) benzer veya daha düşük olduğu gözlenmiştir. Bağlantı dayanıklılığındaki bu farklılığın; farklı çalışmalardaki materyal değişkenliği (Fischer ve ark., 2010), alt yapı seramiğine uygulanan yüzey işlemlerindeki değişkenlik (Fischer ve ark., 2008), üst yapı porselenlerinin uygulanma yöntemlerindeki farklılık ve bağlantı dayanıklılığını değerlendirmekte kullanılan farklı test yöntemleri (Aboushelib ve ark., 2006) ve bu test yöntemleri arasındaki standardizasyon eksikliği olabileceği düşünülmektedir.

Mikrodalga ile sinterizasyon yapılan gruplarda, yüzey işlemleri arasında bağlantı dayanıklılığı ortalamaları yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir. Konvansiyonel yöntemle sinterizasyon yapılan gruplarda;  $K_3$  grubunda kesme bağlantı dayanıklılık değerleri,  $K_1$  grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Bu sonuçlar Aboushelib ve ark. (2005)'nin liner uygulamasının Cercon sistemlerinde bağlantı dayanıklılığını değerlendirdikleri çalışmasıyla tutarlılık göstermiştir. Bu çalışmada liner uygulanan grupta bağlantı dayanımı  $29.1 \pm 10.8$  MPa, liner uygulanmayan grupta ise  $16.9 \pm 4.8$  MPa olarak tespit edilmiştir. Aynı araştırmacının (2006) Cercon alt yapılarla farklı üst yapı seramiklerinin bağlantı dayanıklılığını değerlendirdiği bir başka çalışmada Sakura İnteraction (Elephant Dental, Hollanda), Ceram S (Degudent, Almanya) ve Lava Ceram (3M ESPE, Almanya) üst yapı seramiklerinin kullanıldığı gruplarda, liner uygulamanın bağlantı dayanıklılığını artırdığı sonucu bildirmiştir. Kuşlama sonucunda alt yapı seramiği yüzeyinde oluşan pürüzlü alanların ve çentiklerin, mekanik retansiyon sağlayıcı alanlar olduğu düşünülmektedir (Fischer ve ark. 2008). Bu sayede çalışmamızda,  $K_3$  grubunda zirkonya üzerine uygulanan linerin, yüzeye daha iyi nüfuz ettiği ve bağlantı dayanıklılığını mekanik olarak artırdığı düşünülmektedir.

$K_k$  grubunda elde edilen kesme bağlantı dayanıklılık değerlerinin,  $M_k$  grubunda elde edilen değerlere göre;  $K_3$  grubunun kesme bağlantı dayanıklılık değerleri de,  $M_3$  grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek



