



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

**CAD/CAM TEKNOLOJİSİYLE HAZIRLANAN METAL ALT YAPILARA  
UYGULANAN FARKLI YÜZEY ŞARTLANDIRICILARININ PORSELEN  
BAĞLANTI DAYANIMI ÜZERİNE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

**OĞUZHAN GÖRLER**

**DOKTORA TEZİ**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**SİVAS**

**2013**



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

**CAD/CAM TEKNOLOJİSİYLE HAZIRLANAN METAL ALT YAPILARA  
UYGULANAN FARKLI YÜZEY ŞARTLANDIRICILARININ PORSELEN  
BAĞLANTI DAYANIMI ÜZERİNE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

**OĞUZHAN GÖRLER**

**DOKTORA TEZİ**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**TEZ DANIŞMANI**

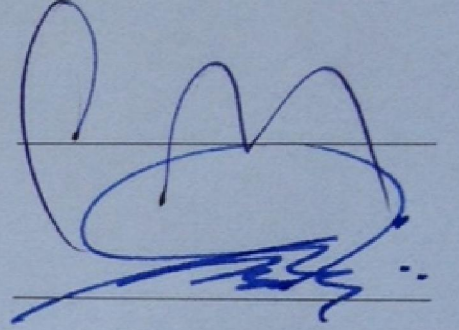
**PROF. DR. ALİ KEMAL ÖZDEMİR**

**SİVAS**

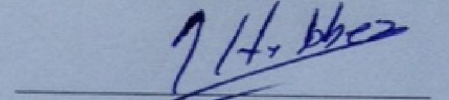
**2013**

Bu çalışma Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanmış ve jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

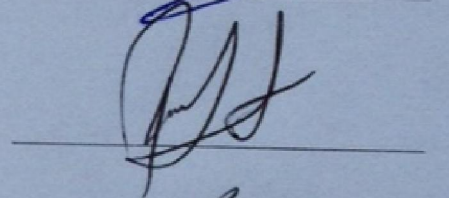
Başkan Prof. Dr. Erman Bülent TUNCER



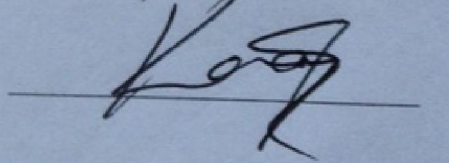
Üye (Danışman) Prof. Dr. Ali Kemal ÖZDEMİR



Üye Doç. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU



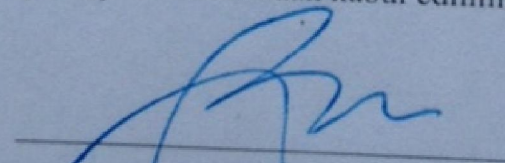
Üye Yrd. Doç. Dr. Faik TUĞUT



Üye Yrd. Doç. Dr. Koray SOYGUN

ONAY

Bu tez çalışması, 05/04/2013 tarihinde Enstitü Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.



Prof. Dr. Ömer POYRAZ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
MÜDÜRÜ

Bu tez Cumhuriyet Üniversitesi Senatosunun 24.09.2008 tarihli ve 007 sayılı toplantısında kabul edilen Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kılavuzu adlı yönergeye göre hazırlanmıştır.

## ÖZET

### CAD/CAM TEKNOLOJİSİYLE HAZIRLANAN METAL ALT YAPILARA UYGULANAN FARKLI YÜZEY ŞARTLANDIRICILARININ PORSELEN BAĞLANTI DAYANIMI ÜZERİNE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

Oğuzhan GÖRLER

Doktora Tezi, Protetik Diş Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Ali Kemal ÖZDEMİR

2013,99 Sayfa

Bu çalışmanın amacı, yeni nesil kompozit içerikli seramiklerin zirkonyum ve titanyum metalleri ile olan bağlantı değerlerinin belirlenmesi ile diş hekimliği uygulamalarında yeterliliklerinin değerlendirilmesidir. Bu amaca yönelik çalışmamız içerisinde aynı zamanda, kumlanmış metal altyapı örnek yüzeylerine son dönemde yapılan çalışmalarda sert doku yüzeylerine etkisi araştırılan Nd:YAG lazerin etkinliği de incelendi.

24 zirkonyum ve 24 titanyum olmak üzere metal alt yapı örnekleri CAD/CAM cihazında  $25 \times 3 \times 0,5 \text{ mm}^3$  ebatlarında hazırlandı.

Hazırlanan metal altyapı örnekleri yüzeylerine 125 mikrometre gren ebatı ile kumlama yapıldı.

Lazer grubu olarak belirlenen 12 zirkonyum 12 titanyum örnek üzerine Nd:YAG lazer uygulaması yapıldı.

Yüzey hazırlıkları tamamlanan örnekler üzerine üretici firma talimatlarına uygun olarak Estenia düşük ısı porseleni uygulandı. Uygulama öncelikle Light Curing cihazında 400W güç çıkışı ile öncül polimerizasyon işlemine tabi tutuldu. Bu işlemi Heat Curing cihazında 15 dk süre ile 100-110 °C final polimerizasyon işlemi takip etti ve örneklerin test için hazırlığı tamamlandı.

Metal-porselen bağlantısı 3-nokta eğme testi ile değerlendirildi. Metal-porselen ara yüzeyi SEM ile incelendi. Bağlantı dayanıklılık değerleri istatistiksel olarak Mann-Whitney U testi kullanılarak değerlendirildi.

Çalışmamızda, Zirkonyum ile Titanyum grupları için kumlama+lazer örneklerinin gruplar arası bağlantı değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. ( $p<0.05$ ).

3-nokta eğme testi karşılaştırıldığında, estenia düşük ısı porseleni ile hazırlanan örneklerin bağlantı dayanımı sonuçları ISO 9693:1999 standartına göre alt sınır olan 25 MPa'nın üzerinde olduğu belirlendi.

Sonuç: Estenia düşük ısı porseleninin, zirkonyum ve titanyum bağlantı dayanımının diş hekimliği uygulamaları için yeterli seviyede olduğu, Nd:YAG lazer uygulamasının pürüzlendirilmiş titanyum yüzeylerinde etkinliğinin zirkonyuma kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede iyi olduğu belirlenmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** Estenia, Nd:YAG lazer, porselen bağlantı dayanımı, titanyum, zirkonyum

## ABSTRACT

INVESTIGATE THE EFFECT OF PORCELAIN BONDING STRENGTH TO DIFFERENT SURFACE TREATMENTS ON PORCELAIN THAT IS APPLIED TO METAL SUB-STRUCTURES WHICH IS PREPARED BY CAD / CAM

Oğuzhan GÖRLER

Doctorate Thesis, Department of Prosthodontics

Supervisor: Prof. Dr. Ali Kemal ÖZDEMİR

2013,99 pages

The purpose of this study, zirconium and titanium metals in dental practices to determine the value of the connection with the evaluation of the competence to a new generation of composite ceramics containing. For this purpose, as well as in our study, the sample surfaces sandblasted metal substructure recent studies investigated the effect of hard tissue surfaces Nd:YAG laser efficiency were also investigated.

24 titanium and 24 zirconium examples of metal substructure were prepared in CAD / CAM device with 25x3x0.5 mm<sup>3</sup> size.

Examples of metal infrastructure surfaces blasting was prepared grain size with 125 micrometer.

Samples are specified as 12 titanium and 12 zirconium on the set of laser Nd: YAG laser was applied.

After examples of surface, Estenia low-temperature porcelain applied. Preparations have been completed in accordance with the manufacturer's instructions. First premise of the application Curing Light with 400W power output device was subjected to polymerization. This process was followed by the final polymerization process of 100-110 ° C for a period of 15 min. Heat curing device and the preparation of samples for testing is complete.

Metal-porcelain connector 3-point bending test. Metal-porcelain interface were investigated by SEM. Mann-Whitney U test was used to compare the durability of the connection.

Compared to the 3-point bending test, estenia samples prepared with low-temperature porcelain, based on the results of the connection strength of 25 MPa, which is above the lower limit was determined.

In this study, groups of Titanium and Zirconium sandblasting + laser samples were statistically significant intergroup difference between the values of the connection. ( $P < 0.05$ ).

Estenia, as porcelain dental superstructure is ideal for both zirconium and titanium surface conditioning values were found to be sufficient connection is established.

Nd:YAG laser application on the surface of titanium was determined to be effective.

Result: Estenia low-temperature porcelain, zirconium and titanium dental materials adequate for the connection strength level. Surface activity for Nd: YAG laser irradiation to titanium were significantly better compared to zirconium.

**Keywords:** Estenia, Nd: YAG laser, porcelain bonding strength, titanium, zirconium,



## TEŞEKKÜR

Doktora eğitiminin boyunca emeğini üzerimden hi esirgemeyen, hakkını hiçbir zaman ödeyemeyeceğim danıőmanım Sayın Prof. Dr. Ali Kemal ÖZDEMİR'e sonsuz teőekkürü bir borç bilirim.

Tez çalıőmalarımda her zaman yanımda olan Sayın Yrd. Doç. Dr. Koray SOYGUN'a teşekkür ederim.

Verilerin istatistiksel olarak değerlendirilmesinde katkıda bulunan Sayın Yrd. Doç. Dr. Ziyet ÇINAR'a teşekkür ederim.

Manevi olarak hep yanımda hissettiğim Sayın Hatice Deniz ÖZDEMİR'e teşekkür ederim.

Doktora eğitimim süresince yanımda olan değerli çalışma arkadaşlarıma ve bölümümüz personellerine teşekkür ederim.

Tez sürecinin en zor dönemlerinde sabrı ve anlayıőıyla, maddi ve manevi desteğini hiç esirgemeyen sevgili eőim Begüm Dilara GÖRLER'e teşekkür ederim.

Beni bu günlere getiren ve hep yanımda olan aileme sonsuz teşekkür ederim.

## İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	IV
ABSTRACT.....	VI
TEŞEKKÜR.....	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	XII
TABLolar DİZİNİ.....	XIII
SİMGELER DİZİNİ.....	XIV
KISALTMALAR DİZİNİ.....	XV
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 Dental alaşımların sınıflandırılması.....	3
2.1.1 Soy Metal Alaşımları.....	4
2.1.1.1 Pd(Palladyum) içerenler.....	4
2.1.1.1.1 Pd-Ag (Palladyum-Gümüş) alaşımları.....	4
2.1.1.1.2 Pd-Cu (Palladyum-Bakır) alaşımları.....	5
2.1.1.1.3 Pd-Co (Palladyum-Kobalt) alaşımları.....	5
2.1.1.2 Au(Altın) içerenler.....	5
2.1.1.2.1 Au-Pt-Pd(Altın-Platin-Palladyum) içerenler.....	5
2.1.1.2.2 Au-Pd(Altın-Palladyum) alaşımları.....	5
2.1.1.2.3 Au-Pd-Ag(Altın-Palladyum-Gümüş) alaşımları.....	6
2.1.2 Baz Metal Alaşımları.....	6
2.1.2.1 Nikel-Krom Alaşımları.....	6
2.1.2.2 Kobalt-Krom Alaşımları.....	7
2.1.3 Titanyum ve titanyum alaşımları.....	7
2.1.3.1 Titanyumun özellikleri.....	8
2.1.3.1.1 Fiziksel özellikleri.....	8
2.1.3.1.2 Kimyasal özellikleri.....	9
2.1.3.1.3 Mekanik özellikleri.....	10
2.1.3.1.4 Biyolojik özellikleri.....	12
2.1.3.2 Titanyumun kullanım alanları.....	13
2.1.3.2.1 Endüstriyel Kullanım Alanları.....	13

2.1.3.2.2	Tıpta kullanım alanları.....	13
2.1.3.2.3	Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları.....	13
2.1.3.3	Titanyumun şekillendirilmesi.....	14
2.1.4	Zirkonyum.....	15
2.1.4.1	Transformasyon-Sertleşme Mekanizması.....	16
2.1.4.2	İtriyum-Tetragonal Zirkonya Polikristal (Y-TZP).....	17
2.1.4.3	Y-TZP Esaslı Alt Yapı Üretimi.....	18
2.1.4.3.1	Bilgisayar destekli tasarım/üretim (CAD/CAM).....	18
2.1.4.3.1.1	CEREC inLab Sistem.....	18
2.1.4.3.1.2	ProCera AllCeram Sistem.....	19
2.1.4.3.1.3	Lava Sistem .....	20
2.1.4.3.1.4	Cercon sistem.....	20
2.1.4.3.1.5	DentaCAD Sistem.....	21
2.1.4.3.2	Seramiğin Direkt İşlenmesi (DCM - Direkt Ceramic Machining)....	21
2.1.4.3.2.1	Zirkonzahn Sistem.....	22
2.1.4.3.2.2	Y-TZP Esaslı Bloklar .....	22
2.1.4.3.2.3	Y-TZP Restorasyonların Biyouyumluluğu.....	25
2.1.4.3.2.4	Y-TZP Alt Yapının Opasitesi.....	25
2.1.4.3.2.5	Y-TZP Rezin Bağlantısı.....	25
2.1.4.3.2.6	Kimyasal Stabilite.....	25
2.1.4.3.2.7	Y-TZP' nin Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri.....	26
2.2	Dental seramikler.....	27
2.2.1	Dental Seramiğin Bileşimi.....	27
2.2.1.1	Kaolin.....	27
2.2.1.2	Kuartz.....	27
2.2.1.3	Feldspar.....	27
2.2.2	Metal Seramikler.....	28
2.2.3	Seromerler.....	29
2.2.3.1	Seromerlerin restoratif diş hekimliğinde kullanımı.....	33
2.2.3.2	Seromerlerin protetik restorasyonlarda kullanımı.....	35
2.2.3.3	Seromerlerin diş eti modelajında kullanımı.....	38
2.3	Yüzeyde Faz Dönüşümünü Gerçekleştirici ve Retansiyonu Artırıcı İşlemler.	40
2.3.1	Kuqlama.....	40
2.3.1.1	Titanyumda kuqlama.....	41

2.3.2	Lazerle pürüzlendirme.....	42
2.3.2.1	Diş hekimliğinde kullanılan lazer cihazları.....	42
2.3.2.1.1	Yumuşak doku lazerleri .....	42
2.3.2.1.1.1	Neodmiyum Lazeri.....	43
2.3.2.1.2	Sert doku lazerleri .....	44
2.3.2.2	Lazer Enerjisinin Malzeme Yüzeyine Etki Mekanizması ....	45
2.3.2.2.1	Lazer ışınının dalga boyu.....	45
2.3.2.2.2	Birim alana düşen güç yoğunluğu.....	45
2.3.2.2.3	Madde yüzeyine aktarılan toplam enerji.....	46
2.3.3	Elmas döner aletler ile pürüzlendirme.....	46
2.3.4	Aşındırma.....	46
2.3.4.1	Aşındırmanın seramiğin direncine olan etkisi.....	47
2.3.5	Asit.....	48
2.3.6	Plazma Sprey.....	49
2.4	Seramik Oksit Alt Yapı ile Üst Yapı Porselenin Bağlantısı.....	49
2.5	Metal Porselen bağlantısının değerlendirilmesinde kullanılan yöntemler.....	50
2.6	Metal-porselen bağlantısının değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılan test yöntemleri.....	51
2.7	3-Nokta eğme testi.....	51
2.8	SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu).....	52
3	MATERYAL METOD.....	54
3.1	Metal porselen bağlantı dayanıklılığının belirlenmesi.....	54
3.2	Metal alt yapının hazırlanması.....	54
3.3	Örneklerin Kumlanması.....	56
3.4	Örneklere Nd:YAG lazer uygulaması.....	57
3.5	Örneklere porselenin uygulanması.....	58
3.6	Heat curing uygulaması.....	59
3.7	3-nokta eğme testinin uygulanması.....	62
3.8	Sem değerlendirilmesi.....	63
4	BULGULAR.....	69
5	TARTIŞMA.....	73
6	SONUÇ.....	80
	KAYNAKLAR.....	81
	ÖZGEÇMİŞ.....	99

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1: Zr(40) ve Ti(22) metallerinin periodik tablo görünümü

Şekil 2: 3-Nokta eğme testi

## TABLULAR DİZİNİ

- Tablo 1 :Ticari kullanımda bulunan bazı seromer sistemlerinin üretici firma isimleri, içerik ve polimerizasyon yöntemleri
- Tablo 2 :Etenia Standart Kit içeriği
- Tablo 3 :Etenia renk skalası
- Tablo 4 :Ligth Curing-300 polimerizasyon süreleri
- Tablo 5 :3-Nokta Eğme Testi
- Tablo 6 :Titanyum ve zirkonyum metal altyapı örneklerinin bağlantı dayanım değerleri
- Tablo 7 :Titanyum ve zirkonyum metal altyapı örneklerinin bağlantı dayanım değerleri
- Tablo 8 :Zr-(Kumlama) ve Zr-(Kumlama+Lazer) gruplarının bağlantı dayanım değer sonuçlarının istatistiksel olarak karşılaştırılması
- Tablo 9 :Ti-(Kumlama) ve Ti-(Kumlama+Lazer) gruplarının bağlantı dayanım değer sonuçlarının istatistiksel olarak karşılaştırılması
- Tablo 10 :Ti-(Kumlama)/Zr-(Kumlama) ve Ti-(Kumlama+Lazer)/Zr-(Kumlama+Lazer) gruplarının bağlantı dayanımı test sonuçlarının istatistiksel olarak karşılaştırılması

## SİMGELER DİZİNİ

Pd	:Palladyum
Cu	:Bakır
Co	:Kobalt
Au	:Altın
Pt	:Platin
Ag	:Gümüş
Cr	:Krom
Ni	:Nikel
Ti	:Titanyum
g	:Gram
°C	:Santigrad Derece
Zr	:Zirkonyum
Al	:Alüminyum

## KISALTMALAR DİZİNİ

Btu	: British Thermal Unit-İngiliz Sıcaklık Birimi
W/mK	: Isı İletkenlik Değeri ( $\lambda$ )
Gpa	:Gigapascal (Basınç Birimi)
Mpa	:Megapascal (Basınç Birimi)
$\mu$ m	:Mikrometre (Uzunluk ölçüsü birimi)
Nm	:Nanometre (Uzunluk ölçüsü birimi)
Zm	:Zettametre (Uzunluk ölçüsü birimi)
PSZ	:Partially Stabilized Zirconia-Yarı Stabilize Zirkonya
Y-TZP	:İtriyum-Tetragonal Zirkonya Polikristal
CAD/CAM	:Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacture)
UDMA	:Üretan dimetakrilat
Bis-GMA	:Bisfenol A diglisidil metakrilat
UTMA	:Uretan tetrametakrilat
TEDGMA	:Trietilen glikol dimetakrilat
PCDMA	:Polikarbonat Bisfenol A diglisidil metakrilat
SEM	:Scanning electron microscopy-Taramalı elektron mikroskobu
EDXA	:Energy Dispersive X-Ray Analysis- Enerji Dağılımlı X-Işını Analizi
Nd:YAG	:Neodymium-doped yttrium aluminum garnet
Er:YAG	:Erbium-doped yttrium aluminium garnet
FDA	:ABD Gıda ve İlaç Dairesi
Hz	:Highest frequency-Frekans(sıklık) birimi
Hf	:Hidroflorik asit
W	:Watt-Güç Birimi
J	:Joule – Enerji Birimi



## 1. GİRİŞ

Estetik açıdan mükemmel özellikleri olan ancak kırılabilir yapıdaki porselen ve üstün fiziksel özelliklere sahip metalin birleştirilmesi ile hem estetik hem de fonksiyonel gereksinimler karşılanabilmektedir.

Diş hekimliğinde estetik beklentilerin gün geçtikçe artması ve rezin kimyasındaki son gelişmelerle beraber, fiziksel ve mekanik özellikleri geliştirilmiş yeni nesil dental kompozitlerin kullanımı artmıştır. Özellikle de seramik doldurucular ile güçlendirilmiş seromer (seramik+polimer) adı verilen hibrit kompozit reçineler, inley ve onley restorasyonlar, sabit ve hareketli protezler, implant-destekli restorasyonlar ve aşamalı yükleme protokollerinde ve restorasyonların diş eti modelajında kullanılabilmektedirler. Bu çalışmamızda, diş hekimliğinde kullanımı giderek yaygınlaşan seromerlerden Estenia düşük ısı porseleninin zirkonyum ve titanyum metal alt yapılarla bağlantısı değerlendirilmiştir.

Metal-Porselen restorasyonlarda kullanılan kıymetli metal alaşımları, daha çok ekonomik nedenlerle giderek yerini kıymetsiz metal alaşımlarına bırakmaya başlamıştır. Ancak biyolojik uyumlarının yetersiz olması, düşük korozyon direnci sertlikleri ve laboratuvar çalışmalarının güç olmasından dolayı, kıymetsiz metaller arasında ideal metal arayışları devam etmektedir.

Titanyum ve alaşımlarının biyolojik uyumlulukları implant uygulamaları ile ispatlanmıştır. Titanyum, mükemmel biyolojik uyum, üstün fiziksel ve mekanik özellikleri ve düşük ağırlığı ile restoratif bir materyal olarak araştırmacıların ilgi odağı haline gelmiştir.

Ucuz bir metal olan titanyumun yüzeyde aşırı oksit formasyonu nedeniyle titanyum-porselen bağlantısı konvansiyonel sistemler kadar iyi değildir. Bu problemin üstesinden gelebilmek için titanyuma özel düşük ısı porselenlerinin kullanımı gerekmektedir.

Literatürde, titanyuma ve zirkonyuma bağlantının artırılması ve metal yüzeyinin artıklardan arındırılabilmesi için farklı yüzey işlemleri önerilmektedir. Yüzey işlemleri yüzey geriliminin azalması, yüzey pürüzlülüğünün artması ve/veya yüzey kimyasının değişmesi ile metal yüzeyini değiştirerek bağlantı dayanıklılığını arttırmaktadır.

Metal yüzeylerinin ve metal-porselen ara yüzeyinin topoğrafik incelemesi yüzey işlemlerinin etkisi ve metal-porselen bağlantısı hakkında mikro düzeyde bilgi sağlamaktadır. Böylelikle, metal-porselen bağlantısında karşılaşılan problemler daha iyi anlaşılakta ve çözümü kolaylaşmaktadır.

Bu çalışmada;

-3 nokta eğme testi kullanılarak, CAD/CAM teknolojisiyle elde edilmiş titanyum ve zirkonyum örneklerin Estenia düşük ısı porselen sistemi ile bağlantısı,

-Yüzeyin kumlanmasına ilave Neodmiyum lazer uygulamasının bağlantı dayanımına olan etkisi,

-Yüzey işlemleri sonrası yüzey pürüzlülüğünün taramalı mikroskobu (SEM) incelemeleri yapılmıştır.

## 2. GENEL BİLGİLER

Metaller doğada en çok bulunan elementlerdir. Periodik tablodaki elementlerin çoğunluğu metal olarak sınıflandırılmaktadır. Metaller saf halde tek bir elementten ibarettir. Özelliklerini geliştirmek için metale başka elementler ilave edilir. Bu şekilde iki ya da daha fazla metali birleşimi ile oluşan metal karışımına alaşım adı verilir. (Craig 1989).

Periodic table

Common Valency  
Atomic Weight  
Atomic Number  
Atomic Symbol  
Element  
+ Line Energies (eV)

Şekil 1: Zr(40) ve Ti(22) metallerinin periodik tablo görünümü

Dış hekimliğinde saf metal kullanımı sınırlıdır. İlk kullanılan metal saf altındır. Ancak sonraları fiziksel özellikleri daha iyi olan, korozyona dirençli ve daha ekonomik olan dental alaşımlar tercih edilmeye başlamıştır. (Craig 1989).

Alaşımı tarif etmenin diğer bir yolu da faz yapısıdır. Fazlar; alaşım içindeki aynı kompozisyon ve kristal yapısına sahip olan alanlardır. Tek fazlı alaşımlar yapılarının her yerinde benzer kompozisyona sahiptir. Çok fazlı alaşımlar içindeki elementler bazı alanlarda diğer alanlardan farklı kompozisyonlarda birleşirler. Alaşımın faz yapısı, korozyon özellikleri ve biyouyumluluğu için kritik bir özelliktir. (Wataha ve ark 1991).

### 2.1 Dental alaşımların sınıflandırılması

#### 2.1.1 Soy metal alaşımları

##### 2.1.1.1 Pd(Palladyum) içerenler

###### 2.1.1.1.1 Pd-Ag (Palladyum-Gümüş) alaşımları

###### 2.1.1.1.2 Pd-Cu (Palladyum-Bakır) alaşımları

#### 2.1.1.1.3 Pd-Co (Palladyum-Kobalt) alaşımları

#### 2.1.1.2 Au(Altın) içerenler

##### 2.1.1.2.1 Au-Pt-Pd(Altın-Platin-Palladyum) içerenler

##### 2.1.1.2.2 Au-Pd(Altın-Palladyum) alaşımları

##### 2.1.1.2.3 Au-Pd-Ag(Altın-Palladyum-Gümüş) alaşımları

#### 2.1.2 Baz Metal Alaşımları

##### 2.1.2.1 Nikel-Krom Alaşımları

###### 2.1.2.1.1 Berilyum içeren

###### 2.1.2.1.2 Berilyum içermeyen

##### 2.1.2.2 Kobalt-Krom Alaşımları

Kron-kpr protez uygulamalarında geniş bir kullanım alanına sahip metal-porselen alaşımları için O'Brien (1997) tarafından önerilen sınıflama şeklidir.

#### **2.1.1 Soy metal alaşımları**

##### **2.1.1.1 Pd(Palladyum) içerenler**

###### **2.1.1.1.1 Pd-Ag (Palladyum-Gümüş) alaşımları**

Palladyum –gümüş alaşımları çoğunlukla %50-60 palladyum içerirler. Fiziksel ve kimyasal özellikleri metal-porselen restorasyonlar için uygundur ve diğer soylu metal alaşımları ile karıştırılabilir. % 50-60 soyluluk yeterli derecede lekelenme ve korozyon direnci, iyi klinik çalışma özellikleri sağlar (O'Brien 1997).

Bu grubun elastisite modülü tüm değerli alaşımlar içinde en elverişli olanıdır. Palladyum-gümüş alaşımları iyi dklebilirler ve değerli metal alaşımları içinde düşük deformasyon eğilimine sahiptir. Porselene bağlanma direnci de mükemmeldir. Bu grubun asıl dezavantajı, altın-palladyum-gümüş alaşımları gibi düşük gümüş içerikli alaşımlardan daha fazla porselen renginin yeşile dönüşmesidir (O'Brien 1997)

### **2.1.1.1.2 Pd-Cu (Palladyum-Bakır) alaşımları**

Palladyum-bakır alaşımları genellikle %70-80 palladyum içerir, az ya da hiç altın içermez, % 15'den fazla bakır ve yaklaşık %9 galyum içerir. Bazı palladyum-bakır alaşımları, opak porselenin uygulanmasında zorluğa neden olan oldukça ağır oksite sahiptir. Bazı alaşımlardaki yüksek sertlik değeri, nispeten düşük elastisite modülü ile dengelenir ve daha iyi bir çalışma karakteristiği ile sonuçlanır. Dayanıklılığı iyidir ve bazı alaşımlarda yüksek germe/akma dayanıklılığı bulunmuştur. Palladyum-bakır alaşımları, palladyum gümüş alaşımları gibi kolay erimez ya da dökülmez, fakat bu açıdan kabul edilebilirdir. Birçoğunun bükülme direnci palladyum-gümüş alaşımlarındaki gibi yüksek değildir ve çok üyeli sabit protezlerde tekrar kullanımları kontrendikedir (O'Brien 1997).

### **2.1.1.1.3 Pd-Co (Palladyum-Kobalt) alaşımları**

Palladyum-kobalt alaşımları %88 palladyum, %4-5 kobalt içerirler ve sınırlı bir kullanıma sahiptirler. Bu alaşımların başlıca avantajları, bazı porselenler için yararlı olan yüksek ısıl genleşme katsayısına sahip olmalarıdır. Fakat en önemli dezavantajları ince marjinlerde maskeleyen güç olan siyah oksit tabakası oluşturmalarıdır (O'Brien 1997)

### **2.1.1.2 Au (Altın ) içerenler**

#### **2.1.1.2.1 Au-Pt-Pd (Altın-Platin-Palladyum) alaşımları**

Yüksek altın alaşımları olarak ta isimlendirilen bu alaşımlar, yüksek oranda Au, Pt, Pd gibi değerli metal gruplarından oluşur. Metal-Porselen bağlantısı için, az miktarda kalay, demir ve indium gibi metaller içeriğinde yer alır. Kolay işlenebilirlikleri, biyolojik uyumlulukları, korozyona dirençleri ve porselende renklenme yapmamaları en önemli avantajları arasında yer alırken, düşük elastisite modülüsleri ve porselen fırınlanması esnasındaki zayıf eğilme direnci en önemli dezavantajlarıdır. (O'Brien 1997).

#### **2.1.1.2.2 Au-Pd(Altın-Palladyum) alaşımları**

Gümüş içermeyen altın-palladyum alaşımları gümüşün neden olduğu renk problemlerini azaltmak için 1970'lerin ortalarında geliştirilmiştir. Germe/akma

dayanıklılığı ve sertlikleri uygundur, elastisite modülü yüksek altın alaşımlarına oranla yükseltilmiştir.

Altın-palladyum alaşımlarının bilinen tek dezavantajı bazı yüksek genleşme katsayısına sahip porselenler ile olan ısıl genleşme uyumsuzluğudur. Gümüş içermeyen alaşımlar, gümüş içeren gruba göre daha düşük genleşme değerlerine sahiptir. Korozyon direnci yüksek soyluluk nedeniyle çok iyidir. Deformasyon eğilimi neredeyse altın-palladyum-gümüş alaşımlarıyla aynıdır ve yüksek altın alaşımlarından çok daha iyidir (O'Brien 1997).

#### **2.1.1.2.3 Au-Pd-Ag (Altın-Palladyum-Gümüş) alaşımları**

Bu alaşımların elastisite modülü daha iyidir ve porselen pişirme süresinde olan boyutsal değişikliklere daha az hassastır. Korozyona karşı direnci, klinik çalışma karakteristiği genellikle iyidir. Bu alaşımların en önemli dezavantajları içindeki gümüş içeriğine bağlı olarak porselen renginde değişime sebep olmalarıdır. Gümüş, porselen cinsine bağlı olarak sarı-yeşil renk değişikliğine neden olur ( O'Brien 1997).

#### **2.1.2 Baz metal alaşımları**

Altın alaşımlarının pahalı olması nedeniyle 1970'lerde Cr ve Ni kullanımı yaygın hale gelmiştir (O'Brien 1997). Krom içerikli baz metal döküm alaşımları yaklaşık 70 yıldır diş hekimliğinde kullanılmaktadır (O'Brien 1997).

NiCr ve CoCr alaşımları soy metal alaşımlarından daha yüksek elastisite modülüne sahiptirler. Böylece uzun köprülerde daha az esneme ve yeterli dirence sahip ve ince bir metal alt yapıya izin verirler. Metal-porselen restorasyonlarda metal-porselen bağlantısı için gerekli olan oksit tabakasını (krom oksit) oluştururlar. Korozyona dirençleri kabul edilebilir düzeydedir. Ekonomik olmaları ve sertlikleri, aşınmanın ön plana çıktığı durumlarda olumlu bir özellik olarak değerlendirilen avantajlar arasında yer alır (O'Brien 1997).

#### **2.1.2.1 Nikel-Krom alaşımları**

Nikel-krom alaşımları, %62-82 nikel ve %11-22 krom içerir. Temel minör içerikleri, molibden, alüminyum, manganez, silikon, kobalt, galyum, demir, niobyum, titanyum ve zirkonyumdur. Berilyum, wt %0,5-2 miktarda çeşitli alaşımlarda bulunur (O'Brien 1997).

Yüksek çekme dayanıklılığı (830 MPa'ya kadar) soylu metallere daha ince metal tabakalarının kullanılmasına izin verir. NiCr alaşımları tüm dental alaşımlar içinde fleksibilitiyi önemli derecede düşüren en yüksek elastisite modülüne ( yaklaşık 200.000 MPa) sahiptir. NiCr sabit parsiyel protezin alt yapısının esnekliği, aynı boyutlarda yüksek altın alaşımından yapılan alt yapının esnekliğinin yarısından azdır (O'Brien 1997).

Aşırı sertliklerinden dolayı oklüzal uyumlama ve parlatma gibi çalışma zorlukları, döküm büzülmesinin fazla olması, kalın oksit tabakası oluşumu ile metal-porselen bağlantısında zayıflama, içeriklerinde berilyum ihtiva eden alaşımların toksik etkiler göstermesi ve nikelden kaynaklanabilen potansiyel biyolojik riskler bu alaşımların dezavantajlarıdır (O'Brien 1997).

### **2.1.2.2 Kobalt-Krom alaşımları**

Tipik olarak bu alaşımlar, %53-65 kobalt ve %27-32 krom içerir. Kobalt-krom ailesinin bazı üyeleri %2-6 molibden içerir. Diğer minör komponentleri, tungsten, demir, bakır, silikon, kalay, manganez ve platin grubundan ruthenyumu içerir (O'Brien 1997).

### **2.1.3 Titanyum ve titanyum alaşımları**

Titanyumun ilk kaydedilmiş keşfi, 1791'de, rahip ve amatör bir metalürjist olan, siyah manyetik kum araştıran William McGregor tarafından yapılmıştır. McGregor, bulunduğu bu yapıya Menachin adını vermiştir. 3 yıl sonra Klaproth çok geniş bir şekilde dağılmış rutil (TiO<sub>2</sub>)'i bulmuş, onun yeni bir elementin oksiti olduğuna karar vermiştir. Bu metale mitolojik Titanlardan esinlenerek, gökyüzünün ve yeryüzünün oğulları anlamına gelen Titan adını vermiştir (Williams 1981).

Titanyumun imali %98'lik konsantrasyonla başlar. Bundan karbon ilavesi ve klorlama ile ekzotermal reaksiyon sonucu TiCl<sub>4</sub> elde edilir. Asal gaz atmosferi altında çelik bir reaktörde TiCl<sub>4</sub> magnezyum ya da sodyum ile indirgenir. Bu sırada meydana gelen ekzotermal reaksiyon sonucu titan süngeri denilen metalik titanyum açığa çıkar. Titan süngeri küçük parçalara ayrılır, temizlenir, elektrotlara bağlanır. Vakumlu fırında eritilir. Kalitesinin yüksek olması için eritme işlemi en az iki kez tekrarlanır. Elde edilen titanyum blokları sıcak ve soğuk değişim işlemleri ile levha, çubuk, tel, blok gibi

formlara dönüştürülür (Parr ve ark 1985, Passler 1991, Lautenschlager ve Monaghan 1993, Özmumcu ve ark 1995, Wang ve Fenton 1996, Passler 1997).

1950'lerin başlarında titanyum alaşım sistemleri hakkındaki araştırmalar en önemlisi Ti6Al4V olan birçok alaşım ile sonuçlanmıştır (Williams 1981).

### **2.1.3.1 Titanyumun özellikleri**

#### **2.1.3.1.1 Fiziksel özellikleri**

Atomik özelliği: Titanyum bir geçiş elementidir, atom numarası 22'dir ve atomik ağırlığı 47,9'dur. Periyodik tablonun IV A grubundadır ve ilk uzun perioda aittir (Williams 1981).

Çok hafif bir metaldir, 25 °C'de 4.505 g/cm<sup>3</sup> yoğunluğa sahiptir. Nispeten az X ışını absorpsiyonu düşük yoğunluğunun bir sonucudur (Williams 1981).

2-4 arasında değişen farklı değerlikte olduğundan dolayı metalik elementler arasında oldukça özel bir yere sahiptir. Titanyumun yüksek dayanıklılığı ve düşük yoğunluğu titanyumun özel elektron yapısı ile ilgilidir, bu titanyum atomlarının arasında nispeten güçlü ve uzun bağlantıların oluşumuna izin verir (Könönen ve Kivilahti 2001).

Kristal yapısı: Titanyumun 2 allotropik formu mevcuttur; oda sıcaklığında yakın alanlı hegzagonal kristal yapısına sahip olan  $\alpha$ -titanyum olarak bilinen düşük sıcaklık formu, 882,5 C'nin üzerinde stabil bir form olan gövde merkezli kübik yapıya sahip olan  $\beta$ -titanyum formu (Williams 1981).

Ticari saf titanyum, oda sıcaklığında  $\alpha$ -titanyum içinde çözülebilir wt % ~14 oksijen oranı ile dilue edilmiş titanyum-oksijen alaşımıdır. En azından 3 oksit fazı; TiO, Ti<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, TiO<sub>2</sub> oluşturulabilir ve  $\alpha$ -  $\beta$  geçiş sıcaklığı oksijen konsantrasyonu at % ~12 (wt % 5) artırılarak yükseltilebilir (Williams 1981).

Hegzagonal kristal yapıdaki metaller kırılğan olsa da saf titanyum iyi şekillendirilebilir özelliktedir. Titanyumun şekillendirilebilirliği oksijen, nitrojen ve hidrojen gibi çözünebilen gaz türlerinden kolayca etkilenir. Bu elementlerden çözünmüş olan oksijen ve nitrojen yakın alanlı hegzagonal yapıyı ( $\alpha$ ) stabilize ederken, hidrojen de gövde merkezli kübik yapıyı ( $\beta$ ) stabilize eder. (Könönen ve Kivilahti 2001).



Titanyum alaşımları üç formda bulunur:  $\alpha$ ,  $\beta$  ve  $\alpha+\beta$ . Bu alaşımlar fiziksel özelliklerini değiştirmek amacıyla titanyuma farklı elementlerin ilavesi sonucu meydana gelir. Titanyumun fiziksel özelliklerinin değişimi faz değişimi ile bağlantılıdır. Dental implantlar bu alaşımların en popüler olanı Ti6Al4V (Titanyum - 6 Aliminyum - 4 Vanadyum medikal alaşım)'den üretilmektedir. (Jaffee ve Promisel 1970, Lautenschlager ve Monaghan 1993, Zaimoğlu ve ark 1993, Passler 1997).

Erime Noktası: 1668 C'dir. (Philips 1991)

Kaynama Noktası: 3260 C'dir. (Philips 1991)

Isı iletkenliği: Titanyum ısı iletkenliği düşük metallere birisidir. Çelikle kıyaslandığında ısı iletkenlikleri birbirine yakın olmakla birlikte alüminyumdan çok düşüktür. 20-25 C'de 21.4 (w/m.K) veya birim zamandaki ısı artış derecesi başına 105 Btu'dur (Jaffee ve Promisel 1970, Metals Handbook 1985).

Isısal genleşme katsayısı: Isınma ve soğuma sırasında boyutsal değişimin ölçüsüdür, her sıcaklık değişimi derecesinde uzunluktaki değişim olarak ifade edilir (O'Brien 1997). Bir materyalin 1°C ısı değişimi neticesinde birim uzunlukta gösterdiği boyutsal değişikliğine doğrusal ısısal genleşme katsayısı adı verilir (Philips 1991).

Titanyumun ısısal genleşme katsayısı 15 C'de  $8.35 \cdot 10^{-6} / ^\circ\text{C}$ 'dir. (Williams 1981).

Elektrik iletkenliği: Elektrik iletkenliği %3.1'dir. Bakırın iletkenliğinin %100 olduğu düşünöldüğünde, kötü bir iletkendir ( Jaffee ve Promisel 1970, Metals Handbook 1985).

Elektrik Özdirenci: Oda ısısında  $42.0 \cdot 10^{-6}$  ohm cm'dir. Bu değerler saflığa bağlıdır (Williams 1981).

Magnetik Özellikleri: Genelde birçok diğer metaller ile titanyum  $3.2 \cdot 10^{-6}/\text{g}$  manyetik yatkınlığı ile paramanyetiktir (Williams 1981).

#### **2.1.3.1.2 Kimyasal özellikleri**

Gazlarla etkileşimi: Titanyumun biyolojik özellikleri, özellikle biyoyumuluğu, titanyum oksit tabakalarının varlığına dayanır ki bunlar oksijen içeren çevrede doğal olarak oluşur veya çeşitli yöntemlerle (örn. Elektrolitik yöntem) üretilebilir. Titanyum

hegzagonal yapısında her atom oksijen atomları tarafından tutulmuş bir oktohedral alana sahiptir (Könönen ve Kivilahti 2001).

Titanyum birçok stabil oksite sahip olmasına rağmen büyük miktarlarda nitrojen ve oksijeni çözme potansiyeline sahip olmasından dolayı alüminyum ve magnezyum gibi diğer güçlü oksit oluşturan metallere farklıdır (Könönen ve Kivilahti 2001). Titanyum, oksijenin yanı sıra, nitrojen ve hidrojenle de reaksiyona girer. Yüksek sıcaklıkta karbondioksit absorbe edebilir. Oda sıcaklığının üzerinde 1 gr titanyum 400 cc gaz absorbe edebilir (Jaffee ve Promisel 1970).

Titanyumun oksijene olan afinitesi metal yüzeyinde bir pasifizasyon tabakası oluşturmakla kalmaz, aynı zamanda 800 C'nin üzerinde oksijenin titanyum içine difüzyonu ile pasifizasyon tabakasına göre daha kalın, sert ve kırılabilir olan kontaminasyon tabakası oluşur (Ulusoy ve Aydın 2003). Yüksek ısıda  $\beta$  titanyumlar içindeki oksijenin çok aşırı çözünmesi,  $\alpha$  titanyumu stabilize eder. Bu hegzagonal kristal yapıya sahip olan ikinci faz  $\beta$  titanyumun en üst tabakasında oluşur. Bu nedenle,  $\alpha/\beta$  ara yüzeyi arasında oksijen içeriklerinde nispeten büyük fark vardır. Oksijenle kontamine olmuş titanyum yüzeyinin soğuması esnasında,  $\beta$  titanyum  $\alpha$  titanyum içine geçiş yapar, alttaki  $\alpha$ -titanyumdan düşük oksijen içeriğini ayırarak " $\alpha$ -case" denilen yapıyı oluşturur (Könönen ve Kivilahti 2001).  $\alpha$ -case' in kompleks olan kompozisyonunda, döküm atmosferinden kaynaklanan karbon, oksijen, hidrojen, azot gibi elementler ve revetmandan kaynaklanan silisyum ve fosfat bulunabilir.  $\alpha$ -case tabakası materyalin gerilme direnci ve şekil verilebilirliğini azalttığından oluşması istenmeyen bir tabakadır (Ulusoy ve Aydın 2003).

### **2.1.3.1.3 Mekanik özellikleri**

**Dayanıklılık:** Dayanıklılık bir yapıyı bozmak veya kırmak için gerekli olan maksimum stres olarak tarif edilir ve baskın olan stres cinsine göre çekme, sıkıştırma veya makaslama dayanıklılığı gibi isimler alır (McCabe 1992).

Saf titanyumun çekme dayanıklılığı ~ 250 MPa'dır. Çeşitli titanyum alaşımlarının kopma dayanıklılığı 700-985 MPa arasındadır (O'Brien 1997).

**Şekillendirilebilirlik/Çekilebilirlik:** Materyalin kırılma veya kopma olmadan tensile yük altında daimi deformasyona dayanabilme miktarıdır (Philips 1991).

Saf titanyumun uzaması ~ % 50 'dir (O'Brien 1997).

Sertlik: Bir maddenin çentiklenmeye veya penetrasyona karşı koymasına sertlik denir. Çentiklemek için uygulanan kuvvetin, çentiklenen alana oranına göre sertlik numarası verilir. Çentiklenen alan; köşegenlerin toplamının ortalamasına eşittir. Sert materyaller yüksek sertlik numarasına sahiptir. Dental materyallerin karşılaştırılmasında kullanılan ana parametredir (O'Brien 1997).

Vickers sertlik değeri ölçme testi dental alaşımların sertliğini ölçmek için kullanılır. Vickers sertlik testi için çentik açıcı kare-piramit şeklindeki elmadır. Sertlik, karenin köşegenlerinin ölçülmesi ve iki ölçümün ortalamasının alınmasıyla bulunur. Döküm saf titanyumun Vickers sertlik derecesi 210'dur (O'Brien 1997).

Elastisite Modülü: Stresin straine (gerinim) sabit bir oranının olması özelliği elastikiyet olarak ve straine oranının sabitliği elastisite modülü olarak bilinir. Elastisite modülü stres-strain eğrisinin doğrusal kısmındaki stresin straine oranındaki doğrusal ilişkinin sabitidir ve bir materyalin sertliğinin bir ölçüsüdür. Yüksek modüllü bir materyal aynı yüklere maruz bırakıldığında düşük modüllü materyalden daha az deforme olur (O'Brien 1997).

Elastisite modülü şu şekilde hesaplanır:

Elastisite modülü (E)=Stres / Strain (O'Brien 1997)

Çeşitli titanyum alaşımlarının elastisite modülü 110-117 GPa'dır (O'Brien 1997). Tip III ve Tip IV altından (~100 GPa) yüksektir fakat krom alaşımlarının çoğundan (171-218 GPa) düşüktür (Williams 1981).

Germe/akma dayanıklılığı: Farklı materyallerin karşılaştırılmasını sağlamak için tanımlanmıştır ve belirli bir daimi deformasyon miktarına karşılık gelen stres olarak belirtilmiştir. Yüksek germe/akma dayanıklılığına sahip bir materyalin daimi olarak deformasyona uğraması düşük bir germe/akma dayanıklılığına sahip bir materyalden daha zordur. Bir materyalin germe/akma dayanıklılığı her zaman oransal sınırından (elastik sınır) çok az daha yüksektir (O'Brien 1997).