bulunmuştur. Mikrodalga yöntemiyle sinterize edilen zirkonya alt yapıların üst yapı seramiğiyle arasında oluşan bağlantı dayanıklılığıyla ilgili literatürde herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Mikrodalga ile sinterize edilen zirkonya alt yapının; kompozisyon farklılığı, daha yoğun ve gren boyutlarının daha küçük olmasının sonuçları etkilediği düşünülmektedir. Daha kesin sonuçlara varabilmek için mikrodalga yöntemiyle sinterizasyon sonucu elde edilen alt yapı yüzeylerinin pürüzlülük, ıslanabilirlik ve sertlik özellikleriyle ilgili çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Kesme bağlantı dayanıklılık testi sonrası yapılan kopma paterni analizleri, elde edilen bağlanma dayanıklılık değerlerinin ne kadar güvenilir olduğunun belirlenmesinde önemli bir yere sahiptir. Yapılan kesme dayanıklılık çalışmalarının çoğunda başarısızlık tipleri adeziv, koheziv ve kombine kopma şeklinde sınıflandırılmıştır (Hara ve ark., 2001). Literatürde (Aboushelib ve ark., 2008b; Saito ve ark., 2010) kesme bağlantı dayanıklılığı testi sonucunda kopan örnek yüzeyleri ışık mikroskopuyla incelenmekte ve her gruptan bazı örnekler, detaylı inceleme için SEM kullanılarak değerlendirilmektedir. Çalışmamızın ışık mikroskopu ve SEM analiz sonuçları, koheziv ve kombine kopma paternleri gözlenen literatürdeki (Aboushelib ve ark., 2005; 2006; Fischer ve ark., 2008) diğer çalışmalarla benzerlik göstermiştir. Al Dohan ve ark. (2004) tarafından Empress 2/Eris, Procera AllZircon/CZR ve DC-Zircon/Vita D kor-veneer bağlantı dayanıklılığının değerlendirildiği çalışmanın sonuçlarına göre zirkonya alt yapı örneklerde adeziv ve koheziv başarısızlıkların olduğu bildirilmiştir. Dündar ve ark.(2007)'nin çalışmasında ise lösitle güçlendirilmiş seramik, düşük lösitle güçlendirilmiş seramik, cam infiltre alumina ve lityum disilikat alt yapılar üzerine feldspatik ve floroapatit üst yapı seramikleri uygulanarak bağlantı dayanıklılıkları değerlendirilmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre özellikle cam infiltre alumina kor materyali kullanılan örneklerde adeziv kopma gözlenmiştir. Çalışmamızda ışık mikroskopuyla yapılan değerlendirmelerde adeziv kopmaya rastlanmamıştır. Kesme bağlantı dayanıklılığı test yöntemi istenmeyen stres dağılımlarına neden olabildiğinden daha çok koheziv ve kombine kopma paternlerinin oluşmasına neden olabilmektedir. Adeziv kopmanın görülmemesinin diğer bir sebebi de iki materyalin füzyonu (kaynaşması) ve

arayüzeydeki bazı elementlerin birbiri içinde dağılmasıdır (Smith ve ark.,1994). Smith ve ark. (1994)'nın çalışmasına göre, alt veya üst yapı seramiklerindeki bazı elementlerin arayüzde dağılması ihtimali veya seramik pişirilmesi sırasında üst yapı yüzeyinde ince bir tabaka cam infiltrasyonu olasılığı, bu sonuca neden olabilmektedir. Her iki durumda da alt yapıya komşu olan camsı tabakada kimyasal bir değişim meydana gelip arayüzün dayanıklılık veya ısıl genleşme katsayısı gibi fiziksel özelliklerinin değişimine yol açabilmektedir (Smith ve ark.,1994).

Alt yapı ve üst yapı seramikleri arasındaki arayüzde bulunan monoklinik zirkonya fazının bu bölgedeki mikro aralıkların oluşmasına neden olabileceği düşünülebilmektedir. Guazzato ve ark., (1994)'ı tetragonal-monoklinik faz dönüşümlerinin lokalize streslerle birlikte oluştuğunu ve bu streslerin de üst yapı seramiğinin cam fazında mikroçatlakların gelişmesine neden olduğunu bildirmişlerdir.

## 6.SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu *in vitro* çalışmanın amacı; iki farklı sinterizasyon yöntemiyle üretilen zirkonya alt yapılarla üst yapı seramiği arasında oluşan bağlantı dayanıklılığına sinterizasyon yöntemlerinin ve farklı yüzey işlemlerinin etkisini incelemek ve kopma paternlerini değerlendirmektir.

Çalışmanın deneysel koşulları çerçevesinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1) Mikrodalga ile sinterizasyon yapılan gruplarda, yüzey işlemleri arasında bağlantı dayanıklılığı yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir.

2) Konvansiyonel yöntemle sinterizasyon yapılan gruplarda;  $K_3$  grubunda kesme bağlantı dayanıklılık değerleri,  $K_1$  grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

3)  $K_k$  grubunda elde edilen kesme bağlantı dayanıklılık değerlerinin,  $M_k$  grubunda elde edilen değerlere göre istatistiksel olarak daha yüksek olduğu saptanmıştır.

4)  $K_3$  grubunun kesme bağlantı dayanıklılık değerleri,  $M_3$  grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir.