Saf titanyumun germe/akma dayanıklılığı 170-480 MPa, kopma dayanıklılığı 240-550 MPa arasında, saflığına bağlı olarak değişmektedir (Craig 1989). Çeşitli titanyum alaşımlarının germe/akma dayanıklılığı 560-860 MPa arasındadır (O'Brien 1997).

Çarpma direnci: Çarpma kuvveti altında bir materyali kırmak için gereken enerji olarak tanımlanabilir (Philips 1991). Yüksek dirence sahip fakat kırılğan olan materyallerin çarpma direnci 1-2 foot pound'a yakinken, saf titanyumun çarpma direnci 30 food pound'dur ( Jaffee ve Promisel 1970, Zaimoğlu ve ark 1993).

Yorulma direnci: Materyaller devamlı olarak kuvvet uygulanması ve kuvvetin kaldırılması işlemlerine tabi tutulursa, kopma dayanıklılığının altındaki bir streste, yıpranmasından dolayı kopacaktır. Genelde yüzeyde veya içerde oluşan küçük çatlaklar, bu döngü devam ettikçe büyüyecektir ve sonunda materyal tümüyle kırılacaktır. Stres büyüdükçe materyalin kırılmasına neden olacak döngü sayısı azalır (O'Brien 1997).

Küçük  $\alpha$ -gren büyüklüğü (<20  $\mu\text{m}$ ), iyi dağıtılmış bir ikinci faz ( $\beta$ ) ve küçük bir  $\alpha/\beta$  ara yüzey alanlı mikroyapılar, eşit eksenli mikroyapılar gibi, yorulmayla çatlak başlamasına en iyi şekilde direnirler ve en iyi yüksek-sikluslu yorulma dayanıklılığına (~500-700 MPa) sahiptirler. Daha büyük bir  $\alpha/\beta$  ara yüzey alanına ve daha düzenli faz kolonilerine sahip lameller mikroyapılar daha düşük yorulma direncine (~300-500 MPa) sahiptir (O'Brien 1997).

#### **2.1.3.1.4 Biyolojik özellikleri**

Titanyum mükemmel biyouyumluluğu ile tanınır. Bu özelliği titanyum yüzeylere doku cevabının çok uygun oluşu ve titanyuma alerjik reaksiyonların olmayışı gözlemlerine dayandırılır. Klinik tecrübelerle ilave olarak birçok pomad ve kozmetik ürününün yapımında esas malzeme olarak titanyum oksit kullanılması ile gösterilmiştir (Pohler 2000).

Titanyumun dayanıklılığı yakın alanlı hegzagonal kristal kafes şekline ve kristalografik oryantasyonuna, biyouyumluluğu ise stabil pasif oksit tabakasına bağlıdır (O'Brien 1997).

Titanyumun oda, ağız ve vücut sıcaklığında korozyon direnci ve biyouyumluluğu, 1nm ( $10^{-9}$  sn) içinde tekrar oluşur. Oksit film tabakası yüksek sıcaklıkta kalınlığından ve yapışmamış hal almasından dolayı koruyucu değildir (O'Brien 1997).

Titanyum veya alaşımlarıyla ( Ti6Al4V ve Ti3Nb13Zr) kontakta olan dokuların reaksiyonu oldukça ılımlıdır ve kemik ile osseointegrasyon oluşturur (O'Brien 1997).

## **Korozyon direnci**

Korozyon, bir metal yapının gaz ya da sıvı barındıran çevre koşulları içerisinde elektron aktarımı nedeniyle çözünme olayıdır (Yavuzyılmaz ve ark 2003).

Bir metalin pasif olması korozyona uğramayacağı anlamına gelmez. Fakat korozyon oranı, koruyucu oksit tabakanın varlığı ile önemli derecede azaltılabilir. Stres, metal üzerinde mekanik ve çevresel etkilerin bir kombinasyonudur ve yüzeydeki oksit tabakasının özelliklerini değiştirebilir (Parr ve ark 1985).

Hem saf titanyum hem de Ti6Al4V oksit dereceleri ve pH seviyelerinin tüm genişliğince mükemmel korozyon direncine sahiptir. Bununla birlikte titanyum pasif halde bile inert değildir. Titanyum iyon salınımı titanyum oksidin kimyasal çözünmesinden kaynaklanır. Buna rağmen düşük çözünme oranı ve titanyum çözünme ürünlerinin kimyasal inertliği kemiğin iyileşmesine ve titanyumla osseointegre olmasına olanak sağlar (O'Brien 1997).

### **2.1.3.2 Titanyumun kullanım alanları**

#### **2.1.3.2.1 Endüstriyel Kullanım Alanları**

Titanyum mükemmel mekanik ve fiziksel özellikleri, hafif olması ve biyolojik uyumluluğu nedeniyle jet motorlarında, uzay endüstrisinde, denizaltı çalışmalarında, optik alanda gözlük çerçevelerinde, saatlerde kullanılmaktadır (Parr ve ark 1985, Lautenschlager ve Monaghan 1993, Özmumcu ve ark 1995, Wang ve Fenton 1996, Passler 1997).

#### **2.1.3.2.2 Tıpta kullanım alanları**

Kalp kapakçığı, ortopedik eklemler gibi birçok biomedikal cihazın üretimi için kullanılmaktadır (Lautenschlager ve Monaghan 1993, Simoes ve Marques 2005).

#### **2.1.3.2.3 Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları**

Oral implantolojide implant materyali olarak (Pohler 2000), maksillofasial cerrahide mandibuler rekonstrüksiyon amaçlı plakalar, vidalar formunda (Islamoglu ve ark 2002), ortodontik amaçlı tel ve ark yapımında (Walker ve ark 2005), endodontide kök kanal postları (Akışlı ve ark 2002, Goto ve ark 2005) ve kanal aleti (Rangel ve ark 2005) olarak, konservatif tedavide titanyum pin olarak (Segovic ve ark 2002),

periodontolojide güçlendirilmiş membran olarak kullanılmaktadır (Cortellini ve Tonetti 2005).

Restoratif alanda titanyumun kullanım amaçları;

1. Kor materyali olarak kullanılan kompozitlerin yapısında (Cohen ve ark 1999),
2. Titanyumla güçlendirilmiş kompozit simanların yapısında (Cohen ve ark 1992),
3. Sabit protezlerde kron ve köprü materyali olarak (Longoni ve ark 2004),
4. İskelet bölümlü protezlerde metal alt yapı olarak (Thomas ve ark 1997, Au ve ark 2000),
5. İmplant destekli total protezlerde metal kaide olarak (Longoni ve ark 2004),
6. Tam protez kaidesi olarak (Mori ve ark 1997),
7. Obtüratör protez yapımında metal kaide olarak (Rilo ve ark 2002),
8. Overdenture protezler için tutucu ataçman (Flexi-Overdenture system) ve metal kaide olarak (Stevenson ve Connelly 1992).

### **2.1.3.3 Titanyumun şekillendirilmesi**

1. Barlar, bantlar, plakalar ve çekirdekler halinde üretilen titanyumun şekillendirilmesinde kullanılan yöntemler şöyle sıralanabilir:
2. Makine ile aşındırma; freze ya da CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing),
3. Soğuk şekillendirme; dövme, presleme,
4. Isı ile şekillendirme; ısıtılarak form verme, bükme,
5. Kaynak,
6. Lehim,
7. Toz metalürjisi,
8. Döküm,
9. Kıvılcımla aşındırma (Ulusoy ve Aydın 2003).

CAD/CAM rutin olarak titanyum kapakçık ve titanyum kalça protezleri için kullanılmaktadır (O'Brien 1997).

Metal-Porselen üretiminde döküm titanyuma bir alternatif, ProCera sistemi için kullanılan titanyumun spark erozyonu ve CAD/CAM ile oluşturulmasıdır. Döküm

titanyum üzerine bu tekniğin asıl avantajı titanyum dökümler ile oluşan sertleşmiş yüzey tabakasının üstünden gelinmesi ve bu nedenle yeterli bağlantı sağlamasıdır (Derand ve Hero 1992, Lautenschlager ve Monaghan 1993, Gilbert ve ark 1994).

ProCera CAD/CAM: Nobelpharma tarafından 1986 yılında geliştirilmiştir. Sistem kron ve sabit parsiyel protez üretmek için bir modem iletişim hattı ile birbirine bağlanmış geleneksel bilgisayar kontrollü tasarım ve frezeleme komponentlerini içerir. İlk aşamada, ölçü alınıp die'li model oluşturulduktan sonra diş preparasyonunun 3-boyutlu konturları ProCera Scanner veya dijital okuyucu ile taranır. Bilgisayar operatörü, sistemin CAD kısmı (ProCera Cadd; computer assisted dental designs) software programı ile bilgileri uygulayabilir. Preparasyonun marjinlerini belirlemek, kron koping kalınlığını tasarlamak, restorasyonla kullanılacak bandın tipini belirlemek, yapıştırıcı ajan için koping ve preparasyon arasındaki aralığı tasarlamak Cadd için çeşitli rutinlerdir. ProCera sisteminde ticari Grade 2 titanyum bardan koping üretmek için hem frezeleme hem de spark erozyon kullanılır. Sabit parsiyel protez yapılırken, titanyum abutmentler pontiklerle lazer lehimli ile birleştirilir. Metal alt yapı düşük ısı porselen sistemin uyum ve estetik kalitesi döküm metal-porselen restorasyonlara eşittir (Bergman ve ark 1990, Russell ve ark 1995). Bu restorasyonun avantajları; titanyumun yumuşak doku uyumluluğu, soy metal döküm alaşımlarına oranla titanyumun düşük maliyeti ve kopingleri üretmek için standardize edilmiş prosedürler olarak bildirilmiştir (Bergman ve ark 1990, Van Roekel, 1992a).

#### **2.1.4 Zirkonyum**

Atom numarası 40 olan Zirkonyum (Zr) metalik yapıda bir elementtir. Zirkonyum 1789' da Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından, birtakım değerli taşların ısıtılması sonucu reaksiyon ürünü olarak bulunmuş ve uzun yıllar seramik yapısına katılan bir pigment olarak kullanılmıştır.

Materyal 6,49 g/cm<sup>3</sup> yoğunluğundadır. Erime noktası 1852 °C ve kaynama noktası 3580 °C dir. Heksagonal kristal yapıya sahip zirkonyum grimsi bir renge sahiptir. Zirkonyum doğada saf halde olmayıp, baddeleyit olarak da bilinen metal oksiti "zirkonya (ZrO<sub>2</sub>)" veya silikat oksit ile yaptığı bileşik olan "zirkon (ZrSiO<sub>4</sub>)" şeklinde bulunmaktadır. Ancak bu mineraller doğadan elde edildiklerinde uranyum ve toryum gibi radyoaktif elementler içerebilmektedirler. Biyomateryal olarak kullanılacak saf zirkonya tozu elde etmek için materyal, karmaşık ve zaman alıcı bir arıtma işlemine tabi tutulmaktadır.

Sertliği, aşınma direnci, dayanıklılığı, yüksek korozyon direnci ve ani ısısız değişimlere dayanıklılığı gibi özellikleri ile ilk olarak endüstride kullanılmış, biyomateryal olarak kullanımına ise, 1960'lı yıllarda başlanmıştır. İlk olarak ortopedide kullanım alanı bulan zirkonya, kalça eklem protezlerinde eklem başı üretiminde kullanılmış, materyalin mekanik özellikleri ve biyolojik uyumluluğu sayesinde günümüze kadar başarılı sonuçlar elde edilmiştir (Christel ve ark. 1988, Clarke ve ark. 2003).

Zirkonya, 1990'ların başında diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Başlangıçta endodontik postlarda, implantların üst yapılarında ve ortodontik braketlerde kullanılırken, son zamanlarda tam seramik restorasyonlarda alternatif bir alt yapı materyali olmuştur (Raigrodski 2004, Clarke ve ark. 2003, Ardlin 2002, Keith ve ark. 1994, Tanne ve ark. 1994, Meyenberg ve ark. 1995, Hockman ve ark. 1999).

Kristal yapısı değişken bir materyal olan zirkonya, monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere 3 ana fazda bulunmaktadır. Oda ısısında monoklinik fazda olan saf zirkonya, 1170 °C üzerinde daha yoğun bir yapı olan tetragonal faza geçmektedir. Bu faz değişimi ile beraber kitle ortalama % 5' lik bir hacim azalması göstermektedir. 1170 °C ve 2370 °C arasında tetragonal fazda stabil olan zirkonya, daha yüksek sıcaklıkta kübik kristal bir yapı kazanmaktadır. Kitlenin soğutulması sırasında yaklaşık % 3-4' lük bir hacim artışına sebep olan T-M faz değişimi meydana gelmektedir (Piconi ve ark 1999).

#### **2.1.4.1 Transformasyon-Sertleşme Mekanizması**

Oda sıcaklığında monoklinik fazda olan saf zirkonya, yüksek sıcaklıklardaki pişirme işlemleri sırasında tetragonal faza geçerken hacimce büzülme göstermektedir. Kitlenin soğutulmasıyla tekrar tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş oluşmaktadır. Bu faz değişimleri ile beraber meydana gelen hacim değişiklikleri, materyalin sağlam katı bir kitle olarak kullanılmasını engellemektedir. Zirkonyayı, oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize etmek amacıyla yapısına az miktarlarda CaO, MgO, CeO<sub>2</sub>, Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> gibi stabilize edici oksitler ilave edilmektedir. Böylece, kontrolsüz faz değişimi engellenerek “yarı stabilize zirkonya (PSZ- Partially Stabilized Zirconia)” olarak adlandırılan oda sıcaklığında yarı stabil bir materyal elde edilmektedir. Materyalin yarı stabil olması, oda sıcaklığında tetragonal fazda olduğu halde monoklinik faza dönüşmek üzere içyapısında bir enerji içerdiği anlamına gelmektedir. Gerilim stresleri, aşındırma ve yüksek kuvvetler gibi dış streslerin sebep olduğu bir çatlağın ilerlerken, seramik grenlerinde meydana getirdiği stres, çatlak etrafındaki tetragonal taneciklerin



monoklinik faza dönüşmesine sebep olmaktadır. Monoklinik faza geçiş ile beraber meydana gelen % 3-5' lik hacim artışı, çatlağın başlangıcında sıkıştırıcı stresler ortaya çıkarmakta ve dış streslerin nötralize edilmesini sağlamaktadır. Böylece başlangıç aşamasında olan çatlağın ilerlemesi durdurulmaktadır. Materyalin diğer polikristalin seramiklerde bulunmayan bu fiziksel özelliği “transformasyon sertliği” olarak adlandırılıp, yüksek dayanıklılığı ve kırılma sertliğini sağlamaktadır (Kelly 2004,Piconi 1999, Nettleship ve ark.1987).

#### **2.1.4.2 İtiryum-Tetragonal Zirkonya Polikristal (Y-TZP)**

Stabilize edilen zirkonya materyalleri arasında biyomateryal olarak en çok kullanılan itiryum oksidin ( $Y_2O_3$ ), saf zirkonya ağırlığının % 2-3' ü oranında ilave edilmesiyle elde edilen itiryum-tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) dir. Yapı içinde rasgele dağılmış olan stabilize edici Y+3 ve Zr+4 katyonları, oksijen anyonları ile elektriksel nötralizasyonu sağlayarak zirkonyayı stabilize etmektedir (Fabris ve ark. 2002).

Y-TZP'nin faz değiştirebilme özelliği ve buna bağlı olarak değişen mekanik özelliklerinin, kitleyi oluşturan taneciklerin boyutuna ve içerdiği itiryum oksit miktarına bağlı olduğu bildirilmiştir (Piconi ve ark. 1999, Denry ve ark. 2008). Tanecik boyutu belirli bir büyüklüğün üzerinde olan Y-TZP'nin stabilitesi azdır ve hiçbir dış etken olmaksızın tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşebilmektedir. Tanecik boyutu küçüldüğünde ( $<1\mu m$ ) faz değiştirme eğilimi de azalmaktadır. Üstelik çok küçük tanecik boyutlarında ( $\sim 0,2\mu m$ ) transformasyon gerçekleşmeyip materyalin kırılma sertliği (fracture toughness) azalmaktadır. Bir Y-TZP kitlesini oluşturan tanecik boyutunu belirleyen faktör ise sinterizasyon sıcaklığı ve süresidir. Yüksek sinterizasyon sıcaklığı ve uzun sinterizasyon süresi daha büyük taneciklerin oluşumunu sağlamaktadır. Sonuç olarak, bu materyalin üretim aşamasındaki sinterizasyon koşullarının, elde edilen ürünün stabilitesi ve mekanik özellikleri üzerinde önemli etkisi olduğu bilinmektedir (Denry ve ark. 2008, Ruiz ve ark. 1996, Christel ve ark. 1989). Dış hekimliği uygulamalarında kullanılan Y-TZP seramiklerin mikro yapısı  $0,2-0,5\mu m$  çapında es eksenli taneciklerden oluşmaktadır (Guazzato ve ark. 2004).

Materyalin faz değiştirme mekanizmasında etkili diğer bir faktör de içeriğindeki stabilize edici oksidin miktarıdır. Saf zirkonyaya % 8 molden fazla  $Y_2O_3$ 'ün ilave edilmesi, faz değişimini engelleyip materyali tamamen stabilize etmektedir. Seramik yapısında meydana gelen bir çatlağın ilerlemesini engelleyerek materyali güçlendiren

transformasyon sertliği mekanizmasını sağlamak için ilave edilen  $Y_2O_3$ ' in miktarı önemlidir (Piconi ve ark. 1999, Christel ve ark. 1989).

### **2.1.4.3 Y-TZP Esashı Alt Yapı Üretimi**

Kron köprü restorasyonlarında Y-TZP seramiklerin day üzerinde direkt sinterizasyona uygun olmamaları nedeniyle sadece freze tekniği ile şekillendirilebilmekte ve bu teknikler de CAD/CAM sistemlerini gerektirmektedir (Luthardt ve ark. 1999).

Y-TZP restorasyonların üretimi; yarı sinterize blokların frezeleme ile şekillendirilmesi ardından yüksek sıcaklıklarda tam sinterize edilmesi ile veya tam sinterize edilmiş blokların sisteme ait freze ünitesi tarafından şekillendirilmesi ile yapılmaktadır. Y-TZP blokların makine ile şekillendirilmesi esasına dayanan bu sistemler, iki grup altında incelenebilmektedir (Yavuzylmaz ve ark. 2005).

1. Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM – Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacture)

2. Seramiğin Direk İşlenmesi (DCM - Direkt Ceramic Machining).

#### **2.1.4.3.1 Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM – Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacture)**

Bu sistemde, prepare edilmiş dişin görüntüsü optik olarak taranarak bilgisayar ortamına aktarılmaktadır. Bilgisayar programı kullanılarak restorasyonun tasarımı (CAD) yapılmaktadır. Tasarlanan restorasyon önceden üretilen seramik blokların bilgisayar ile uyumlu çalışan makinede şekillendirilmesiyle elde edilmektedir (Raigrodski 2004). CAD/CAM sistemi ilk olarak 1985'de Zürih Üniversitesi'nde, bir inley restorasyonun yapımında kullanılmıştır. İlk kullanılan CAD/CAM sistemlerinde, bloğun şekillendirilmesi esnasında aşındırmanın iki ekseninde yapılması sebebiyle diş ile restorasyon arasında iyi bir uyum sağlanamamıştır. Bu konudaki gelişmeler sonucu, günümüzde altı ekseninde aşındırma yapabilen sistemler üretilmiştir (Mörmann ve ark. 2002, Raigrodski 2004, McLaren ve ark. 2002).

##### **2.1.4.3.1.1 CEREC inLab Sistem**

CEREC inLab sistem kitleyi güçlendiren bileşenlerden oluşmuş kristal yapı (alümina veya alümina/zirkonya karışımı) boşluklarına düşük viskoziteli lantanyum cam infiltre edilerek kullanılmaktadır. In-Ceram materyali bu tip bir seramiktir (Raigrodski 2004, McLaren ve ark. 2002).



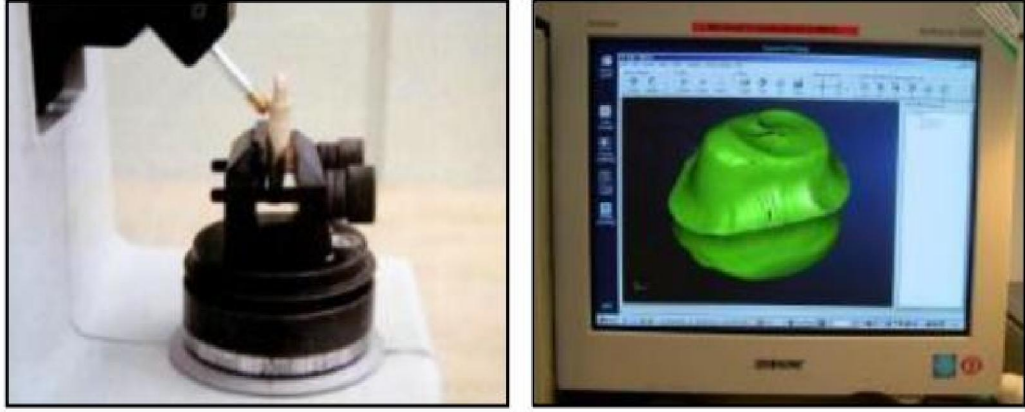
**Resim 1:** Cerec Sistemi

CEREC inLab sistem tarayıcı ve freze üniteleri içermekte, bu sistem ile tek kron restorasyonların ve üç üniteli köprülerin alt yapıları elde edilmektedir. Prepare edilmiş dişten elde edilen day optik tarayıcı ile taranmakta ve görüntüsü monitöre aktarılmaktadır. Alt yapı bilgisayar desteği ile tasarlandıktan sonra, kullanılacak blok freze işlemi ile şekillendirilmektedir. İşlem tamamlandığında alt yapı gerekiyorsa daya uyumlandırılmakta ve istenen renkte seçilen cam, alt yapı üzerine uygulanarak camın eridiği sıcaklığa kadar pişirilmektedir (1100 °C). Eriyen cam yarı sinterize materyalin tanecikleri arasındaki boşluğa kapiller hareketle dolar ve seramik faz ile cam faz devamlı bir yapı oluştururlar.

Böylece alt yapı estetik materyal uygulamaya hazır hale gelmektedir. Bu sistemin ön ve arka tek kronlarda başarılı olarak kullanıldığı bildirilmektedir (McLaren ve ark. 2002).

#### **2.1.4.3.1.2 ProCera AllCeram Sistem**

ProCera AllCeram sisteminde, kron yapımı için preparasyonu yapılmış dişin bilinen yöntemlerle güdüğü hazırlanmakta ve optik sensörlerle taranarak bilgisayar ekranında üç boyutlu görüntüsü elde edilmektedir. Sinterizasyon sırasında oluşacak % 15-20' lik büzülme karşılamak amacıyla büyütülmüş güdük hazırlanıp, buna uygun alüminyum oksit veya zirkonyum oksit alt yapı elde edilmektedir. Alt yapı, tasarımı CAD işlemi ile yapılmakta ve freze aleti tarafından oluşturulmaktadır. Tamamen sinterize olması için özel bir fırında ısı uygulanmakta, bu sırada büzülerek gerçek boyutlardaki daya tam adapte olmaktadır. Sinterizasyon tamamlandıktan sonra alt yapı üzerine estetik porselen uygulanmaktadır. ProCera AllCeram sistemi ile estetik sonuçlar elde edilebilmektedir (McLaren ve ark. 2002, Luthardt ve ark 1999).



**Resim 2:** Procera Sistemi

#### 2.1.4.3.1.3 Lava Sistem

Lava sistem, sinterize edilmemiş  $ZrO_2$  seramik bloklar,  $ZrO_2$  için özel tasarlanmış kaplama porseleni, freze cihazı, optik tarayıcı, sinterizasyon fırını ve bir bilgisayardan oluşmaktadır. İşlem, kron ya da köprü uygulaması için preparasyonu yapılmış diş yüzeyinin taranması ile başlamakta, elde edilen veriler CAD işlemi ile alt yapı tasarımında kullanılmaktadır. Sinterizasyon sırasında büzülme göstereceği için, freze işlemi ile büyütülmüş alt yapı hazırlanmaktadır. Bu işlemi sinterizasyon ve tabakalama aşamaları takip etmektedir (Hochman ve ark. 1999).

Lava sistem, Cercon ve DCS-President sistemlere göre daha translüsenttir, bununla beraber alttaki renklenmiş dişi maskeleyecek opasiteye sahiptir. Freze işleminin ardından, son sinterizasyon öncesinde, renk skalasına göre yedi farklı renkte boyanabilmektedir (Raigrodski ve ark. 2004, Raigrodski ve ark. 2004).

Lava sistem zirkonya restorasyonlar; tek kronlar, üç ve dört üniteli köprüler ve splintlenmiş kronlarda kullanılmaktadırlar (Suttor 2004).



**Resim 3:** Lava Sistem

#### 2.1.4.3.1.4 Cercon sistem

Cercon sisteminde alt yapı, geleneksel muhlama yöntemi ile oluşturulmakta ve Cercon sistemin tarayıcı cihazı tarafından taranmaktadır. Laboratuarda, preparasyonu

yapılmış dişe ait day üzerinde restorasyonun bir mum örneği yapılıp, Cercon cihazının ana parçasına yerleştirilmekte ve cihazın lazer sistemi ile taranmaktadır. Mum örneğin boyutları sinterizasyon esnasında meydana gelecek büzülme oranında büyütülmektedir. Cercon sistem tasarım aşamasında CAD da kullanılmaktadır. Mum modelaj ve CAD arasındaki tercih kullanıcıya bırakılmıştır. Zirkonyumun dayanıklılık ve sertlik özellikleri, freze işlemini oldukça güçleştirmektedir. Cercon sistemi bu durumun üstesinden gelmek için düşük yoğunlukta, tebeşirimsi kıvamdaki sinterize edilmemiş zirkonyumdan yapılmış, “Cercon base” adı verilen blokları kullanmaktadır.

Cercon sistemde büzülme miktarını net bir şekilde belirleyip iyi uyumlu restorasyonlar elde edebilmek amacıyla her bir bloğun büzülme miktarı üretici tarafından belirlenerek kullanıma sunulmaktadır. Cihaz, her bir bloğun üzerindeki etikette belirtilen kod numarasını okuyup, bloğun büzülme miktarı kadar büyütülmüş örneği şekillendirmektedir. Sinterize edilmeden önce alt yapıda küçük uyumlamalar yapılabilmektedir. Alt yapı, sisteme ait fırında sinterize edilmekte, sinterizasyon 1350°C derecede yaklaşık olarak 6 saatte yapılmaktadır. Sinterlenmesi tamamlanan alt yapı üzerine, sisteme ait düşük ısı porseleni tabakalama tekniği ile uygulanmaktadır (Sundar ve ark. 2008, Oilo ve ark. 2008).

#### **2.1.4.3.1.5 DentaCAD Sistem**

DentaCAD sisteminde, alt yapı tam sinterize edilmiş Y-TZP bloklarda şekillendirilmektedir. Sistem bunun dışında titanyum blokları da şekillendirmektedir. Lazer tarayıcı, model üzerinde ölçümler yaparak dayanak dişin kendisine ait, komşu dişlere ve çevre dokulara göre koordinat bilgilerini elde etmektedir. Bilgisayar programı dayanak dişlerin şekillerini, pozisyonel ilişkilerini ve alveoler kretini ekranda 3 boyutlu olarak göstermektedir. Bilgisayar ekranında alt yapının tasarımı yapılmaktadır. Elde edilen tüm veri, “Hint-ELs hiCut” adı verilen freze cihazına aktarılmakta ve blok su soğutması altında aşındırılarak alt yapı şekillendirilmektedir. 5 eksen etrafında çalışmakta olan freze cihazı otomatik olarak değişebilen farklı uçlar kullanmaktadır. Sistemin uygulanması kolaydır. Ancak işlem süresi uzun ve pahalı bir tekniktir (The Voice of Techno-Clinical Dentistry 2004).

#### **2.1.4.3.2 Seramiğin Direkt İşlenmesi (DCM - Direkt Ceramic Machining)**

Seramiğin direkt işlenmesi, zirkonyumdan yapılan yarı sinterlenmiş pöröz yapıdaki blokların aşındırılarak genişletilmiş alt yapıların şekillendirilmesi esasına dayanmaktadır. Bu teknik, zirkonyum alt yapı restorasyonların yapımının kolay, hızlı

ve güvenilir olmasını sağlamaktadır. Şekillendirme sonrası tüm kitle sinterlenmekte ve homojen bir büzülme göstermektedir.

Sistemin işleyişi, restorasyonun tasarımı aşamasında CAD/CAM tekniğinden farklılık göstermektedir. Prepare edilen dişin day örneği üzerinde yapılacak restorasyonun alt yapısının rezin esaslı bir materyal ile modelajı yapılmaktadır. Model cihaza taşınmakta, mekanik bir sensor veya lazer ile tüm yüzeyler taranmaktadır. Yüzeğe ait veriler sinterleme büzülmesini karşılayacak miktarda genişletilmektedir. Hesaplanan yeni veriler aşındırma cihazına iletilmekte ve blok bu ölçülerde şekillendirilmektedir. Kitle sinterizasyon sonucu gerçek boyutlarına kavuşmaktadır (Yavuzylmaz ve ark. 2005).

#### **2.1.4.3.2.1 Zirkonzahn Sistem**

Zirkonzahn sistem, Zirkograph adı verilen cihazın tarayıcı ve aşındırıcı uçlarından oluşmaktadır. Prepare edilmiş dişe ait day üzerinde restorasyonun rezin esaslı bir materyal ile modelajı yapılmaktadır. Bu amaçla sistemin kendine ait, düşük polimerizasyon büzülmesine sahip ışıkla polimerize kompozit rezin kullanılmaktadır. Modelaj, cihazda uygun yerine bağlanmakta ve mekanik bir okuyucunun tüm yüzeylere temas etmesi ile tarama yapılmaktadır. Tarama esnasında, cihazın diğer kolunu oluşturan aşındırıcı uç Zirkonzahn bloğu şekillendirmektedir. Aşındırıcı ucun hareket alanı okuyucu uçtan % 25 oranında genişletilmiş olarak tasarlanmıştır. Bu oranda büyütülmüş alt yapı şekillendirilerek sisteme ait fırında 1400 °C' de sinterize edilmektedir (Yavuzylmaz ve ark. 2005).

#### **2.1.4.3.2.2 Y-TZP Esaslı Bloklar**

Yarı sinterize Y-TZP bloklar

Son yıllarda geliştirilen birçok sistemde kron ve köprü restorasyonları için zirkonya esaslı alt yapı üretimi, ön sinterizasyonu yapılmış Y-TZP blokların frezeleme ile şekillendirilmesinden sonra yüksek sıcaklıklarda sinterizasyonun tamamlanması ile yapılmaktadır. Prepare edilmiş dişe ait day veya restorasyonun mum örneği sisteme ait tarayıcı ile taranmakta, bilgisayar programı tarafından büyütülmüş bir restorasyon tasarlanmakta ve yarı sinterize blok freze yöntemiyle şekillendirilmektedir.

Sinterizasyon esnasında meydana gelecek büzülme oranında büyütülmüş olarak şekillendirilen restorasyon, yüksek sıcaklıklarda sinterize edilmektedir. Bu temel işlemler, sistemin taramayı nasıl yaptığına ve YTZP' nin göstereceği sinterizasyon büzülmesine (~ % 25) göre farklılıklar göstermektedir (Denry ve ark. 2008).

Üretici tarafından hazırlanan bloklar, Y-TZP tozunun yanı sıra bloğun şekillendirilebilmesini sağlayan ve ön sinterizasyon aşamasında uzaklaştırılan bir matriksten oluşmaktadır. Ayrıca ağırlığın yaklaşık % 2' si kadar hafniyum oksit (HfO<sub>2</sub>) içermektedir. Tozların kimyasal kompozisyonları çok küçük farklılıklar gösterirken mikro yapıları ortalama 60 µm çapındaki çok küçük kristallerin bir araya gelerek oluşturduğu kristal kümelerinden oluşmaktadır. Bloklar soğuk izostatik basınç tekniği ile üretilmektedir. Blokların üretim aşamasında, matriksin uzaklaştırılması üretici tarafından çok dikkatli bir şekilde kontrol edilmesi gereken bir aşamadır. Çünkü ön sinterizasyon ısı ve hızı bloğun sertliğini, işlenebilirliğini ve şekillendirilmiş restorasyonun pürüzlülüğünü etkilemektedir (Denry ve ark. 2008, Ruiz ve ark. 1996).

Hazır blokların laboratuvarında cihaz tarafından şekillendirilmesinin ardından elde edilen alt yapı, sinterizasyondan önce farklı metal tozlarından oluşan solüsyona daldırılarak renklendirilmektedir. Sinterizasyon işlemi sırasında renk gelişimi tamamlanmaktadır.

Sinterizasyon özel olarak programlanmış fırınlarda yapılmaktadır. Büzülme 1000 °C' de başlamakta ve % 25' e ulaşmaktadır. Her ürünün sinterizasyon koşullarının farklı olmasıyla beraber 1350 °C ve 1550 °C arasında değişmektedir. Sinterizasyon koşullarındaki farklılıklar, Y-TZP tozunun kimyasal içeriğinden kaynaklanmaktadır.

Y-TZP restorasyonların başarısında, blokların üretimine bağlı faktörlerin yanı sıra sistemin özelliklerinin iyi bilinmesi ve doğru uygulanması önemlidir. Alt yapının kalınlığı, deformasyonu engellemek için en az 0,5 mm olmalıdır. Rezidüel stresi azaltmak için üretici firmanın önerdiği sinterizasyon süresi sonunda restorasyon 200 °C' nin altındaki sıcaklığa kadar fırında kendiliğinden soğutulmalıdır. Elde edilen alt yapı ısıl genleşme katsayısı uygun bir porselen ile kaplanmalıdır (Denry ve ark. 2008, Ruiz ve ark. 1996, Christel ve ark. 1989).

Tam sinterize Y-TZP bloklar Tam sinterize Y-TZP blokların üretiminde ilk aşama, 1500 °C altındaki sıcaklıklarda ön sinterizasyona tabi tutularak % 95 yoğunluğa ulaşmasının sağlanmasıdır. Blokların, 1400-1500 °C yüksek basınç altında (sıcak izostatik basınç) ikinci bir uygulamaya tabi tutulmasıyla % 99' luk yoğunluğa ulaşması sağlanmaktadır. Bloklar, özel olarak tasarlanmış freze cihazlarında şekillendirilmektedir. Tam sinterlenmiş yoğun blokların sertliği şekillendirilmelerini zorlaştırmaktadır (Christel ve ark. 1989).

Y-TZP Seramik Restorasyonların Endikasyonları (Raigrodski 2004, Luthardt ve ark. 1999, Raigrodski ve ark. 2001).

1. Tek kronlar
  2. Üç-dört üniteli köprüler
- Y-TZP Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları

1. Derin kapanış vakaları
2. Yetersiz oklüzal mesafe
3. Yetersiz destek diş kron boyu
4. Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklar
5. Kanatlı köprü (kantilever) kullanımını tasarlandığında
6. Yetersiz periodontal destek

Y-TZP Seramik Restorasyonların Avantajları (Raigrodski 2004, Raigrodski ve ark. 2001, Luthardt ve ark. 2002, Heffernan ve ark. 2002, Rimondini ve ark 2002).

1. Yüksek dayanıklılık, kırılma sertliği gibi üstün mekanik özelliklere sahiptir.
2. Biyouyumludur, lokal veya sistemik yan etkilere rastlanmamıştır.
3. İnce partiküllü yapısı sayesinde detaylı şekillendirilebilmektedir.
4. Preparasyon dişeti hizasında veya üzerinde bitirilebilmektedir.
5. Isısal iletkenliğin düşük olması hassasiyet ve pulpa irritasyonlarını önlemektedir.
6. Titanyuma göre daha az bakteri birikimi görülmektedir.
7. Radyopak olduğu için restorasyonun radyolojik değerlendirmesine olanak sağlamaktadır.
8. Simantasyonu için adeziv yapıştırma önerilmekle beraber konvansiyonel teknikler de kullanılabilir.

Y-TZP Seramik Restorasyonların Dezavantajları (Raigrodski 2004, Raigrodski ve ark. 2001, Luthardt ve ark. 2002, Heffernan ve ark. 2002, Rimondini ve ark 2002).

1. Görünümleri opaktır.
2. Aşındırma ve yüzey işlemlerinin, materyalin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkileri vardır.
3. Köprü protezlerinde, interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda gövde ile destek kronun birleşim alanı daralacağından oklüzal kuvvetler altında restorasyonun dayanıklılığı azalmaktadır.
4. Bu restorasyonlarda uyumsuzluk görüldüğünde yeni bir ölçü alınarak tekrar yapılması gerekir, lehimlenmeleri mümkün değildir.



#### **2.1.4.3.2.3 Y-TZP Restorasyonların Biyouyumluluğu**

Hastalarda, kıymetli ve kıymetsiz metal içeren dental alaşımlara karşı görülen alerjik reaksiyonlar alternatif materyallerin kullanımını gerektirmektedir. Yapılan in-vivo ve in-vitro çalışmalar, saf zirkonya tozlarının biyouyumluluklarının oldukça yüksek olduğunu göstermiştir. Bu tozlar, radyoaktif içeriğinden arındırılmıştır. Materyalde hiçbir lokal veya sistemik reaksiyon bildirilmemiştir. Son yıllarda yapılan çalışmalar, Y-TZP yüzeyinde titanyuma göre daha az bakteri birikimi olduğunu göstermiştir (Tanne ve ark. 1994, Rimondini ve ark. 2002, Chevalier 2006).

#### **2.1.4.3.2.4 Y-TZP Alt Yapının Opasitesi**

Dental seramiklerin doğal görünümleri uygun ışık geçişi ile sağlanmaktadır. Işık geçişini sağlayan ise materyalin translüsentlik özelliğidir (Tan ve ark. 2004). Alt yapı matriksi içindeki kristalin içeriği, emilen, yansıtılan ve geçirilen ışık miktarını belirlemekte, bu sebeple yüksek dayanıklılığa sahip tüm seramiklerde kristalin içeriğinin artışı yüksek opasite ile sonuçlanmaktadır. Zirkonyum esaslı alt yapılar, metal alaşımlarına eşit opasite göstermektedir. Bununla beraber, alt yapının estetik porselen ile kaplanmasıyla restorasyonun opasitesi azalma göstermektedir (Heffernan ve ark. 2002).

#### **2.1.4.3.2.5 Y-TZP Rezin Bağlantısı**

Başarılı bir seramik-rezin bağlantısı, kimyasal bağlanma ve rezin seramik birleşim yüzeyindeki mikromekanik retansiyon ile sağlanmaktadır. Silika bazlı seramiklerde asit uygulama ve silan kaplama ajanı uygulaması ile pürüzlü ve ıslanabilir bir yüzey oluşturarak başarılı bir bağlantı elde edilmektedir.  $AlO_2$  ve  $ZrO_2$  gibi yoğun sinterize seramikler ise hem asidik ajanlar tarafından pürüzlendirilememekte hem de silika bazlı olmadıkları için silika silan bağlantısını yapamamaktadırlar. Bu materyallerin yüzey pürüzlendirmesinde  $Al_2O_3$  tozunun basınç ile püskürtülmesi yöntemi kullanılmaktadır (Derand ve ark. 2000).

Zirkonya esaslı alt yapılar ile yapıştırıcı simanlar arasında oluşan en iyi bağlantı fosfat monomer içerikli rezin simanlar ile sağlanmaktadır (Blatz ve ark. 2004, Kern ve ark. 1998).

#### **2.1.4.3.2.6 Kimyasal Stabilité**

Diş hekimliğinde kullanılan restorasyon materyallerinin sahip olmaları gereken önemli bir özellik de ağız ortamında kimyasal stabilitelerinin iyi olmasıdır. Zirkonya esaslı seramiklerin asidik ve alkali ortamlarda çözünürlük değerlerinin önerilen

sınırların altında bulunması, kimyasal stabilitesi açısından ağız ortamında kullanılabilir bir restoratif materyal olduğunu göstermektedir (Ardlin 2002).

#### **2.1.4.3.2.7 Y-TZP' nin Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri**

Y-TZP, materyal ilk üretildiğinde gösterdiği dayanıklılığı ve kırılma sertliği ile üstün mekanik özelliklere sahiptir.

Tam seramik sistemleri, işleme tekniklerine göre 5 grupta incelenmektedirler.

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

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

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

Dicor, Cerapearl ve Cerestore seramikleri bu gruptadır.

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

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

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

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

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

ProCera All Ceram, ProCera All Zirkon (Nobel BioCare), Lava(3M-Espe), IPS e-max CAD, IPS e-max ZirCAD (IvoClar Vivadent) sistemlerinde kullanılan seramikler bu gruptadır .

## **2.2 Dental Seramikler**

Seramik restorasyonlar ve son yıllarda da özellikle tam seramik restorasyonlara karşı duyulan ilgi hem diş hekimleri hem de hastalar arasında her geçen gün katlanarak artmaktadır. Porselen olarak bilinen seramik materyaller diş hekimliğinde özel bir yere sahiptir. Kompozit ve cam iyonomerlerdeki ilerlemelere rağmen seramikler estetik açıdan en tatmin edici materyallerdir.

Seramiklerin renk, ışık geçirgenliği ve doğala en yakın görünüm gibi özelliklerine eşdeğer hiçbir materyal henüz geliştirilememiştir (Van Noort 2002).

### **2.2.1 Dental Seramiğin Bileşimi**

Doğal dişlerinkine kısmen benzer renk ve ışık geçirgenliğine sahip dental porselen ilk kez 1838 de Elias Wildman tarafından yapılmıştır. İlk dental porselenler kaolin, feldspar ve kuartzın bir karışımı şeklinde olup çanak, çömlek ve evde kullanılan porselenlerden oldukça farklı bir yapıdaydı (Van Noort 2002).

#### **2.2.1.1 Kaolin**

Çin kili olarak da bilinen kaolin bir alüminyum silikat hidratıdır ( $Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$ ). Porselenin bir arada kalmasında ve pişirilmeden önce kolay şekillendirilebilmesinde rol oynar. Ancak opak olmasından dolayı az miktarda dahi olsa kaolin içeren ilk dental porselenlerde yeterli ışık geçirgenliği elde edilememiş ve bu yüzden yerini kristalin içeren feldspatik cama bırakmıştır (Van Noort 2002, Yöndem 2006).

#### **2.2.1.2 Kuartz**

Kuartz ( $SiO_2$ ) porselenin pişirilmesi esnasında değişime uğramaz ve güçlendirici olarak rol oynar. Feldsparın eritilmesi sonucu elde edilen camsı fazda yaygın olarak ince kristalin şeklinde bulunur ve materyale şeffaf bir görünüm kazandırır (McLean 1979, Yücel 2005).

#### **2.2.1.3 Feldspar**

Albite olarak da bilinen feldspar, potasyum alumina silikat ( $K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$ ) ve sodyum alumina silikat ( $Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$ ) karışımıdır.

Feldsparlar doğada kendiliğinden bulunan maddelerdir, bu nedenle de potaş ( $K_2O$ ) ve soda ( $Na_2O$ ) oranları bir miktar farklılık gösterebilir (Craig 1989, Van Noort 2002).

Bu durum feldsparın özelliklerini etkiler; soda füzyon ısını düşürürken, potaş erimiş camın viskozitesini artırır. Bu nedenle, porselenin pişirilmesi esnasında piroplastik akış denilen ve dişin formunun porselenin akarak şekil değiştirmesine bağlı bozulmasının önüne geçebilmek için yeterli ve doğru miktarda potaş bulunması çok önemlidir (Zaimoğlu ve ark 1993, McLean 2001, Van Noort 2002, Yöndem 2006).

Diş hekimliğinde kullanılan porselen tozu yukarıda bahsedilen içeriklerin basit bir karışımı değildir. Bu tozlar önce bir kez fırınlanır, üretici firma bunları belirli oranlarda karıştırır, ilave metal oksitler katar, birleştirir ve erimiş kitleyi suda soğutur. Sonuçta çıkan bu ürün 'frit' olarak bilinir. Bu ani soğutmaya bağlı olarak cam içinde önemli bir stres birikimi ve yaygın çatlaklar oluşur. Bu materyal kolayca ezilerek toz haline getirilir ve diş teknisyenleri tarafından kullanılan ince porselen tozu elde edilir (Van Noort 2002).

Metal oksitler porselenin renklendirilmesinde kullanılır. Örneğin demir oksit kahverengi, bakır yeşil pigment, titanyum sarımsı kahverengi ve kobalt porcelene mavi rengi verir (Craig 1989, Phillips 1991, Yavuzylmaz ve ark 2005a, Yöndem 2006).

Porselen üreticileri florasan özelliğinin elde edilmesinde büyük ilerlemeler sağlamışlardır. Bazı modern porselenler ultraviyole ışık altında mavimsi beyaz bir floresans özelliğine sahiptirler. Bu özelliğin elde edilmesi uranyum tuzları ve sodyum diüronat gibi radyoaktif maddelerin ilave edilmesi ile gerçekleştirilmekteydi. Ancak günümüzde bunların zararlı etkileri nedeniyle europinyum, samaryum, uterbiyum gibi lanthanitler, yani dünya elementleri kullanılmaya başlanmıştır (Yavuzylmaz ve ark 2005a).