5) Kesme bağlantı dayanıklılığı testi sonrasında yapılan ışık mikroskobu ve SEM analizi sonuçlarına göre, tüm gruplarda kohesiv ve kombine kopma paterni gözlenmiştir.

Elde ettiğimiz sonuçlar çerçevesinde, çalışmamızda kullanılan sinterizasyon yöntemleri ve yüzey işlemleri karşılaştırıldığında; konvansiyonel yöntemle sinterize edilen Noritake Alliance zirkonya alt yapıların üzerine  $Al_2O_3$  ile kumlama yapıldıktan ve liner uygulandıktan sonra üst yapı seramiğinin uygulanması önerilmektedir.

Yaptığımız *in vitro* çalışma sonuçlarının, günümüzde gelişmekte olan mikrodalga yöntemiyle zirkonya alt yapıların sinterizasyonu ile ilgili gelecekte yapılabilecek çalışmalara ışık tutacağı düşünülmektedir. Farklı içerik ve ısıl genleşme katsayısına sahip seramiklerin, seramik uygulama yöntemlerinin ve farklı bağlantı dayanıklılığı test yöntemlerinin kullanımının sonuçları değiştirebileceği düşünülmektedir. Daha kesin sonuçlara varabilmek için bu konuda daha fazla *in vitro* ve *in vivo* çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

## 7.KAYNAKLAR

ABOUSHELIB, M.N., DE JAGER, N., PALLAV, P., FEILZER, AJ. (2005). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent. Mater.* **21**: 984- 991.

ABOUSHELIB, M.N., KLEVERLAAN, C.J., FEILZER, A.J. (2006). Microtensile bond strength of different components of core veneered all- ceramic restorations. Part 2: Zirconia veneering ceramics. *Dent. Mater.* **22**: 857- 863.

ABOUSHELIB, M.N., KLEVERLAAN, C.J., FEILZER, A.J. (2008a). Effect of Zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *J. Prosthodont.* **17**: 401-408.

ABOUSHELIB, M.N., DE KLER, M., VAN DER ZEL, J.M., FEILZER, A.J (2008b). Effect of veneering method on the fracture and bond strength of bilayered zirconia restorations. *Int. J. Prosthodont.* **21**: 237-240.

ABOUSHELIB, M.N., WANG, H. (2010). Effect of surface treatment on flexural strength of zirconia bars. *J. Prosthet. Dent.* **104**: 98-104.

AL DOHAN H.M, YAMAN P, DENNISON J.B, RAZZOOG M.E, LANG B.R. (2004). Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J. Prosthet. Dent.* **91**: 349-55.

ALTIERI, K.T., SANITÁ, P.V, MACHADO, A.L., GIAMPAOLO, E.T., PAVARINA, A.C., VERGANI, C.E. (2012). Effectiveness of two disinfectant solutions and microwave irradiation in disinfecting complete dentures contaminated with methicillin-resistant *Staphylococcus aureus*. *J. Am. Dent Assoc.* **143**: 270-277.

ANUSAVICE, K.J. (2003a). Phillips' Science of Dental Materials. 11<sup>th</sup>. Ed. Saunders. p.: 621-654.

ANUSAVICE, K.J. (2003b). Phillips' Science of Dental Materials. 11<sup>th</sup>. Ed. Saunders. p.: 665- 719.