### **2.2.2 Metal Seramikler**

Metal seramik restorasyonların % 11 - % 15 ( $K_2O$ ) frit içeren porselen tozları kullanılarak yapımı ilk kez 1960'ların başında Weinstein ve arkadaşları tarafından tarif edilmiştir. Porselenin vakum altında pişirilmeye başlanması ve altın alaşımlarına bağlanmasındaki gelişmeler dental estetikteki en önemli ilerlemelerden birisi olarak bilinir. Bu gelişme altın alt yapımın estetik olarak porselen ile bağlanarak kapatılmasına ve doğal dişlere benzer seramik restorasyonların yapımına olanak tanımıştır (McLean 2001).

Porselenin metale bağlanmasını mümkün kılan termal genleşme için gerekli temel değişiklik  $K_2O$  içeriğinin gerekli seviyeye çıkarılmasıydı.

Metal seramikler için ortalama bir bileşim şu şekilde formüle edilebilir; SiO<sub>2</sub> (% 63.2), Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (% 17.5), CaO (% 0.8), Na<sub>2</sub>O (% 5.7), K<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (% 11.7) ve B<sub>2</sub>O (% 1.0) (McLean 2001).

Metal seramiklerdeki metal alt yapı ışığın geçişini kısıtladığından dolayı kronun ışık geçirgenliğini azaltıp daha donuk bir görünüm oluşmasına sebep olur.

Bu nedenle metal destekli seramik restorasyonlara alternatif daha estetik materyal arayışları başlamıştır.

### 2.2.3 Seromerler

Diş hekimliğinde estetiğin giderek daha fazla önem kazanması kompozit materyallerinin kullanımını yaygınlaştırmıştır. İlk defa 1962 yılında Rafeel Bowen tarafından geliştirilen kompozit reçineler, esas olarak organik bir matriks içerisine belli oranlarda ilave edilen inorganik doldurucular ve doldurucuların organik matrikse tutunmasını sağlayan bağlayıcı kısımdan oluşan dolgu maddeleri olarak tanımlanmaktadır (Jackson ve ark. 2000, Powers ve ark. 2006).

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit reçineler için en geçerli sınıflama inorganik doldurucu partikül büyüklüklerine göre yapılan sınıflamadır. Bu sınıflandırmaya göre inorganik doldurucu partikül büyüklüğü: (Powers ve ark. 2006, Dayangaç 2000).

- 50-100 µm arasında: megafil kompozitler,
- 10-50 µm arasında: makrofil kompozitler
- 1-10 µm arasında: midifil kompozitler.
- 0,1-1 µm arasında: minifil kompozitler
- 0,01-0,1 µm arasında mikrofil kompozitler,
- 0,01 µm veya daha küçük nanofil

(nanodoldurucu) kompozitler olarak adlandırılmaktadır. İlave olarak, farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerin karışımını içeren kompozit reçinelere hibrit kompozitler adı verilmektedir (Powers ve ark. 2006). Hibrit kompozit reçinelerin içerisine çeşitli nanodoldurucular ilave edilerek, hibrit kompozitlerin kolay manipüle edilmesi, mekanik ve fiziksel özelliklerinin iyileştirilmesi, kolay cilalanma ve cilalı kalma özelliklerini uzun süre devam ettirmeleri sağlanmaktadır. Hibrit kompozitlerin içerisine alumina, silisyum oksit, zirkonyum oksit, cam doldurucular ya da seramik

doldurucular gibi farklı nanodoldurucu türleri ilave edilmektedir (Mitra ve ark. 2003, Yap ve ark. 2005).

Seramik doldurucular ile güçlendirilmiş hibrit kompozit reçinelere seromer adı verilmektedir. Seramikle optimize edilmiş polimerlerin (Ceramic Optimized Polymer) (Kurt ve ark. 2006, Aydın ve ark. 1998) kısaltılması olarak adlandırılan seromerlerin matris yapısını inorganik ve organik polimer zincirleri, alifatik ya da aromatik dimetakrilat ve silisyum oksit oluştururken, doldurucu kısmını ise cam ve seramik doldurucular ve yüksek oranda silika oluşturmaktadır ( Freitas ve ark. 2002, Ku ve ark. 2002, Manhart ve ark. 2000).

Seromerlerde doldurucu partikül oranı % 70-90 arasında değişmektedir (Mandikos ve ark. 2001, Yoshida ve ark. 2004, Miyasaka ve ark. 2008).

Bu materyaller aynı zamanda 2. nesil indirekt kompozitler veya protetik kompozitler olarak da adlandırılmaktadırlar ( Miyasaka ve ark. 2008).

Seromerler ısı, ışık, vakum veya nitrojen basıncı gibi farklı laboratuvar koşullarında üretilerek 1. nesil (geleneksel) kompozit reçinelere göre daha iyi mekanik ve fiziksel özelliklere sahip hale gelmektedirler (Jain ve ark. 2002).

Bu materyaller arasında ilk olarak kullanıma sunulan Targis™ (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) üst yapı ve Vectris™ alt yapıdan oluşan seromer sistemi, üst yapı komponentinde inorganik doldurucu içeriğinde yapılan modifikasyonlarla SR Adoro™ (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) üst yapı ve Vectris™ alt yapıdan oluşan bir sistem olarak tekrar kullanıma sunulmuştur.

Halen dünyada en çok kullanımda olan seromer sistemlere Bellaglass NG (Kerr-Girbach, Pforzheim, Almanya), Gradia (GC, Tokyo, Japonya), Estenia (Kuraray, Kurashiki, Japonya), Radica (Densply, ABD), Sculpture Plus (Pentron laboratuvarları), Ceramage (Shofu, Kyoto, Japonya), Pearleste (Tokuyama Dental, Tokyo, Japonya) ticari markaları örnek verilebilir. Bu sistemlerde matris yapı, inorganik doldurucu içeriği veya polimerizasyon ortamlarına bağlı olarak mekanik, fiziksel veya estetik özellikler farklılık gösterebilmektedir (Kakaboura ve ark. 2003, Ikeda ve ark. 2007, Kim ve ark. 2008).

Birçok ticari sistemde dentin, mine ve dişeti dokusunun ve anatomisinin mükemmel şekilde taklit edilmesi için farklı fiziksel (renk, akışkanlık vb) özelliklere sahip komponentler de mevcuttur (Mandikos ve ark. 2001, Miyasaka ve ark. 2008, Douglas ve ark. 2000, Jain ve ark. 2009, Touati ve ark. 1997, Jain 2008, Terry ve ark. 2005, Sinfony, Tanoue 2000, Sculpture, Ceramage, Estenia, Sinfony kullanım kılavuzu, SR Adoro).

Reçine kimyasındaki son gelişmeler sayesinde 1990'lı yılların ortalarında kullanıma sunulan seromer yapıdaki materyallerin protetik diş hekimliğinde kullanımı artış göstermiştir. Başlıca mekanik özelliklerinin; seramiklere göre daha rezilient, dentin dokusuna yakın elastikliğe sahip ve kompozitlere göre daha dayanıklı olmaları ve seramiğe yakın estetik özellikleri nedeniyle (Radica™ Ürün Güvenlik Bilgi Formu, Aydın ve ark. 1998) seromerler restoratif diş hekimliğinde (inley ve onley restorasyonlar), protetik diş hekimliğinde (sabit, hareketli implant-destekli protezler) ve restorasyonların diş eti modelajında kullanılabilir (Ku ve ark. 2002, Jain ve ark. 2009, Estenia kullanım kılavuzu, Sinfony kullanım kılavuzu, Touati ve ark. 1997, Eyüboğlu ve ark. 2008, Gradia™ kullanım kılavuzu, Kobayashi ve ark. 2009).

**Tablo 1:** Ticari kullanımda bulunan bazı seromer sistemlerinin üretici firma isimleri, içerik ve polimerizasyon yöntemleri

Ticari isim	Üretici Firma	İçerik		Polimerizasyon Yöntemi
		Matriks*	Doldurucu	
SR Adoro™	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein	UDMA	Baryum camı + silikon Dioksit	ışık ve ısı
Bellaglass NG™	Kerr-Girbach, Almanya	UDMA	Prepolimerize doldurucu +amorf silika	ısı ve basınç
Gradia™	GC Dental Tokyo, Japonya	UDMA	Toz silika+ Toz silika camı+ prepolimerize doldurucu	halojen ışık
Radica™	Denstply Pennsylvania, ABD	UDMA	Baryumfloroaluminobor oslikat cam + amorf silika	ısı ve ışık
Sculpture Plus™	Pentron Clinical, ABD	PCBisGM A+ BisGMA+ UDMA	Baryum Boro-alumina silikat camı + nano partiküllü silika + zirkonyum silikat	ısı, ışık ve basınç
Ceramage™	Shofu Dental Kyoto, Japonya	UDMA	Zirkonyum silikat	ışık ve basınç
<b>Estenia C&amp;B TM</b>	<b>Kuraray Medical Inc, Japonya</b>	<b>UTMA + BisGMA + TEDGMA</b>	<b>Silika camı + alumina</b>	<b>ışık ve ısı</b>
Sinfony™	3M ESPE	UDMA	stronsiyum alüminyum borosilikat camı + silikon dioksit	ışık

\* Seromer sistem gövde, opaker, şeffaf veya dişeti modelajında kullanılan komponentlere ait bilgilerdir.



UDMA= Uretan dimetakrilat,

BisGMA= Bisfenol A diglisidil metakrilat,

TEDGMA= Trietilen glikol dimetakrilat,

PCDMA=Polikarbonat Bisfenol A diglisidil metakrilat,

UTMA = Uretan tetrametakrilat

### **2.2.3.1 Seromerlerin restoratif diş hekimliğinde kullanımı:**

Günümüzde dental seramikler, geleneksel kompozit reçineler ve seromerler inley ve onley restorasyonların yapımında kullanılmaktadır (Ünlü ve ark. 2007).

Sınıf II ya da III arka bölge restorasyonlarında direkt kompozit restorasyonların veya inley/onley restorasyonların klinik başarı oranı oldukça yüksektir (Ikeda ve ark. 2007, Ünlü ve ark. 2007, Hickel ve ark. 2001, De souza ve ark. 2005).

Bu tür restorasyonların başarısı, uygun bir kavite ve doğru materyal seçiminin yanı sıra hassas okluzal anatominin hazırlanması ile de yakından ilişkilidir.

Kompozit reçineden hazırlanan inley/onley restorasyonların kolay yapım teknikleri, düşük maliyetleri, tamir edilebilmeleri gibi avantajlarının yanı sıra düşük aşınma direnci, renk değiştirme, marjinal adaptasyonda yetersizlik gibi bazı dezavantajlara da sahiptirler (Freitas ve ark. 2002, Tanoue ve ark. 2000, Kobayashi ve ark. 2009).

Dental seramikler biyolojik uyumluluğa, yüksek aşınma direncine ve üstün estetik özelliklere sahip olmalarından dolayı inley/onley restorasyonlarda sıklıkla kullanılmaktadırlar. Bu materyallerin elastiklik modülünün, sertlik ve aşınma dirençlerinin yüksek olması özellikle restorasyonun antagonistinde yer alan doğal diş veya restorasyonların da aşınmasına neden olabilmektedir. Ayrıca bu durum dental seramiklerin çigneme kuvvetlerini absorbe edememesine neden olmaktadır ve dolayısıyla restorasyonlarda kırılma riskini arttırmaktadır. Bu sistemlerin diğer bir dezavantajı ise laboratuvar süreçlerinin uzun olmasıdır (Ku ve ark. 2002, Kobayashi ve ark. 2009).

Seromerler; dental seramik materyallerinin avantajlarını birleştirmek ve kompozit rećinelerin dezavantajlarını gidermek amacıyla inley/onley restorasyonlarında kullanılmaktadır (Freitas ve ark. 2002, Douglas ve ark. 2000, Jain ve ark. 2009, Terry ve ark. 2005, Radica™ Ürün Güvenlik Bilgi Formu, Touati ve ark. 1997, Ünlü ve ark. 2007, Pallesen ve ark. 2003, Leinfelder ve ark. 2005).

Seromer inley/onley restorasyonlar geleneksel kompozit rećineler ile hazırlanmış restorasyonlara göre daha yüksek aşınma direncine ve daha uyumlu marjinal adaptasyona sahipken, dental seramik restorasyonlar ile karşılaştırıldığında daha düşük elastiklik modulusuna sahip olduğundan çiğneme kuvvetlerini daha iyi absorbe edebilmektedir. Ayrıca, seromer restorasyonlar yapıldığı bölgedeki antagonist doğal diş ya da restorasyonlarda aşınmaya neden olmamaktadır (Freitas ve ark. 2002, Ku ve ark. 2002, Pallesen ve ark. 2003).

Bu sistemler dental seramikler ile karşılaştırıldığında daha düşük maliyet ve daha kısa laboratuvar süreci gerektirmektedir (Ku ve ark. 2002, Pallesen ve ark. 2003).

Mandikos ve ark.'nın 4 farklı seromer ile 2 farklı geleneksel kompozit rećine materyallerini sertlik ve aşınma direnci açısından değerlendirdikleri araştırma bulgularına göre seromerlerin geleneksel kompozitlere oranla daha yüksek aşınma direnci ve sertlik değerleri gösterdiği ve bu durumun seromerlerin içindeki doldurucu partiküllerin yapısı ve oranından kaynaklandığı bildirilmektedir.

Eyüboğlu ve ark, alt büyük azı dişinin 3 boyutlu modellendiği sonlu elemanlar analiz yöntemi ile geleneksel kompozit, seromer ve dental seramik inley restorasyonların gerilme ve yer değiştirme özelliklerinin incelendiği araştırma sonuçlarına göre; seromerlerden hazırlanan inley restorasyonların gerilme dağılımının seramik ve geleneksel kompozit rećinelerden hazırlanan inleyler restorasyonlardan daha iyi olduğunu; ve ayrıca en az yer değiştirmenin porselen inley, en çok yer değiştirmenin ise geleneksel kompozit inley restorasyonlarda saptandığını bildirmektedirler.

Jain ve ark. dört farklı seromer materyalinin aşınma dirençlerini değerlendirdikleri araştırmalarında, Bellaglass-NG™ ve Radica™ seromer sistemlerinde daha yüksek aşınma direnci bildirmektedirler. Bu farklılığın sebebini Bellaglass-NG™ ve Radica™ sistemlerinin polimerizasyonunda uygulanan yüksek ısı ve nitrojen basıncının yüzey özelliklerini geliştirmesi ile açıklamışlardır.

Geleneksel kompozitler ile karşılaştırıldığında seromerler estetik ve renk stabilitesi açısından daha üstün özellikler göstermektedir. Dört farklı seromer yapılı materyal, bir porselen ve bir geleneksel kompozit restorasyonun farklı solüsyonlar içerisinde 300 saatlik bekleme süreci sonucunda renk değiştirme açısından değerlendirildikleri bir araştırmada porselen materyalinin renk stabilitesini devam ettirdiği ve 2 farklı seromer örnekte de porselen materyaline benzer/paralel renk stabilitesi gösterdiği belirtilmektedir.

Diğer taraftan, Khairallah ve ark. seramik ve seromer materyallerden hazırlanan inley dolguların 5 yıllık klinik takip bulgularına dayanarak her iki materyalin de klinik olarak kabul edilebilir özellikte olduğunu ancak seromerlerde renk stabilitesinin daha olumsuz olduğunu bildirmektedir. Bir başka in vitro çalışmada (Kim ve ark. 2008) polimerizasyon sonrasında seromer yapıdaki iki ayrı materyalden hazırlanan indirekt kompozit restorasyonlarda Vita renk skalasına göre karşılaştırılan renk dağılımındaki belirgin farklılığın nedeninin polimerizasyon tipinin ve koşullarınının farklılığından kaynaklanabileceği belirtilirken, Xing ve ark. seromer restorasyonlarda renk açısından estetiğin sağlanmasında restorasyon kalınlığının önemli olduğunu vurgulamaktadır.

### **2.2.3.2 Seromerlerin protetik restorasyonlarda kullanımı:**

Kurun köprü restorasyonlarında rutin olarak kullanılan seramik materyallerinin kırılma olumsuzluğu ve karşıt dişlerde aşınmaya neden olması brüksizm gibi olumsuz faktörlerin olduğu olgularda alternatif estetik materyal arayışını gündeme getirmiştir (Pallesen ve ark. 2003, Krejci ve ark. 1998, Xing ve ark. 2010).

Seromerler anterior ve posterior tek tam kuronlarda, maryland köprülerde, lamina venerlerde ve implant destekli sabit restorasyonlarda alternatif veneer materyali olarak kullanılabilir (Ku ve ark. 2002, Gradia™ kullanım kılavuzu, Leinfelder 2005, Kelly ve ark. 2011, Mehl ve ark. 2007).

Sabit restorasyonlarda seromer materyallerinin seramik ve geleneksel kompozit materyallere oranla inorganik doldurucu içeriklerine bağlı olarak bazı avantajlarının olduğu bildirilmektedir. Bu avantajlardan biri de seromerlerin doğal dişe yakın aşınma değerlerine sahip olmasıdır (Trinker ve ark. 1997, Armstrong ve ark. 2000).

Bununla birlikte, ağız içinde streslere maruz kaldığında, doğal dişe yakın deformasyon kapasitesi göstererek restorasyon ile diş arasında ortaya çıkan ve kırılmaya yol açan streslerin daha az olmasını sağlamaktadır (Leinfelder 2005).

Seromerlerin dentin dokusuna yakın oranda elastisite ve ısıl genleşme katsayısına sahip olduğu belirtilmektedir (Suzuki ve ark. 1997).

Mehl ve ark. tarafından altı farklı seromer materyali aşınma dereceleri açısından diş minesi ile karşılaştırılmış ve araştırma sonuçlarına göre yalnızca iki seromer materyalinin insan diş minesine yakın aşınma değerlerine sahip olduğu, diğer materyallerin ise insan minesinden daha yüksek aşınma değerlerine sahip olduğu belirtilmektedir. Öte yandan, Ghahramanloo ve ark. seromerlerin özellikle ön dişlerde kuron materyali olarak kullanılmasının estetik açıdan sorun oluşturabileceğini savunmaktadır.

Tanoue ve ark. ise, seramiklere göre daha düşük diş fırçası abrazyon direnci olan seromerlerin seçiminde mutlaka bu faktörün göz önünde bulundurulması gerektiğini önermektedir.

Seromerler sabit protetik restorasyonlarda üst yapı malzemesi olarak yeterli estetik ve aşınma direnci gösterirken, alt yapı özelliklerinden olan sertlik ve kırılma direncinin sağlanmasında yetersiz kalmaktadır.

Bu nedenle sabit restoratif işlemlerde metal alaşımları, fiberle güçlendirilmiş kompozit matriks gibi çeşitli alt yapı materyalleri ile mutlaka desteklenmesi gerekmektedir (Kurt ve ark. 2006, Leinfelder 2005, Mehl ve ark. 2007, Ghahramanloo ve ark. 2008, Jain ve ark. 2002).

Fiberle güçlendirme tekniği kullanıldığı takdirde seromer yapıdaki materyallerden hazırlanan 3 üyeli köprülerin hazırlanabileceği bildirilmektedir. Ancak, bu materyallerin alt yapı desteği ile bağlantısının, klinik kullanımının incelenmesinin yapılacak daha ileri çalışmalarla desteklenmesine kesinlikle ihtiyaç vardır.

Seromer sabit restorasyonlar ile yapılan başka bir çalışmada anterior bölge metal seramik kuron ile üç farklı seromer kuron kırılma dayanımı açısından karşılaştırılmıştır. Araştırma sonuçlarına göre, metal seramik kuronların seromer kuronlara oranla daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğu ancak seromer restorasyonların ortalama

kırılma kuvvetlerinin yetişkin bir bireyin anterior bölgedeki ortalama çiğneme kuvvetinden daha yüksek olduğu bildirilmektedir (Ku ve ark. 2002).

Seromerlerin metal alaşımlarına göre daha yüksek ısıl genleşme katsayısına sahip olması metal alaşım ile seromerler arasında mikrosızıntıya neden olabilmekte ve bağlanma dayanımını etkilemektedir.

Ancak seromer sistemlerinde kullanılan adezivler sayesinde bu farklılık klinik olarak tolere edilebilir (Keski-Nikkola ve ark. 2004).

Seromer sistemlerde kullanılan adezivler silika bağlayıcı, poliflorometakrilat bağlayıcı ve ince oksit tabaka oluşturan ajanlar olarak 3 gruba ayrılmaktadır (Rominu ve ark. 2002).

Seromerlerin altın alaşımlarına bağlanma dayanımının titanyumdan daha üstün olduğu, bu durumun da altının yüzey sertliğinin daha az olmasından kaynaklandığı bildirilmektedir (Kourtis 1997).

Seromerlerin zirkonyum alt yapıya bağlanmasında hidrofobik fosfat monomeri ve silan içeren ve yüksek akışkanlıktaki primer ajanlarının bağlanma dayanımına pozitif etki sağlayacağı önerilmektedir (Gradia™ kullanım kılavuzu).

Akrilik reçine ile karşılaştırıldığında aşınma dirençlerinin fazla olması, renk alternatiflerinin daha çok olması, estetiği ve hasta memnuniyetini sağlaması nedeniyle seromerler; hassas bağlantılı, teleskopik protezlerde, implant destekli hibrit protezler gibi restorasyonlarda faset modelajında, estetik tamir işlemlerinde geleneksel materyallere alternatif olarak uygulanabilir (Sinfony™ Ürün Güvenlik Bilgi Formu, Oyafuso 2003).

Hareketli protezlerde kroşelerin yerleştirildiği destek dişte veneer materyali olarak seromerlerin kullanıldığı in vitro bir çalışmada, 24 seromer vener kuronda 0,25 mm'lik undercut derinliği oluşturarak Cr-Co kroşe uyumlandırma ve 5000 takıp çıkarma siklusunu takiben tüm vener restorasyonlarda retantif kroşe kolunun 1/3 kısmına denk gelen bölgede aşınma olduğunu ancak bu aşınmanın kroşe kolunun yer değiştirmesi için gerekli olan kuvvet miktarını etkilemediği bildirilmektedir (Abbo 2005).

Özellikle BisfenolA diglisidil metakrilat (BisGMA) ve Trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) monomer içermeyen alifatik ve sikloalifatik monomerden

oluşan matriks yapıli seromer materyallerin hareketli protezlerde veneer materyali olarak kullanımını mümkün kıldığı öne sürölmektedir (Esteria™ Kullanım Kılavuzu). Ancak seromerlerin hareketli protezlerde kullanımını ile ilgili klinik araştırma ve vaka sunumu çok kısıtlıdır.

### 2.2.3.3 Seromerlerin diş eti modelajında kullanımı:

Seromer materyallerden implant üstü sabit ve hareketli protezlerde, hibrit protezlerde, sabit kuron köprü protezlerinde gingival dokunun pembe estetiğinin sağlanmasında yararlanılmaktadır. Özellikle yumuşak doku kaybının olduğu olgularda veya implant-destekli protezlerde üst yapının çıkış profilinde estetiğin sağlanmasında seromerler klinik olarak doğala yakın görünüm sağlayabilmektedirler.