- AZER, S.S., DRUMMOND J.L., CAMPBELL S.D., EL MONEIM ZAKI A. (2001) Influence of core build up material on the fatigue strength of an all-ceramic crown. *J. Prosthet. Dent.* **86**: 624- 631.
- BEHR M., ROSENTRITT M., BETTERMANN K., HANDEL G. (2006). The influence of electron beam irradiation on the shear bond strength of glass-reinforced frameworks and veneer composites. *J. Mater. Sci. Mater. Med.* **17**: 659-665.
- CEKIC-NAGAS, I., ERGUN, G., TEZVERGIL, A., VALLITTU, P.K., LASSILA, L.V.J. (2008). Effect of fiberreinforced composite at the interface on bonding of resin core system to dentin. *Dent. Mater. J.* **27**: 736-43.
- CHENG, J., AGRAWAL, D., ROY, R., JAYAN, P.S. (2000). Continuous microwave sintering of aluminaabrasive grits. *J. Mater. Process. Tech.* **108**: 26-29.
- CHEVALIER, J. (1999). Low temperature aging of Y-TZP ceramics. *J. Am. Ceram. Soc.* **82**: 2150-2154.
- CHEVALIER J. (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials.* **27**: 535-543.
- CHRISTEL, P., MEUNIER, A., DORLOT, J.M., CROLET J.M., WITVOET, J., SEDEL, L., BOUTIN, P. (1988). Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopaedic surgery. Bioceramics: material characteristics versus in vivo behavior. *Ann. NY. Acad. Sci.* **523**: 236-256.
- CHRISTENSEN, G.J. (2001). Computerized restorative dentistry. *J. Am. Dent. Assoc.* **132**: 1301-1303.
- CHRISTENSEN R.P., PLOEGER B.J. (2010). A clinical comparison of zirconia, metal and alumina fixed-prosthesis. *J. Am. Dent. Assoc.* **141**: 1317-1329.

COŞKUN, A. (2002). Farklı Metal Desteksiz Seramik Sistemlerinin Kenar Uyumu ve Mikro sızıntıya Etkisi ile Eğilme Dayanıklılıklarının incelenmesi. Doktora Tezi, Cumhuriyet Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

CRAIG, R.G. (2002). Mechanical properties in restorative dental materials. 11<sup>th</sup>. Ed. New York. Mosby. p.: 551-592.

CURTIS, A.R., WRIGHT, A.J., FLEMING, G.J.P. (2006). The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J. Dent.* **34**: 195-206.

DAVIDSON C.L., ABDALLA AL., DE GEE A.J. (1993). An investigation into the quality of dentin bonding systems for accomplishing a durable bond. *J. Oral Rehabil.* **20**: 291-300.

DEANY, I.L. (1996). Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit. Rev. Oral Biol. Med.* **7**: 134-143.

DEHOFF, P.H., ANNUSAVICE K.J., WANG Z. (1995). Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent. Mater.* **11**: 126–131.

DE JAGER, N., PALLAV, P., FEILZER, A.J. (2005). The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent. Mater.* **21**: 242-251.

DENRY, I., KELLY, J.R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dent. Mater.* **24**: 299-307.

DERRIEN, G., LE MENN, G. (1995). Evaluation of detail reproduction for three die materials by using scanning electron microscopy and two-dimensional profilometry. *J. Prosthet. Dent.* **74**: 1-7.

DUNDAR, M., ÖZCAN, M., GÖKÇE, B., ÇÖMLEKOĞLU, E., LEITE, F., VALANDRO, L.F. (2007). Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dent. Mater.* **23**: 630-636.

- DURET, F., BLOUIN, J.L., DURET, B. (1988). CAD-CAM in dentistry. *J. Am. Dent. Assoc.* **117**: 115-120.
- EL ZOHAIRY, A.A., DE GEE, A.J., DE JAGER, N., VAN RUIJVEN, L.J., FEILZER, A.J. (2004). The influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength. *J. Dent. Res.* **83**: 420-424.
- ERSU, B., YÜZÜGÜLLÜ, B., CANAY, Ş. (2008). Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* **32**: 58-72.
- FISCHER, H., MARX, R. (2002). Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. *Dent. Mater.* **18**: 12-19.
- FISCHER, J., GROHMANN, P., STAWARCZYK, B. (2008). Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dent. Mater. J.* **27**: 448-54.
- FISCHER, J., STAWARCZYK, B., SAILER, I., HAMMERLE, C.H. (2010). Shear bond strength between veneering ceramics and ceria-stabilized zirconia/alumina. *J. Prosthet. Dent.* **103**: 267-274.
- GALE, M.S., DARWELL, B.W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J. Dent.* **27**: 89-99.
- GARVIE, R.C., HANNINK, R.H., PASCOE, R.T. (1975). *Ceramic steel.* *Nature.* **258**: 703-704.
- GHANI, F., KIKUCHI, M., LYNCH, C.D., WATANABE, M. (2010). Effect of some curing methods on acrylic maxillary denture base fit. *Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.* **18**: 132-138.
- GIORDANO, R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *Jada.* **137**: 14-21.
- GOLDSTEIN, A., TRAVITZKY, N., SINGURINDY, A., KRAVCHIK, M.(1999). Direct microwave sintering of yttria-stabilized zirconia at 2.45 GHz. *J. Euro.*



*Ceram. Soc.* **19**: 2067–2072.

GRIGGS, J.A. (2007). Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent. Clin. North Am.* **51**: 713-27.

GUO, X. (2001). Hydrothermal Degradation Mechanism of Tetragonal Zirconia. *J. Mater. Sci.* **36**: 3737.

HARA, A.T, PIMENTA, L.A, RODRIGUES, A.L. (2001). Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent. Mater.* **17**:165-169.

HECHT, B. (1996). Forbidden Light Scanning Near-Field Optical Microscopy. Doktora Tezi, Basel Üniversitesi.

HEYDECKE, G., BUTZ, F., HUSSEIN, A., STRUB, JR. (2002). Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *J. Prosthet. Dent.* **87**: 438-445.

HICKEL, R., DASCH, W., MEHL, A., KREMERS, L. (1997). CAD/CAM-fillings of the future? *Int. Dent. J.* **47**: 247-258.

HONDRUM, S.O. (1992). A review of the Strength Properties of Dental ceramics. *J. Prosthet. Dent.* **67**: 859-865.

ISGRO G, KLEVERLAAN CJ, WANG H, FEILZER AJ. (2004). Thermal dimensional behavior of dental ceramics. *Biomaterials.* **25**: 2447–2453.

JEONG, S.M., LUDWIG, K., KERN, M. (2002). Investigation of the fracture resistance of three types of zirconia posts in all-ceramic post-and-core restorations. *Int. J. Prosthodont.* **15**: 154-158.

KANDEMIRSOY, O. (2010). Zirkonyum altyapı üzerine uygulanan farklı veneer seramik tekniklerinin bağlantı kuvvetlerine etkisi. Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi. Ankara

KELLY, J.R. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent. Clin. North. Am.* **48**: 513-530.

KELLY, J.R, DENRY, I. (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent. Mater.* **24**: 289- 298.

KIM, H.J., LIM, H.P., PARK, Y.J., VANG, M.S. (2011). Effect of zirconia surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic. *J. Prosthet. Dent.* **105**: 315-322

KOÇAK, A. (2006). Cercon zirconia sistemi ile yapılan posterior sabit protezlerinuzun dönem klinik başarılarının incelenmesi. Doktora Tezi. Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi. İstanbul

KOMINE, F., SAITO, A., KOBAYASHI, K., KOIZUKA, M., KOIZUMI, H., MATSUMURA. H. (2010). Effect of cooling rate on shear bond strength of veneering porcelain to a zirconia ceramic material. *J. Oral.Sci.* **52**: 647-652.

LAND, C.H. (1886). A new system of restoring badly decayed teeth by means of an enamelled coating. *Independent Pract.* **7**: 407.

LASSILA, L.V., TEZVERGIL, A., DYER, S.R., VALLITTU ,P.K. (2007) The bond strength of particulate-filler composite to differently oriented fiber-reinforced composite substrate. *J. Prosthodont.* **16**: 10-17.

LORENTE, M.C., SCHERRER, S.S., RICHARD, J., DEMELLAYER, R., AMEZDROZ, M., WISKOTT H.W.A. (2010). Surface roughness and EDS characterization of a Y-TZP dental ceramic treated with the CoJet Sand. *Dent. Mater.* **26**: 1035-1042.