Pembe estetiğin sağlanmasında seromerlerin kullanımını doğal görünüm oluşturma, kişiye özel karakterizasyon sağlanması, uygulama ve tamir kolaylığı, aşınma direnci ve renk stabilitesi gibi avantajları beraberinde getirmektedir (Oyafuso v ark. 2003, Marchini ve ark. 2001).

Seromer sistemlerde dişeti modelajında doğala yakın görünüm sağlanabilmesi için farklı yapıda, renkte ve viskozitede komponentler bulunmaktadır. Bu komponentler dişetin optik özelliğini yansıması için jel veya pasta formunda kullanıma sunulmuştur. Aynı zamanda kılcal damarların görünümünü taklit etmesi için lif şeklinde de seromerler mevcuttur. Dişeti modelajında seromerler kullanılırken, metal, kompozit veya seramikle bağlantı, tabakalama yapılacak bölgeye uygun adezivler aracılığıyla sağlanmaktadır (Touati ve ark. 1997, Pallesen ve ark. 2003).

**Tablo 2:** Esteria Standart Kit içeriği,

Body resin	Opaque resin,	EG Fiber	EG Flow,	Opaque Primer,	Modeling Liquid,	Add-On Primer,
Jacket Separate Kit	Jacket Spacer,	Margin Sep,	CR Sep ,	Air Barrier Paste,	Polishing set,	Polishing compound
Polishing brush,	Felt wheel,	EG Core,	Instruments (No.1,2,3 or set)	Mixing plate #954),		

Kimyasal içeriği:

-Gövde, reçine: Monomer (Poliüretan methacrylmonomer ve mathacrylic asit serisi monomer),

-Dolgu (Yüzeyi işlenmiş cam toz ve yüzey işlem görmüş alüminyum mikro dolgu). PhotoCuring katalizör, Renklendirici ve diğerleri.

-Opak Reçine: Monomer (Bis-GMA ve diğer mathacrylic asit serisi monomer), Dolgu (Yüzeyi işlenmiş kuvars tozu, Prepolymerized reçine dolgu ve diğerleri), Photocuring catalyst, Renklendirici ve diğerleri,

-Opak astar: Mathacrylic asit serisi monomer. MDP, Solvent ve diğerleri,

-Modelleme Sıvı :Mathacrylic asit serisi monomer, Poliüretan methacrylmonomer, MDP, photocuring katalizör ve diğerleri,

-Add-On Astar: Silan bağlantı ajanı ve etanol

-EG Fiber: Monomer (Poliüretan methacrylmonomer, TEGDMA ve diğer mathacrylic asit serisi monomer), Yüzeyi işlenmiş cam elyaf, Yüzeyi işlenmiş mikro dolgu, PhotoCuring catalyst,

-Renklendirici ve diğerleri

-EG Flow: Monomer (Poliüretan methacrylmonomer, TEGDMA ve diğer mathacrylic asit serisi monomer), PhotoCuring catalyst,

**Tablo 3:** Estenia renk skalası

	A1	A2	A3	A3.5	A4	B1	B2	B3	B4	C1
Body Opaque	OA1	OA2	OA3	OA3.5	OA4	OB1	OB2	OB3	OB4	OC1
Cervical Opaque	—	CO1				—	CO2			—
Opaque Modifier	W	P	RP	DP	G	YBR	O	BR	PUR	
Opacious Dentin	ODA1	ODA2	ODA3	ODA3.5	ODA4	ODB1	ODB2	ODB3	ODB4	ODC1
Dentin	DA1	DA2	DA3	DA3.5	DA4	DB1	DB2	DB3	DB4	DC1
Cervical	—	CE1		CE2		—	CE3	CE4		—
Enamel	E1		E2		E4	E1	E3		E1	
Transparent	T0	T1	T2	TLV						
Cervical Transparent	CT1	CT2		CT3	CT4	CT1	CT5		CT6	CT1
Cervical Dentin Effect	CDE1	CDE2	CDE3	CDE4	CDE5					
Enamel Effect	CE	CE-O	CE-Y	WE	MA-1	MA-2	IE			
Transparent Effect	TG	AM	AM-Y	ME	TB					
Gingival	P1	P2	P3	P4	P5					

## 2.3 Yüzeyde Faz Dönüşümünü Gerçekleştirici ve Retansiyonu Artırıcı İşlemler

### 2.3.1 Kumlama

Kumlama, aşındırmaya kıyasla daha hassas bir yüzey işlemidir. Kumlama ile yüzeyden az miktarda materyal kaldırılmakta, ısı artışı ve yüzeyde oluşan stres yüksek boyutlara ulaşmamaktadır. Y-TZP materyalinin kumlanması sonucu  $Al_2O_3$  partiküllerinin yüzeye temas ettiği yerde ince bir sıkıştırıcı tabaka oluşmuştur. Yüzeydeki sıkıştırıcı stres tabakasının kalınlığı az olmasına rağmen, kumlama işleminin meydana getirdiği yüzey çatlakları bu tabakayı geçmediği için kumlama materyalin dayanıklılığını arttırmaktadır (Blatz ve ark. 2004).

Kumlamanın sebep olduğu yüzey defektleri eroziv aşınma ve yatay yönde yüzey çatlaklarıdır. Kumlama aşındırma işleminden sonra çatlakların boyutlarını küçültmek amacıyla da uygulanabilmektedir (Kosmac ve ark. 1999, Liao ve ark. 1997, Papanagiotou ve ark. 2006).

Kumlama; materyallerin yüzeylerinin temizlenmesi, mikroretantif yapıların ve yüzey alanlarının artırılması için kullanılan bir işlemdir (Kern ve Thompson, 1993). Bu amaçla genellikle 50–250 Nm’lik alumina (Al) tozları kullanılmaktadır. 4–6 atmosfer basınçlı kumlama cihazlarında gerçekleştirilen bu işlemin sonucunda mekanik retansiyon için çentikler oluşturulmaktadır (Yavuzylmaz,1996). Bununla birlikte restorasyon yüzeyi ile rezin arasında adeziv bağlantı sağlayan tekniklerin çoğunda bağlantı dayanıklılığını arttırmak için yüzeyin kumlanması tavsiye edilmektedir (Kern ve Thompson, 1993). Zirkonyum oksit seramiklerin kumlanması sonucunda yüzeyde belirgin pürüzlülük meydana gelmekte fakat metal yüzeylerinin kumlanması ile kıyaslandığında daha az miktarda girinti çıkıntılara rastlanmaktadır (Kern ve Wegner, 1998).

İç yüzeyin kumlanması tam seramik restorasyonlarda çoğunlukla uygulanan bir yöntemdir. Böylece pürüzlendirilmiş yüzey rezin siman ile güçlü bir mekanik bağ sağlamaktadır ( Zhang Yu ve ark. 2004, Kosmac ve arkadaşları 1999 ). Zirkonyum oksit yüzeylerin direncini arttırmak için kumlama işlemini önermişlerdir. Kumlama, tetragonal fazdan monoklinik faz dönüşümüne, işlem sonucu oluşan mikro çatlaklar Al tozlarından etkilenmiş tabakada sıkıştırıcı streslerin oluşumuna sebep olmaktadır. İşlem sırasında meydana gelen yüzey kusurlarının uzunluğu sıkıştırıcı yüzey tabakasının



kalınlığını geçmemekte ve bu durum materyalin direncini artırmaktadır (Kosmac ve ark. 2000).

Kumlama işlemi ile ilgili araştırmalarda sadece kumun tane büyüklüğü değil, basınç, kumlama yoğunluğu ve süresi gibi kumlama cihazına ait değişkenlerin de belirlenmesi gerekmektedir (Piwowarczyk ve ark. 2004, Wolfart ve ark. 2006).

### **2.3.1.1 Titanyumda kumlama**

Kumlama işlemi yüzey enerjisini ve ıslanabilirliği etkileyen fizikokimyasal değişiklikler olarak tanımlanabilir. Titanyum alaşımlarının kumlanması sadece titanyum yüzey düzensizliklerinin giderilmesini değil aynı zamanda titanyum yüzeyinde oluşan oksit filmleri de kaldırdığından bağlantı dayanıklılığını etkileyebilir. Alümina partikülleri ile dental alaşımların kumlanması genellikle alaşım yüzeylerini temizlemek için mikrorotasyonu ve yüzey alanlarını artırmak için kullanılır. Kumlama metal oksit veya debrisin kaldırılması ve bağlantıyı geliştirmek için kullanılan bir teknik olmasına rağmen, kumlamanın neden olduğu kontaminasyon (Darvell ve ark. 1995) ve distorsiyon ( Peutzfeldt ve Asmussen 1996 ) dezavantaj olabilir. (Kern ve Thompson 1994, Lim ve ark 2003).

Kumlamadan sonra titanyum yüzeyi SEM/EDXA ile analiz edildiğinde yüzeyde kalan alümina miktarı %27,5-39,3 olarak tespit edilmiştir (Kern ve Thompson 1994).

Alümina partiküllerinin mevcudiyeti lokal çatlamaya neden olarak veya olası stres konsantrasyon noktaları gibi davranarak porselenin metale mekanik bağlanmasını zayıflatabilir (Papadopoulos ve ark 1999).

Kumlama prosedürleri titanyum yüzeyinde alümina artışına neden olmanın yanı sıra titanyum hacim kaybına da yol açar (Kern ve Thompson 1994, Darwell ve ark. 1995, Papadopoulos ve ark. 1999).

Restorasyonların distorsiyonunu azaltmak için küçük alümina partikülleri , düşük hava basıncı ve kısa kumlama periyodu ile kumlama önerilmiştir (Peutzfeldt ve Asmussen 1996).

Alümina partikül boyutu arttıkça titanyum yüzeyinin kontaminasyonunun azaldığı, yüzey pürüzlülüğünün arttığı bildirilmiştir ( Papadopoulos ve ark. 1999 ).

### **2.3.2 Lazerle pürüzlendirme**

Son yıllarda Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler kullanılarak mine ve dentin yüzeyinde pürüzlendirme işlemlerinin, çeşitli asitlerle yapılan pürüzlendirme işlemleriyle karşılaştırıldığı ve bunun rezin simanların bağlanma gücüne etkisi pek çok araştırmaya konu olmuştur (Üşümez ve Aykent 2003, van Meerbeek ve ark. 2003).

Lazer(laser), ingilizcede Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation ifadesinin baş harflerinin alınmasıyla oluşturulan ve 1917 yılında Albert Einstein tarafından ortaya atılan lazer ışığının elde edilmiş teorisini tanımlamaktadır. Lazer ışığı elde edilmiş biçiminden kaynaklanan bazı özellikleri ile diğer ışıklardan ayrılır. Bu özellikler tek renkli olması (monokromatik), doğrusal olması (collimated) ve ışığı oluşturan fotonların aynı fazda olması (koherans) şeklinde özetlenebilir. Tüm bu özelliklerin getirdiği sonuç ise güçlü ve kontrol edilebilir bir ışıktır. Tıpta ve diş hekimliğinde kullanılan esas özelliği ise tek renkli olmasıdır. Bu özellik sayesinde lazer ile hedeflenen dokulara etki edilirken çevre doku tahribatı minimum düzeyde olmaktadır. Buna lazerin doku seçici özelliği denir. Lazer ışığı tek renkli olup rengi elde edildiği maddeye bağlıdır. Lazerler elde edildikleri maddelerin adlarıyla anılırlar (Atalı 2007).

#### **2.3.2.1 Diş hekimliğinde kullanılan lazer cihazları**

##### **2.3.2.1.1 Yumuşak doku lazerleri**

Yumuşak doku lazerleri her türlü yumuşak doku kesimi, kanın koagülasyonu, kanal içi veya dişeti cebinin dezenfeksiyonu amacıyla kullanılabilir. Tarihsel gelişim sürecinde en eski yumuşak doku lazerleri karbondioksit (1975 ve sonrası) lazerlerdir ve FDA tarafından kullanımı onaylanan bu ilk dental lazerler gingivektomi, frenektomi gibi yumuşak doku cerrahisinde başarı ile kullanılmışlardır (Miller ve Truhe 1993).

1983 ve sonrasında ise Nd:YAG lazerler geliştirilmişlerdir. Nd:YAG lazerlerde bir fiberoptik iletim sistemi kullanılır ve ıslak dokulara CO2 lazerlerden daha kolay penetre olurlar. Nd:YAG lazerlerin kompozitin dentine bağlanmasının sağlanması için mineralize dokular üzerinde kullanımına yönelik çalışmalar yapılmaktadır (White ve ark. 1991, Dunn ve ark. 2005).

Argon lazerler yumuşak doku işlemlerinde kullanılabildikleri gibi ışıkla aktive olan materyallerin polimerizasyonunda da kullanılırlar (Blankenau ve ark. 1991, St Georges ve ark. 2002).

1990'lı yılların sonlarında geliştirilen yüksek güçlü diyet lazerlerin pazara girmesiyle diğer tüm cerrahi branşlar gibi diş hekimliğinde de yumuşak doku cerrahisinde tercih edilen lazerler diyet lazerler olmuştur. Yarı iletken diyet lazerler, CO<sub>2</sub> ve Nd:YAG lazerler ile yapılan tüm yumuşak doku işlemlerini yapar ve ayrıca renklenmiş dişlerin beyazlatılmasında da kullanılabilirler (Judy ve ark. 1993, Dunn ve ark. 2005).

Diyet lazerlerin boyut ve ağırlıklarının küçük olması, daha uzun ömürlü ve ekonomik olmaları öne çıkan özellikleridir. Diyet lazerlerin çeşitli dalga boylarından farklı amaçlarla yararlanılmaktadır. Örneğin diyet lazerlerin 810 nm dalga boyunda olanları, çok düşük güç seviyelerinde ağrı tedavisi ve yara iyileştirmek için kullanılmaktadır (Gökner 2007).

#### **2.3.2.1.1 Neodmiyum Lazeri**

Günümüzde, etkili lazer özellikleri gösteren, dalga boyları medikal uygulamalar için uygun malzemelerinin başında, nadir yer elementlerinin uygun ısıl özellikleri olan kristallere katılanması yöntemi ile hazırlanan malzemeler gelmektedir. Bu malzemelerden, 1064 nm temel lazer üretme dalga boyu ile Nd:YAG (Neodmiyum atomu katkılandırılmış ytrium alüminyum garnet kristali), en önemli ve en çok kullanılanıdır (Miserendino ve Pick, 1995).

Neodymium lazerinin ilk dental uygulaması Yamamoto ve Sato tarafından 1980 yılında gerçekleştirilmiştir. Araştırmacılar yaptıkları bir dizi in vivo ve in vitro deney sonucunda Nd:YAG lazerinin yeni başlayan çürüklerin önlenmesinde etkili bir araç olduğunu keşfetmişlerdir (Yamamoto ve Sato, 1980). Aynı dönemlerde ABD Ordusu Walter Reed Tıp Merkezi Dental Araştırma Enstitüsü'nde yapılan bir araştırmada neodmiyum lazeri diş sert dokuları üzerinde ve dental alaşımların eritilmesinde kullanılmaya başlanmıştır. Ancak Nd:YAG lazerinin dental sert dokular üzerindeki uygulamalarının kanıtlanması ve diş hekimliği alanında yaygın kullanımının başlaması süre almıştır (Miserendino ve Pick, 1995).

Nd:YAG lazer sistemi diş hekimliğinde hem sert hem de yumuşak dokularda kullanılmak üzere üretilmektedir (Turkmen ve ark. 2006, Stabholz ve ark. 2003).

Nd:YAG kristali ile elde edilen lazer çıkışı 1064nm dalga boyundadır. Işın kalitesi, yarı iletken lazerlere göre çok iyi, gaz lazerlere göre daha kötüdür. Ancak Nd:YAG lazerleri, kullanımı kolay, dayanıklı ve az bakım gerektiren ürünlerdir. Gaz lazerlerine göre düşük maliyetlidirler. Nd:YAG lazerlerinin kullanımı, lazer güvenliği bilgisi dışında özel bilgi ve beceri gerektirmez (Dederich ve Bushick, 2004).

Lazerin protetik diş hekimliğinde kullanımı ile ilgili araştırmalar devam etmektedir. Kim ve Cho yaptıkları çalışmada titanyum ile seramik ara yüzeyinde bağlantı direncini incelemişler ve Nd:YAG lazerle pürüzlendirmenin, asitle pürüzlendirme işlemine göre bağlantıyı daha fazla arttırdığını ve kumlama ve lazerle pürüzlendirme arasında bir fark olmadığını bildirmişlerdir (Kim ve ark. 2009).

### **2.3.2.1.2 Sert doku lazerleri**

Sert doku lazerleri mine ve dentinin aşındırılması ve kemik operasyonları için etkin bir şekilde kullanılabilir. Her türlü kavite hazırlanması, kanal genişletme, apikal rezeksiyon, gömülü 20 yaş diş çekimi ve yüzey pürüzlendirmesi gibi alanlarda kullanılmaktadır. Sert doku lazerleri hava ve su ile birlikte kullanıldığından dolayı termal etki oluşturmazlar (Lin ve ark. 1999).

Erbiyum YAG (Er:YAG) lazer, ilk kez Zharikov ve arkadaşları tarafından 1975 yılında geliştirilmiş ve 1997 yılında FDA tarafından çürük temizlenmesi, kavite preparasyonlarının şekillendirilmesi, mine ve dentinin pürüzlendirilmesi öncesinde modifikasyonu için kullanımı onaylanmıştır (Dunn ve ark. 2005, Bader ve Krejci 2006). Er:YAG lazer, erbiyum (Er 3+) iyonları ile katkılandırılmış, YAG ana kristallerinden oluşmaktadır. YAG içinde olduğunda erbiyum iyonları 2936 nm dalga boyunda lazer emisyonu gerçekleştirir. Erbiyum iyonları aynı zamanda krom sentezli YSGG (yttrium scandium galyum garnet) ana kristalinin içine de katkılandırılabilir. Bu yolla üretilen lazer erbiyum, krom YSGG (Er, Cr: YSGG) lazeri olarak bilinir (Sung ve ark. 2005). YSGG içinde olunca erbiyum iyonlarının emisyonu 2790 nm dalga boyuna çıkar. Er:YAG lazerler günümüz diş hekimliğinde en yaygın olarak kullanılan lazer sistemidir (Gökner 2007).

İlk Er:YAG lazerlerinin darbe frekansı 10 Hz. veya altında çalışırken bugün darbe frekansı 50 Hz. olabilmektedir. Son yıllarda diş hekimliğinde kullanılan Er:YAG lazerler serbest çalışan darbeli emisyon modunda çalışır. Darbe aralığı yaklaşık 200 mikrosaniyedir. 5000 yada 10000 watt gücündeki lazerlerle 1 joule veya daha yüksek darbe enerjisi elde etmek mümkündür. Lazerlerden ortalama 20-30 Watt güç elde edilebilmesine rağmen FDA bu lazerlerin diş hekimliğinde 5-10 Watt güç ile kullanılmasını önermektedir (Gökner 2007).

İlk defa Maiman tarafından 1960 yılında geliştirilen lazer, o zamanki adıyla maser, (Microwave amplification by the stimulated emission of radiation) 'Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation', (Stimule edilmiş radyasyon

yayımlı ile ışık güçlendirilmesi’, ‘Tek renkli, düzenli, yoğun, aynı fazlı paralel dalgalar halinde genliği yüksek ve güçlü ışık demeti) kelimelerinin baş harflerinden adını almaktadır.

Maiman’ın geliştirdiği lazer 0.694 Zm dalga boyunda ışık yayan ruby lazeri olmuştur. Bir yıl sonra 1961 yılında ise Snitzer neodmiyum lazeri geliştirmiştir (Miserendino ve Pick, 1995).

Lazerler dar bir frekans aralığında ışık üretmektedirler. Pek çok pratik uygulama için monokromatik lazerler kullanılmaktadır. Lazerler ışığı oluşturan aktif elemente göre isim almaktadırlar. Lazerin ürettiği ışığın dalga boyu veya tersiyle ifade edilirse frekansı, belirli aktif elementin karakteristiğini göstermektedir. (Dederich ve Bushick, 2004)

Diş hekimliğindeki ilk lazer çalışmalarının büyük bölümü ruby lazer kullanılarak yapılmış ve bu da diş hekimliğinde lazer uygulamalarının gelişmesini geciktiren bir faktör olmuştur (Miserendino ve Pick, 1995). Son yıllarda pek çok dalga boyundaki lazer diş hekimliğinde kullanılmaktadır (Dederich ve Bushick, 2004).

### **2.3.2.2 Lazer Enerjisinin Malzeme Yüzeyine Etki Mekanizmasının bağlı olduğu faktörler (Siegman, 1986).**

#### **2.3.2.2.1 Lazer Dalga Boyuna Bağlı Etkiler**

Lazer dalga boyu, hedef alınan malzemenin lazer ışınlarını ne oranda geri yansıtacağı, ne oranda içine tesir edeceği ve tesir kalınlığı için belirleyicidir. Örneğin 3 mikron dalga boyu su tarafından derhal emilerek ısıya dönüştürülürken, 0.5 mikron dalga boyu çevresindeki bantta lazer ışınları su içerisinde ilerleyebilmektedirler. 10 mikron dalga boyundaki lazer için cam tümüyle opak iken bakır çok yansıtıcıdır. Lazer ışınlarının dalga boyu küçüldükçe birim foton enerjisi doğru orantılı olarak artmaktadır (Siegman, 1986).

#### **2.3.2.2.2 Birim Alana Düşen Güç Yoğunluğu**

Birim alana düşen güç yoğunluğu  $W/cm^2$  cinsinden ölçülen anlık güçtür. Normal kipte çalışan lazer tiplerinden farklı olarak Q-anahtarlamalı sistemlerde anlık güç çok yüksektir.

Birim alana düşen güç yoğunluğu malzemeye molekül düzeyinde etki ederek, molekül bağlarının geçici ya da kalıcı olarak bozulmasına, bu etkiye bağlı olarak malzemede parçalanmaya ve mikro kırıklar oluşmasına yol açar (Siegman, 1986).

### **2.3.2.2.3 Madde Yüzeyine Aktarılan Toplam Enerji:**

Madde yüzeyine aktarılan toplam enerji Joule cinsinden ölçülür. Bu değer, lazer ışınına maruz kalan malzeme alanı, birim alana düşen anlık güç ile lazer darbe süresinin çarpımına eşittir. Q-anahtarlamalı sistemlerde bu değer genellikle çok düşüktür. Bu değer malzemeye aktarılan toplam ısı miktarını belirler.

Madde yüzeyine aktarılan toplam enerji, malzeme üzerinde erime ve buharlaşma etkilerine yol açar (Siegman 1986, Miserendino ve Pick 1995, Dederich ve Bushick 2004, Yamamoto ve Sato 1980, Türkmen ve ark. 2006, Stabholz ve ark. 2003).

### **2.3.3 Elmas döner aletler ile pürüzlendirme**

Bazı araştırmacılar (Awliya ve ark 1998, Kosmac ve ark 1999, Derand ve Derand 2000, Blatz ve ark 2003), seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesinde kalın grenli elmas frezleri kullanmışlardır. Elmas frezler kullanıldığında diğer yöntemlere göre daha pürüzlü yüzeyler elde edilmiştir. Bunun sonucunda rezin siman-seramik bağlantısının arttığını bildirmişlerdir (Derand ve Derand 2000).

### **2.3.4 Aşındırma**

Tam seramiklerin altyapısının işlenmesi ve uyumlandırılması sırasında teknisyen, hasta üzerinde kontroller sırasında ise diş hekimi tarafından aşındırma sıklıkla uygulanmaktadır. Giordano ve arkadaşları (1995) yaptıkları bir çalışmada aşındırmanın feldspatik porselenlerde 30–40 mikron derinliğinde çatlaklara ve % 80'e varan direnç azalmasına sebep olduğu göstermişlerdir. Bunun yanı sıra faz dönüşümüne uğrayan zirkonyum oksit seramiklerde aşındırma işlemi dayanıklılığı arttırmaktadır (Swain, 1989).

Aşındırma diskindeki elmas grenlerin etkisi diskte bulunan grenlerin sayısı ile ilişkilendirilmiştir. Her bir çentik, hacmi kadar materyali uzaklaştırırken ışınal sıkıştırıcı stres oluşturmaktadır. Bu stresler yüzeyin altında birkaç mikron derinliğinde gerilim oluştururken daha derine indikçe sifra yaklaşmaktadır. Öte yandan yüzeye yakın bölgelerdeki sıkıştırıcı stresler, materyalin bükülme direncini arttırmaktadır.

#### **2.3.4.1 Aşındırmanın seramiğin direncine olan etkisi şu faktörlere bağlıdır:**

- 1) Seramiğin içerik ve mikroyapısı,
- 2) Rezidüel stresler,
- 3) Çatlak uzunluğunun yüzeydeki sıkıştırıcı tabanın derinliğine oranı,

- 4) Gren boyutunun büyüklüğü,
- 5) Daha önce var olan yüzey çatlakların büyüklüğü,
- 6) Aşındırmanın yönü.

Birçok seramik materyali sinterlendikten sonra istenilen şekil ve büyüklüğün verilebilmesi amacıyla bitirme işlemi olarak aşındırmaya tabi tutulmaktadır.

Zirkonyum oksit seramiklerin aşındırılması faz dönüşümünün basit ve kolayca gerçekleşmesini sağlayan bir yöntemdir. Yüzeydeki tetragonal grenlerin faz dönüşümünü gerçekleştiren aşındırma işlemi, zirkonyum oksit seramiklerin güçlenmesini sağlamaktadır (Swain, 1989). Zirkonyum oksit seramiklerin aşındırılması bükülme direncini artıran sıkıştırıcı streslerin oluşumuna sebep olmaktadır. Başka bir ifadeyle zirkonyanın direnç mekanizması asıl olarak  $t \rightarrow m$  faz dönüşümüyle ilişkilendirilmekte ve seramik yüzeyinde büyük miktarlarda monoklinik faz tespit edildiğinde daha büyük bükülme direnç varlığı umulmaktadır (Green, 1983).

Araştırmacılar tarafından Al kumlama veya freze uygulamaları gibi yüzey modifikasyon teknikleriyle ilgili yapılan rutin çalışmalarda, Y-TZP' nin mekaniksel özelliklerinde artışa sebep olan yüzey sıkıştırıcı stresler gözlemlenmiştir (Green 1983, Kosmac ve ark. 1999, Gupta 1980). Tam seramik restorasyonlarda Al kumlama mikro mekaniksel retansiyonda artışa sebep olurken bükülme direncinde, test yöntemindeki farklılıklara bağlı olarak artış ya da azalma meydana geldiğine dair çeşitli çalışmalar yayınlamıştır (Kosmac ve ark. 1999, Guazzato ve ark. 2005). Benzer şekilde, zirkonyum oksit esaslı restorasyonlarda küçük grenli elmas frezlerle yapılan aşındırmalar sonucunda gelişmiş bükülme direnci elde edilirken, kalın grenli frezlerle (150 Nm gren boyutuna sahip elmas frez) yapılan aşındırmalar sonucunda bükülme direncinde azalma gözlemlenmiştir (Curtis ve ark. 2006). Yapılan çalışmalar sonucunda (Kosmac 2008, Curtis 2006) aşırı ısınmanın eşlik ettiği aşındırma işlemlerinde tersine faz dönüşümü meydana geldiği ve zirkonyum oksit seramiğin direncinde azalmaya neden olduğu bildirilmiştir.

Yukarıdaki açıklamalar ışığında aşındırma işleminin zirkonyum oksit seramiklerde 2 farklı etkisinin olabileceğini söyleyebiliriz:

1) Zirkonyum oksit seramiklerin yüzeyinde oluşan sıkıştırıcı kuvvetler ortalama bükülme direncini artırmaktadır.

2) Stres yoğunlaşmasına neden olan derin yüzey kusurlarına sebep olmaktadır. Bu çatlakların uzunluğu aşındırmayla oluşan yüzey sıkıştırıcı tabakayı geçiyor ise direnç belirleyici olabilmektedir (Luthardt 2004).

Aşındırma sırasında materyalde meydana gelen deformasyonlar sonucunda grenler içerisinde yer değiştirmeler meydana gelmektedir. Aşındırmadan sonra grenlerde oluşan yer değiştirmeler sebebiyle faz dönüşümü eksikliğinde bile sıkıştırıcı streslerin varlığı tespit edilebilmektedir (Swain 1989).

### **2.3.5 Asit**

Geleneksel silika içerikli dental seramiklerin kimyasal olarak asitle pürüzlendirilmesi ilk defa 1983 yılında yayınlanmıştır (Simonsen ve Calamia 1983). Bundan sonra tam seramik restorasyonlar için birçok asit tavsiye edilmiştir. Günümüzde % 2.5 den % 10' a kadar değişen oranlarda hidroflorik asidin (HF) 2–3 dakika uygulanması en başarılı yüzey pürüzlülüğünü sağlamaktadır. Pürüzlülüğün başarısında önemli olan faktör, seramiğin içerisindeki lösit kristallerinin sayısı, büyüklüğü ve dağılımıdır. HF asit uygulamaları IPS-Empress gibi cam içerikli seramiklerde başarılı olmaktadır.

Fakat yoğun kristal yapıdaki zirkonya seramikler üzerinde pürüzlendirici etkisi bulunmamaktadır (Blatz ve ark. 2003).

Yapılan çalışmalarda zirkonyum oksitle güçlendirilmiş seramiklerin mekaniksel özelliklerinin araştırılması ve simanın bağlanma direncinin geliştirilmesi üzerinde durulmuştur (Blatz ve ark. 2003, Kern ve ark. 1998, Derand ve Derand 2000).

Blatz ve arkadaşları (2003), geleneksel asit uygulamalarının zirkonyum oksit seramiklerin siman bağlantı direncinde olumlu etkisinin olmadığını göstermişlerdir. Aynı şekilde Zarone F. Ve arkadaşları (2006) % 40 HF asidi 2 dakika boyunca feldspatik, alüminyum ve zirkonyum oksit seramiklere uyguladıkları bir çalışmada, HF asidin alüminyum ve zirkonyum oksit seramiklerin yüzey yapısında ve pürüzlülüğünde herhangi bir etkiye sahip olmadığını belirtmişlerdir. Fakat Kosmac ve arkadaşları (2000) Y-TZP seramikleri % 4 'lük asidik asit solüsyonunda 16 saat beklettikleri bir



çalışmanın sonucunda önemli miktarda tetragonal zirkonyumun monoklinik zirkonyuma dönüştüğünü bildirmişlerdir.

### **2.3.6 Plazma Sprey**

Plazma; iyonlar, elektronlar ve atomlardan oluşan kısmi bir gazdır. Plazma sprej işlemi, gazın kontrollü ve nitel biçimde iyonize edilmesi için vakum altında gerçekleştirilir. Gazın plazmaya iyonize edilmesi için kilohertz (bir saniyede bin titreşimi olan elektromanyetik dalga boyu ölçüsü birimi) , megahertz veya mikrodalga aralıklarında olan yüksek frekanslı jeneratörler kullanılmaktadır. Bu teknik çeşitli koşullar ve materyaller üzerinde test edilmiştir. Birçok durumda materyallerde kovalent bağlarla açıklanan gelişmiş bağlantı direnci sağlanmıştır. Derand ve arkadaşlarının (2005) zirkonyum oksit seramiklerin farklı tekniklerle yüzey işlemlerinin resin simanın bağlantı direncine etkilerini inceledikleri çalışmalarında plazma sprej uygulanan örneklerde yüksek bağlantı direnci rapor edilmiştir (Derand ve ark. 2005).

### **2.4 Seramik Oksit Alt Yapı ile Üst Yapı Porselenin Bağlantısı**

Seramik oksit alt yapılı restorasyonlarda görülen en sık başarısızlık, üst yapı porseleninin alt yapıdan tamamen ya da tabakalar şeklinde ayrılmasıdır (Shillinburg ve ark. 1981).

Seramikteki düzensiz tabaka kalınlıkları, alt yapıdaki çok ince bölgeler ve yapı hataları istenmeyen çekme gerilimlerine neden olabilmektedir. Alt yapının bitim yüzeyi ve mekanik tutuculuğu, alt yapı ile üst yapı arasında defekt oluşumu, ısıl genleşme katsayısı uyumu, üst yapının hacimsel büzülmesi, akışkanlık ve ıslanabilirlik bağlantı kuvvetini etkilemektedirler. İyi bir bağlantı için alt ve üst yapıların mekanik özellikleri birbirleri ile uyumlu olmalıdır. Kullanılan alt yapı ve üst yapı malzemesinin elastisite modülü restorasyonda oluşacak stresler üzerinde etkili olmaktadır (Liao ve ark. 1997, Bhamra ve ark. 2002, Chu ve ark. 2000). Ara yüzdeki bağlantıya etki eden bu faktörler bilinmesine rağmen alt yapı ile üst yapı arasındaki bağlantı halen net bir şekilde açıklanamamıştır.

Aboushelib ve ark. farklı alt yapı (çekirdek) malzemeleri üzerine fırınlanan üst yapı porselenleri ile çekirdek arasında oluşan bağlantı dirençlerini inceledikleri çalışmalarında; Cercon, Empress ve Vita çekirdek materyallerini değerlendirmişlerdir. Elde ettikleri bulgularda alt yapı ile üst yapı materyali arasındaki bağlantı direncini, alt

yapı materyalinin direncinden çok daha düşük olduğunu bildirmişlerdir (De kler ve ark. 2007, Suarez ve ark. 2004).

Fischer ve ark. (2003) yapmış oldukları çalışmalarında, üst yapı porseleninin ısısız genişleme ve camsı hale geçiş sıcaklığının, zirkonya alt yapı ile üst yapı porseleni arasındaki kesme dayanımına etkisinin olduğunu bildirmişlerdir.

Zirkonyum oksit alt yapının istenilen renkte elde edilmesinde iki yöntem kullanılır.

1. Zirkonyum oksit blok üretimi esnasında farklı renklerde bloklar üretilerek renk alternatifleri oluşturulur.
2. Tek renk blok üretilir (beyaz, opak) ancak; alt yapının renklendirilmesinde renklendirici solüsyonlar kullanılır. Bu renklendirme sonrasında alt yapı sinterleme işlemine tabi tutulur ve sonrasında üst yapı porseleni uygulanır. Renklendirme işleminin zirkonyum oksit alt yapı ile üst yapı porseleni arasındaki bağlantıya etkisini inceleyen kısıtlı sayıda çalışma bulunmaktadır (Fischer ve ark. 2003).

## **2.5 Metal Porselen bağlantısının değerlendirilmesinde kullanılan yöntemler**

### **Mekanik Testler**

Sayısız test yöntemi mevcut olmasına rağmen, metal porselen sisteminin bağlanma dayanıklılığını doğru ölçmek için universal olarak kabul edilmiş bir dizayn yoktur (Hammad ve Talic 1996, Sadeq ve ark 2003). Bağlantı dayanıklılık testleri, uygulanan strese direnci ve rezidüel stresi ölçer (Bagby ve ark 1990, Yılmaz ve Dinçer 1999). Bir metal porselen bağlantı testi, nicel tekrarlanabilir ve uygulaması kolay olmalıdır (Lenz ve ark 1995, Pröbster ve ark 1996).

Güvenilir test dizaynları, minimal deneysel değişkenler ve metal-porselen ara yüzeyinde çok az rezidüel stres olanlardır. Ancak, metal ve porselenin ısısız genişleme katsayıları arasındaki fark nedeniyle ara yüzeyde rezidüel stresler kaçınılmazdır (Hammad ve Talic 1996, Sadeq ve ark 2003).

Metal alt yapı ve porselenlerin elastisite modülüsündeki farklılıklar da test sonuçlarının yorumlanmasını zorlaştırır. Bu problemler farklı metal porselen sistemlerinin doğrudan karşılaştırılmasını imkânsızlaştırır (Chung ve ark 1997).

## **2.6 Metal-porselen bağlantısının değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılan test yöntemleri şunlardır;**

1. 3.nokta eğme testi (Gilbert ve ark 1994, Pang ve ark 1995, Pröbster ve ark 1996, White ve ark 1996, Yılmaz ve Dinçer 1999, Atsü ve Berksun 2000, Yoda ve ark 2001, Garbelini ve ark 2003, Troia Jr ve ark 2003).
2. 4-nokta eğme testi (Derand ve Hero 1992, Derand 1995, Wang ve ark 1998, Wang ve ark 1999).
3. Makaslama testi ( Stannard ve ark 1990, Bondioli ve Bottino 2004).
4. SEM/EDS Si ka x-ray ( Scanning electron microscopy/enerji dispersive x-ray spectroscopy analysis of the characteristic x-ray of silicon) ile kombine edilmiş biaxial fleural, sabit strain testi (Cai ve ark 2001, Sadec ve ark 2003, Lee ve ark 2004).
5. Alternatif kırılma mekanikleri yaklaşımı (Chung ve ark 1997, Suansuwan ve Swain 1999, Suansuwan ve Suwain 2003, Yamada ve ark 2004).

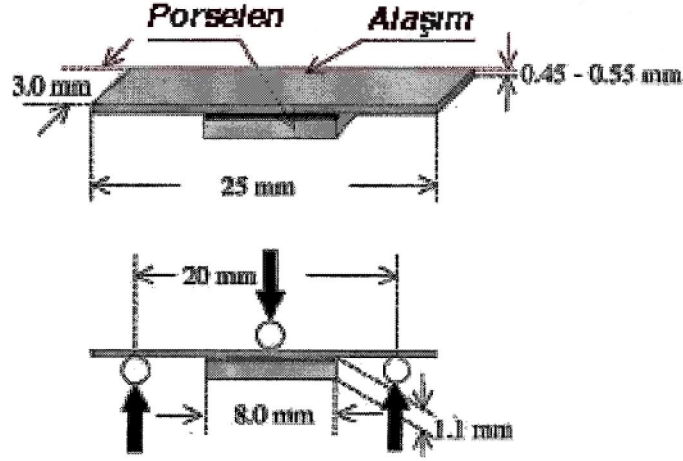
## **2.7 3-Nokta eğme testi:**

Diş Hekimliği materyalleri için sıklıkla kullanılan bir test metodudur (McCabe 1999).

3-Nokta eğme testi örneklerinde stres dağılımı sonlu eleman metotları ile analiz edilmiştir (Lenz ve ark 1995) ve metodun iyi olduğu bildirilmiştir.

Dayanak noktaları arası mesafe 20mm olarak ayarlandıktan sonra örneklerin tam ortasından olacak şekilde kuvvet uygulanır (Şekil 2). Porselenin metalden ayrıldığı andaki kırılma kuvveti değeri hesaplanır (ISO 9693:1999).

Metal porselen bağlantı kuvveti değeri 25 MPa'dan fazla olmalıdır (ISO 9693:1999).



Şekil 2: 3-Nokta eğme testi

## 2.8 SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu)

SEM'de görüntü elektronların enerjisi ile elde edilmektedir. Bu nedenle elektronların enerjilerine bağlı olarak moleküllerin şekillerine kadar ayrıntıyı gözleyebilme imkânı verir. Elektron demetinin çarptığı bölgenin yerel topoğrafisi, bileşimi, kristal yapısı gibi özellikleri belirlenebilir (Jeol News 1980).

Oksidasyon tabakasının morfolojik gözlemleri SEM ve X-ray mikroanaliz ile araştırılabilir. Elemental haritalamaya izin verev ikincil elektron görüntüleme tekniği kullanılarak oksidize alaşım yüzeyine dik oksidasyon tabakasının tabaka yapısının gelişimi gösterilmiştir (Chung ve ark 1997, Suansuwan ve Swain 2003).

İki boyutlu bilgi sağlamasına rağmen, SEM ile yüzeyin iyi görüntüsü, örneğin rölyefi kolayca gösterilemez (Derrie ve Le Menn 1995, Verran ve ark 2003).

SEM'de temel prensip primer bir elektron demeti ile örnek yüzeyinin taranmasıdır. Tarama işleminden önce örneklerin belirli bir protokole göre hazırlanması gerekir. Örnekler kakodilat buffer solüsyonunda % 2,5 gluteraldehit içinde sabitlenir. Daha sonra kontrasyonu gittikçe arttırılan etanol içinde dehidratasyona tabi tutulur ve kimyasal kurutma yapılır. Alüminyum kalıplara oturtulan örnekler altın püskürtme aletiyle ince bir altın tabakası ile kaplanır (Della Bona ve ark 2002, Van Meerbeck ve ark 2003).

Tarama işlemi esnasında primer elektron demeti örnek yüzeyindeki elektronlarla etkileşime girerek bu elektronların etrafa dağılmasına neden olur (Üşümez 2001).

Yüzeyin herhangi bir noktasından yayılan ikincil elektronların algılayıcılar tarafından tespit edilip toplanmasıyla yüzeyin topografisi, yüzey bileşenleri ve yapısı hakkında bilgi sahibi olunabilir (Bancroft ve Stevens 1996).

Algılayıcıya ulaşan elektron sayısı ne kadar fazla ise o bölgenin görüntüsü o kadar parlak, ne kadar az ise bölge görüntüsü karanlık alınır. Bu şekilde örnek yüzeyinin gri tonlarında görüntüsü elde edilir (Watt 1996).

### 3. MATERYAL METOD

Çalışma, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma laboratuvarında, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında, İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Teknoloji Merkezi (IBTAM) SEM laboratuvarında gerçekleştirildi.

Çalışmamızda kumlama, kumlama ile Nd:YAG lazer uygulanmış, CAD/CAM teknolojisi ile elde edilen ve ISO(9693:1999) standartlarına uygun olarak hazırlanan titanyum ve sinterize edilmiş zirkonyum örnekler üzerine, kompozit içerikli bir düşük ısı porseleni olan Estenia materyalinin uygulanması, porselen-metal bağlantı dayanımının 3-nokta eğme testi ile değerlendirilmesi ve karşılaştırılması olarak incelenmesi amaçlanmıştır.

Kumlama, kumlama + Nd:YAG lazer ile pürüzlendirilmiş örneklerin topoğrafik incelenmesi taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile yapılmıştır.

#### 3.1 Metal porselen bağlantı dayanıklılığının belirlenmesi

Metal porselen bağlantı dayanıklılığının belirlenebilmesi için CAD/CAM teknolojisi ile hazırlanan toplam 48 adet örnek iki farklı yüzey işleme yöntemi kullanılarak işlenmiştir (Resim 4,5). Örnekler üzerine Estenia düşük ısı porseleni uygulanmıştır. Zirkonyum ve Titanyum örnekler için kumlanmış gruplar kontrol grubu olarak belirlenmiştir.

#### 3.2 Metal alt yapının hazırlanması

ISO 1996:1993 standartlarına göre 3-nokta eğme testi için;  $(25\pm 1)\times(3\pm 0,1)\times(0,5\pm 0,01)\text{mm}^3$  boyutlarında titanyum ve zirkonyum örnekler hazırlandı. Çalışmamızda Alliance Ring Zirkonyum (Noritake, Japonya) bloklardan elde edilen örnekler %25 sinterizasyon hacim kaybı göz önünde bulundurularak (Resim 7), titanyum örnekler (Cupra TI-5, Almanya) ise istenilen boyutlarda örnek tabloda belirtildiği gibi CAD/CAM cihazında hazırlandı (Resim 6).

Örnek Türü	Ti- Kumlama	Ti- (Kumlama+Lazer)	Zr- Kumlama	Zr- (Kumlama+Lazer)
Örnek Sayısı	12	12	12	12



**Resim 4:** Titanyum ve Zirkonyum metal alt yapıların hazırlandığı CAD/CAM cihazı



**Resim 5:** Zirkonyum metal altyapı örneklerinin CAD/CAM ile hazırlanışı



**Resim 6:** Titanyum metal altyapı örnekleri için kullanılan Copra Ti-5 blok



**Resim 7:** Zirkonyum metal alt yapı örnekleri için kullanılan Noritake Alliance-Ring blok

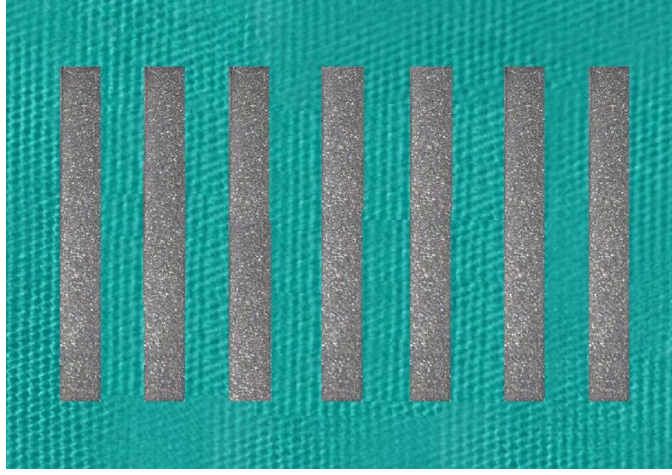
### 3.3 Örneklerin Kumlanması

Çalışmada titanyum ve zirkonyum örnekler için Estenia materyali uygulandı. Estenia porseleni uygulanacak örneklerden kumlama, kumlama ile lazer gurubuna ait örnekler firma önerilerine uyularak 125 µm büyüklüğünde alüminyum oksit( $Al_2O_3$ ) ile 4 bar basınç altında 45° açıyla 10mm mesafeden 20 sn süre ile kumlandı Resim 8). (Anusavice ve ark. 2010).