LU, HY., CHEN, SY.(1987). Low temperature aging of t-ZrO<sub>2</sub> polycrystals with 3 mol% Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. *J. Am. Cer. Soc.* **70**: 537.

LUHRS, AK., GUHR, S., GUNAY, H., GEURTSSEN, W.(2010). Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch and rinse adhesives to enamel and dentin in vitro. *Clin. Oral Invest.* **14**: 193-199.

McDONOUGH, W.G., ANTONUCCI, J.M., HE, J., SHIMADA, Y., CHIANG, M.Y., SCHUMACHER, G.E. (2002). A microshear test to measure bond strengths of dentin–polymer interfaces. *Biomater.* **23**: 3603-3608.

McLean, J.W. (1979). The Science and Art of Dental Ceramics, Volume 1, The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use. *Quintessence Publishing Co., Inc.* (Chicago). p. 23-28

McLEAN J.W. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J. Prosthet. Dent.* **85**: 61- 66.

MEHL, A. VE HICKEL, R. (1999). Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int. J. Comput. Dent.* **2**: 9-35.

MENEZES, R.R., SOUTO, P.M., KIMINAMI, R.H.G.A. (2010). Microwave fast sintering of submicrometer alumina. *Materials Researchc.* **13**: 345-350.

NIELSEN, J.P., TUCCILLO, J.J. (1972) Calculation of interfacial stress in dental porcelain bonded to gold alloy substrate. *J. Dent. Res.* **51**:1043-1047.

OLIO, G. (1993). Bond strength testing What does it mean. *Int. Dent. J.* **43**: 492-498.

OLIVEIRA, A.C.C., OSHIMA, H.M.S., MOTA, E.G., GROSSI, M.C. (2009). Influence of chisel width on shear bond strength of composite to enamel. *J. Dent. Sci.* **24**: 19-21.

PICONI, C., MACCAURO, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial: Review. *Biomaterials.* **20**: 1-25.

PORTER, D.L., HEUER, A.H. (1977). Mechanisms of toughening partially stabilized zirconia (PSZ). *J. Am. Ceram. Soc.* **60**: 83-184.

PRASAD, S., MONACO, E.A JR., KIM, H., DAVIS, E.L., BREWER, J.D. (2009). Comparison of porcelain surface and flexural strength obtained by microwave and conventional oven glazing. *J. Prosthet. Dent.* **101**: 20-28.

QUILO, G., AUSTRHEIM EK. (1993). In vitro quality testing of dentin adhesives. *Acta. Odontol. Scand.* 51: 263-269.

RAIGRODSKI, A.J. (2004). Contemporary materials and Technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J. Prosthet. Dent.* **92(6)**: 557-562.

RAIGRODSKI, A.J., CHICHE, G.J., POTIKET, N., HOCHSTEDLER, J.L., MOHAMED, S.E., BILLIOT, S., MERCANTE, D.E. (2006). The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J. Prosthet. Dent.* **96**: 237-244.

REKOW, E.D. (1991). Dental CAD-CAM systems. What is the state of the art? *J. Am. Dent. Assoc.* **122**: 43-48.

ROSENBLUM, M.A., SCHULMAN, A.(1997). A review of all ceramic restoration. *J. Am. Dent. Assoc.* **128**: 297-307.

SAILER, I., PJETURSSON, B.E., ZWAHLEN, M., HAMMERLE, CH.(2007). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin. Oral. Implants.* **3**: 86-96.

SAITO, A., KOMINE, F., BLATZ, M.B., MATSUMURA, H. (2010). A comparison of bond strengths of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J. Prosthet. Dent.* **104**: 247-257.

SATO, T., OHTAKI, S., SHIMADA, M. (1985).Transformation of yttria-partially stabilized zirconia by low temperature annealing in air. *J. Mater. Sci.* **20**:1466-1470.

SHILLINGBURG, H.T., HOBBS, S., WHITSETT, L.D., JACOBI, R., BRACKETT S.E. (1997). Fundamentals of fixed prosthodontics. 3rd ed. Chicago: Quintessence Publishing Co. p. 455-457.

SHELL, J.S., NIELSEN, J.P. (1962). Study of the bond between gold alloys and porcelain. *J. Dent. Res.* **41**: 1424-1437.

SIERVO, S., PAMPALONE, A., VALENTI, G., BANDETTINI, B., SIERVO, R. (1992). Porcelain CAD-CAM veneers. Some new uses explored. *J. Am. Dent. Assoc.* **123**: 63-67.

SMITH, T.B., KELLY, J.R., TESK, J.A. (1994). In vitro fracture behavior of ceramic and metal-ceramic restorations. *J. Prosthodont.* **3**: 138-144.

STRUB, J.R., REKOW, E.D., WITKOWSKI, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J. Am. Dent. Assoc.* **137**: 1289.

TAN, J.P., SEDERSTROM, D., POLANSKY, J.R., MC LAREN E.A., WHITE, S.N. (2012). The use of slow heating and slow cooling regimens to strengthen porcelain fused to zirconia. *J Prosthet Dent.* **107**:163-169.

TINSCHERT, J., MAUTSCH, W., AUGTHUN, M., SPIEKERMANN, H. (2001). Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina- and zirconia- based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int. J. Prosthodont.* **14**: 231- 238.

TITLEY, K., CALDWELL, R., KULKARNI, G. (2003). Factors that affect the shear bond strength of multiple component and single bottle adhesives to dentin. *Am. J. Dent.* **16**: 120-124.

TRAVITZKY, N.A., GOLDSTEIN, A., AVSIAN, O. AND SINGURINDI, A. (2000). Microwave sintering and mechanical properties of Y-TZP/20 wt.% Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> composites. *Mater. Sci. Eng. A.* **286**: 225–229.

UPADHYAYA, D.D., GHOSH, A., DEY, G.K., PRASAD, R., SURI, A.K. (2001). Microwave sintering of zirconia ceramics. *J. Mater. Sci.* **36**: 4707-4710.

WHITE, S.N., MIKLUS, V.G., MCLAREN, E.A., LANG, L.A., CAPUTO, A.A. (2005). Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J. Prosthet. Dent.* **94**: 125-131.

WILDGOOSE, D.G., JOHNSON, A., WINSTANLEY, R.B. (2004). Glass ceramic refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J. Prosthet. Dent.* **91**: 136-143.

WISKOTT H.W.A. (2010). Surface roughness and EDS characterization of a Y-TZP dental ceramic treated with the CoJet Sand. *Dent. Mater.* **26**: 1035-1042.

XIE, Z., WANG, C., FAN, X. AND HUANG, Y. (1999a). Microwave processing and properties of Ce–Y-ZrO<sub>2</sub> ceramics with 2.45 GHz irradiation. *Mater. Lett.* **38**: 190–196.

XIE, Z., YANG, J., HUANG, X. AND HUANG, Y. (1999b). Microwave processing and properties of ceramics with different dielectric loss. *J. Euro. Ceram. Soc.* **19**: 381–387.

YAP, A.U., YAP, S.H., TEO, J.C., TAY, C.M., NG, K.L., THEAN, H.P. (2003). Microwave drying of high strength dental stone: effects on dimensional accuracy. *Oper. Dent.* **28**: 193-199.

YAVUZYILMAZ, H., TURHAN, B., BAVBEK, B., KURT, E. (2005). Tam seramik sistemleri I. G.Ü. Diş hek Fak Derg. **22**: 41-48.

ZAIMOĞLU, A., CAN, G., ERSOY, A.E., AKSU, L. (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler bilgisi, Ankara, A. Ü. Basımevi.

ZHAO, C., VLEUGELS, J., GROFFILS, C., LUYPAERT, P. J. AND VAN DER BIEST, O. (2000). Hybrid sintering with a tubular susceptor in a cylindrical single-mode microwave furnace. *Acta. Mater.* **48**: 3795–3801.