**Resim 8:** Mikrotek kumlama cihazı





**Resim 9:** Kumlama uygulanan Titanyum örnekler

### **3.4 Örneklere Nd:YAG lazer uygulaması**

Çalışmamızda kumlama+lazer grubuna ait Titanyum ve Zirkonyum gruplarına ait 12'şer adet örneklerin yüzeylerine Nd:YAG lazer (Smarty A-10 Deka-Lazer Floransa, İtalya) uygulandı (Resim 10). 1064  $\mu\text{m}$  boyuna sahip lazer enerjisi 300mm çapındaki optik fiber aracılığı ile atımlı modda 20sn süresince uygulandı. Lazer enerjisi uygulanırken optik fiber uç örneklere temas ettirildi.

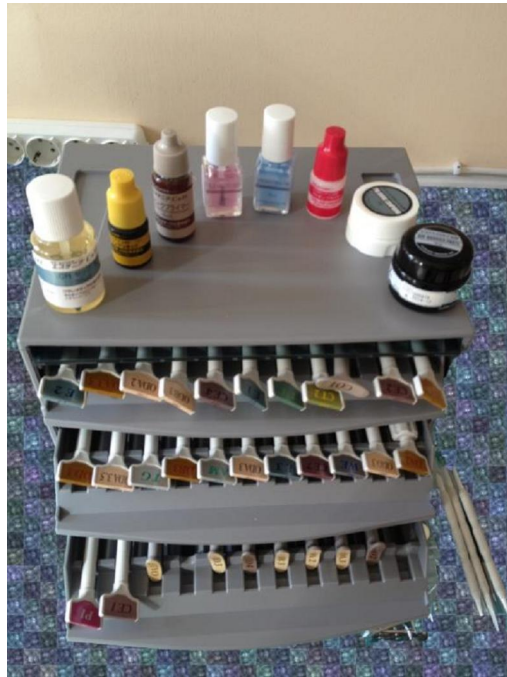
Atım enerjisi 100 mj, tekrarlanma hızı 10 Hz, çıkış gücü 1 W ve atım süresi 300 mikrosaniye olarak ayarlandı. 238,08  $\text{J}/\text{cm}^2$  enerji yoğunluğu uygulandı. Lazer uygulaması sırasında hava soğutması kullanıldı.



**Resim 10:** Smarty Deka-lazer Floransa, İtalya

### 3.5 Örneklere porselenin uygulanması

Yüzey pürüzlendirme işlemleri tamamlanan Ti-kumlama, Ti-(kumlama+lazer), Zr-Kumlama, Zr-(Kumlama+lazer) olmak üzere 4 gruba Estenia (Kuraray Medical Inc, Japonya ) düşük ısı porseleni uygulama işlemine geçildi (Resim 11).



**Resim 11:** Estenia Standart Kit

Hazırlanan ve yüzey şartlandırmaları tamamlanan metal altyapı örnekleri üzerine üretici firmanın talimatlarına uygun şekilde opak primer uygulaması ve takiben opak rezinin yüzey uygulaması yapıldı (Tablo 4).

**Tablo 4:** Ligth Curing-300 polmerizasyon süreleri

<b>Ligth curing unit</b>	<b>EG Fiber</b>	<b>EG Flow</b>	<b>Opaque</b>	<b>Body-Preliminary Polymerization</b>	<b>Body-Final Polymerization</b>
<b>Light Curing-300 (TOESCO)</b>	270	90	180	30(270)	270(270)

### 3.6 Heat curing uygulaması

100°C-110°C/212°F-230°F 15 dakika süre ile tüm örneklere uygulandı.[Heat curing unit: Heat Curing-110 (TOESCO, Japonya)]



**Resim 12:** Opaker uygulanmış çalışma grupları

Opaker uygulamasını takiben üretici firmanın talimatlarına uygun olarak estenia üst yapı materyali uygulanmasına geçilmiştir.

Dentin uygulamasının standart hale getirilebilmesi için 8mm uzunluğu, 3mm genişliği ve 1,1mm derinliği olan uygulama apareyi CrCoNi alaşımlarından hazırlandı (Resim 13).



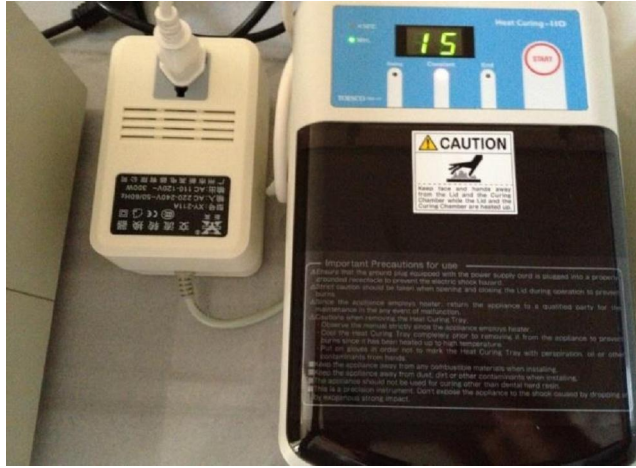
**Resim 13:** Estenia uygulamasında yararlanılan kalıp

Hazırlanan ve içerisindeki oluğa uygun pozisyonda yerleştirilen metal alt yapının üzerine gelecek şekilde kalıbın kısıtladığı ve istenilen boyutlara uygun alan içerisine porselen dentin uygulaması yapıldı. Dentin uygulanan rnekler Light Curing-300 (TOESCO, Japonya) cihazında 270 sn süre ile polimerize edildi (Resim 14).



**Resim 14:** Light Curing-300 Cihazı (TOESCO, Japonya)

Light Curing polimerizasyonunu takiben final polimerizasyon için örnekler Heat-Curing-110 cihazında 15 dk süre ile 100-110 °C sıcaklığında fırınılandı (Resim 15).



**Resim 15:** Heat Curing-110 Cihazı (TOESCO, Japonya)



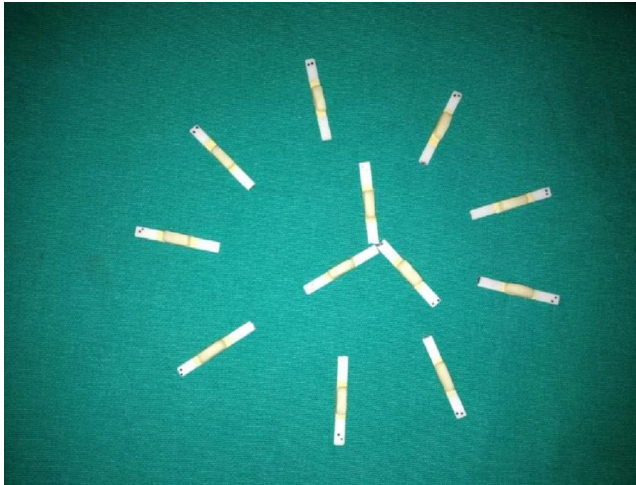
**Resim 16:** Fırınlama işlemleri tamamlanmış Ti-Kumlama grubu örnekleri



**Resim 17:** Fırınlama işlemleri tamamlanmış Ti-(Kumlama+Lazer) grubu örnekleri



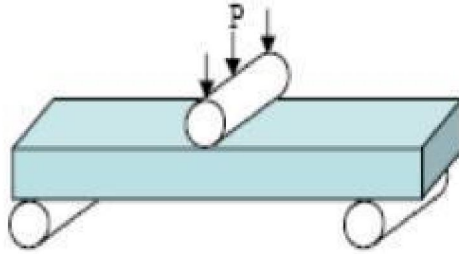
**Resim 18:** Fırınlama işlemleri tamamlanmış Zr-(Kumlama+Lazer) grubu örnekleri



**Resim 19:** Fırınlama işlemleri tamamlanmış Zr-(Kumlama+Lazer) grubu örnekleri

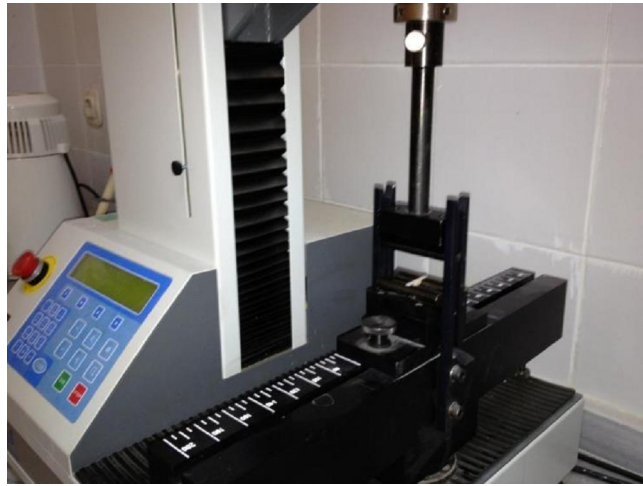
### 3.7 3-Nokta eğme testinin uygulanması

Porselen fırınlama işlemleri tamamlanan örneklere metal-porselen bağlantı dayanıklılığının tespiti için 3-nokta eğme testi uygulandı. 3-nokta eğme testi hızı 0.5 mm/dk olan universal test cihazında basma-koparma-çekme test cihazı (Lloyd Universal,UK) özel olarak hazırlanan yükleme düzeneği kullanılarak gerçekleştirildi.



**Tablo 5:** 3-Nokta Eğme Testi

ISO-9693:1999'da ve DIN 13927'de belirtildiği gibi dayanak noktaları arası mesafe 20 mm olacak şekilde ayarlandıktan sonra deney örneklerinin tam ortasından olmak üzere 0.5 mm/dakika itme hızı ile kuvvet uygulandı (Resim 20).



**Resim 20:** 3-nokta eğme testi uygulama cihazı (Lloyd Universal,UK)

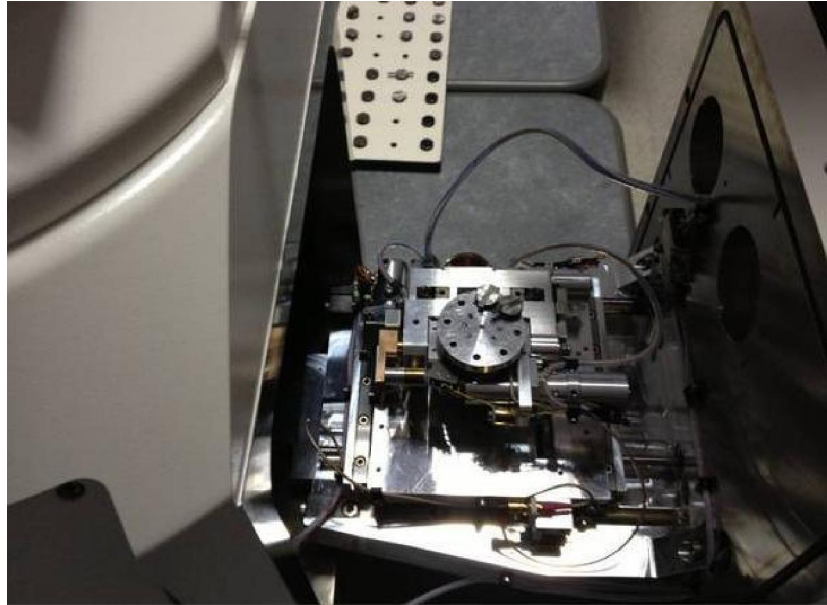
### 3.8 Sem Değerlendirilmesi

Metal yüzeyin incelenmesi

Kumlama ve kumlama ile Nd:YAG lazer olmak üzere iki metot ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeylerini karşılaştırmak amacıyla, örneklerden EVO 40 SEM cihazı (Carl-Zeiss, Almanya) ile görüntüler alındı (Resim 21,22). Titanyum gruplar için 2, zirkonyum gruplar için 2 örnek hazırlandı. SEM ile her örnek yüzeyinden 20 Kv, 1000 ile 5000 büyütmede yüzey görüntüleri alındı.



**Resim 21:** Evo 40 SEM Cihazı (Carl-Zeiss, Almanya)



**Resim 22:** SEM Cihazına örneklerin yerleştirilmesi



### İstatistiksel yöntem:

Çalışmamızın verileri SPSS ( Ver:14.0 ) programına yüklenerek verilerin değerlendirilmesinde Man Whitney U testi kullanıldı ve yanılma düzeyi 0,05 olarak alındı.

Zirkonyum, kuşlama ile kuşlama+lazer grupları için bağlantı değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.

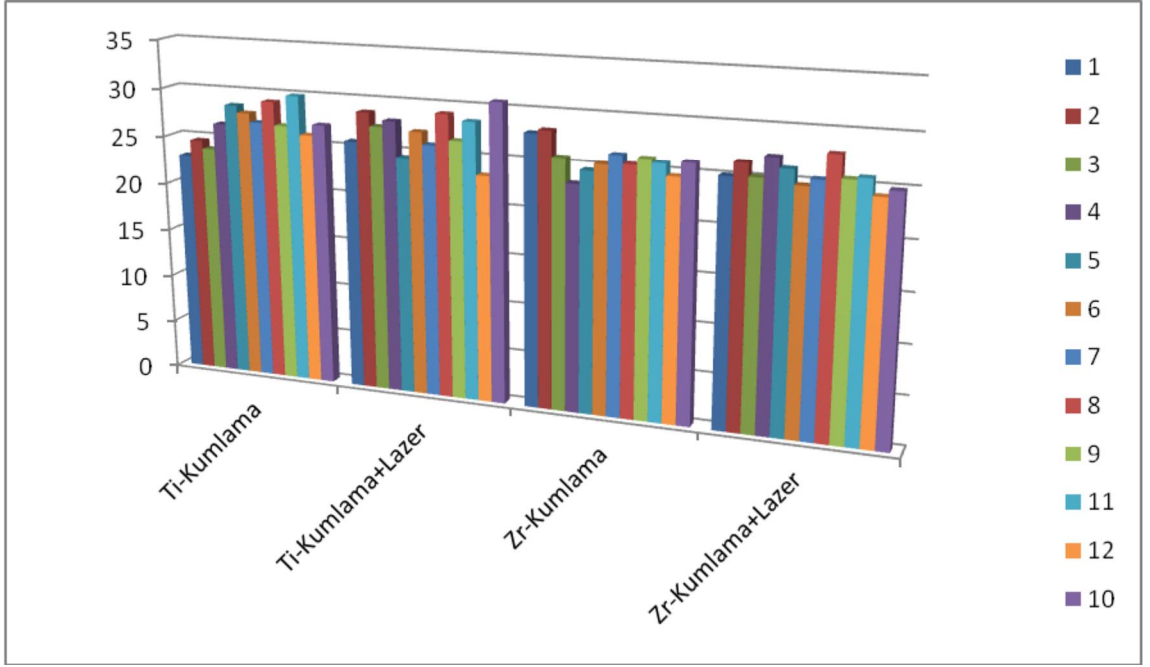
Titanyum, kuşlama ile kuşlama+lazer grupları için bağlantı değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.

Zirkonyum ile Titanyum kuşlama grupları için bağlantı değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.

Zirkonyum ile Titanyum kuşlama+lazer grupları için bağlantı değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu.

**Tablo 6:** Titanyum ve zirkonyum metal altyapı örneklerinin bağlantı dayanım değerleri

Örnek No	KUŞLAMA GRUBU- TİTANYUM (N/mm <sup>2</sup> )	KUŞLAMA+LAZER GRUBU – TİTANYUM (N/mm <sup>2</sup> )	KUŞLAMA GRUBU- ZİRKONYUM (N/mm <sup>2</sup> )	KUŞLAMA +LAZER GRUBU-ZİRKONYUM (N/mm <sup>2</sup> )
1	22,95	25,71	27,84	25,08
2	24,62	28,76	28,21	26,49
3	23,83	27,4	25,64	25,16
4	26,5	28,05	23,19	27,20
5	28,53	24,44	24,59	26,19
6	27,83	27,16	25,33	24,70
7	26,93	25,94	26,30	25,39
8	29,14	29,12	25,51	27,89
9	26,79	26,55	26,15	25,63
10	27,12	30,63	26,10	24,9
11	29,90	28,54	25,85	25,86
12	26,01	23,25	24,65	24,23



**Tablo 7:** Titanyum ve zirkonyum metal altyapı örneklerinin bağlantı dayanım değerleri

#### 4. BULGULAR

Zirkonyum çalışma grubu örneklerinin bağlantı değerlerinin kendi içerisinde istatistiksel olarak karşılaştırılması sonucu kumlama ile kumlama+lazer gruplarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (Tablo 8).

**Tablo 8:** Zr-(Kumlama) ve Zr-(Kumlama+Lazer) gruplarının bağlantı dayanım değer sonuçlarının istatistiksel olarak karşılaştırılması

Gruplar	X ± S	X ± S	SONUÇ
	Kumlama	Kumlama+Lazer	
Zirkonyum	25,78 ± 1,36	25,72 ± 1,06	P=0,862 P >0,05

Titanyum çalışma grubu örneklerinin bağlantı değerlerinin kendi içerisinde istatistiksel olarak karşılaştırılması sonucu kumlama ile kumlama+lazer gruplarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (Tablo 9).

**Tablo 9:** Ti-(Kumlama) ve Ti-(Kumlama+Lazer) gruplarının bağlantı dayanım değer sonuçlarının istatistiksel olarak karşılaştırılması

Gruplar	X ± S	X ± S	SONUÇ
	Kumlama	Kumlama+Lazer	
Titanyum	26,67 ± 2,09	27,19 ± 2,08	P=0,603 P >0,05

Zirkonyum ve Titanyum çalışma gruplarının kumlama ile kumlama+lazer örneklerinin bağlantı dayanım değerlerinin gruplar arası karşılaştırılması sonucunda, kumlama grupları bağlantı dayanımı test sonuçları istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmazken, kumlama+lazer gruplarının bağlantı dayanımı test sonuçları istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturdu (Tablo 10).

**Tablo 10:** Ti-(Kumlama)/Zr-(Kumlama) ve Ti-(Kumlama+Lazer)/Zr-(Kumlama+Lazer) gruplarının bağlantı dayanımı test sonuçlarının istatistiksel olarak karşılaştırılması

Gruplar	X ± S	X ± S
	Kumlama	Kumlama+Lazer
Zirkonyum	25,78 ± 1,36	25,72 ± 1,06
Titanyum	26,67 ± 2,09	27,19 ± 2,08
Sonuç	P=0,166 P>0,05	P =0,043 P <0,05

## 5. TARTIŞMA

Seromer yapıdaki materyallerin estetik ve mekanik özelliklerinden dolayı protetik ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı giderek artmaktadır. Diş hekimliğinde rutin klinik pratiğinde seromerlerin kullanımı; inley ve onleyler gibi indirekt restorasyonlarda kompozitlere veya seramiklere, altyapı materyali olarak metalin kontrendike olduğu olgularda fiberle güçlendirilmiş alt yapı ile birlikte kullanılarak, veneer materyali olarak seramik kullanımının kontrendike olduğu olgularda alternatif olarak düşünülebilir.

Bu materyallerle ilgili uzun dönemli kullanımı bildiren klinik çalışmalar halen kısıtlıdır. Yeni endikasyon veya kontrendikasyon alanlarının belirlenebileceği, materyalin çeşitli özelliklerinin geliştirilmesine yönelik yol gösterebilecek uygulamaların ve bilimsel araştırmaların gerçekleştirilmesi önerilmektedir.

Materyallerin doğasında varolan özellikler, diş hekimliğinde kullanım alanlarında seçimlerini etkileyecektir. İstenen tüm özelliklere sahip ideal bir restoratif materyal olmadığından bunların kombine olarak kullanılması daha fazla tercih edilmektedir (Philips 1984).

İmplant diş hekimliğinde temel materyal olduğu düşünülen titanyumun kullanımı hızla artmaktadır. Düşük maliyet, düşük yoğunluk, sert ve ekstra sert altın alaşımlara benzeyen mekanik özellikler, yüksek korozyon direnci ve olağanüstü biyouyumluluğu gibi özellikleri ile saf titanyum sabit ve hareketli protez yapımında kullanılan baz metal alaşımlarına karşı cazip bir alternatiftir (O'Brien 1997). Ancak, prostodontik uygulamalarda titanyum ve alaşımlarının rutin olarak kullanılabilmesi için çözülmesi gereken birçok problem vardır (Troia Jr ve ark 2003).

Estetik ve biyolojik uyum açısından mükemmel özelliklere sahip olan porselen kırılabilirliğinin, metalin üstün fiziksel özellikleri ile tolere edilmesi neticesinde günümüzde metal destekli porselen restorasyonlar başarılı bir şekilde kullanılabilir hale gelmiştir (McLean ve ark. 1965).

Korozyon direnci, mükemmel biyolojik uyumu, yüksek direnci, düşük yoğunluğu ve altın alaşımları ile kıyaslandığında düşük olan maliyeti nedeni ile implant materyali olarak uzun yıllardan beri güvenle kullanılan titanyum bu özellikleri ile kron-köprü materyali olarak da kullanılmaktadır (Derand ve ark. 1992, Hautaniemi ve ark. 1992).

Düşük fırınlama ısıları ve düşük termal genişleme katsayıları ile yeni nesil düşük ısı porselenleri öncelikle titanyum ile kullanım için geliştirilmişlerdir. Düşük ısı porselenlerinin titanyum-veneering materyali olarak kullanılabilmesi için başlıca iki özelliğe sahip olması gereklidir. Birinci özellik; termal genişleme katsayılarının  $8 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ 'ye yakın olması gerekmektedir. Porselenin termal genişleme katsayısının metalinkinden bir miktar düşük olması tercih edilir. İkinci olarak porselen  $800^{\circ}\text{C}$ 'nin altında fırınlanabilmelidir, çünkü  $800^{\circ}\text{C}$ 'nin üstünde titanyum okside olmaktadır. Titanyumun konvansiyonel yüksek ısı porselenleri ile birlikte kullanımındaki en büyük zorluklar  $800^{\circ}\text{C}$ 'nin üzerindeki sıcaklıklarda titanyum yüzeyinde yüksek kimyasal reaktivitesinden kaynaklanan, oksit tabakasının oluşumu ve titanyumun düşük termal genişleme katsayısına sahip olmasıdır (Hautaniemi ve ark. 1991-1992 ).

Bu gelişmelerin ardından, araştırmacılar öncelikle titanyum ile kombine kullanım için geliştirilmiş olan yeni nesil düşük ısı porselenlerinin konvansiyonel porselenlere nazaran karşıt dişte daha az aşınmaya sebep olması ve daha kolay parlatılabilmesi gibi üstün özelliklerinden dolayı temel metal alaşımları ile de kombine kullanılabilen düşük ısı porselenleri üretmişlerdir. Günümüzde konvansiyonel porselenlerin metal alaşımları ile olan bağlantısı ve titanyumun düşük ısı porselenleri ile olan bağlantısı konusunda bilinmeyen nokta neredeyse kalmamıştır; ancak yeni nesil düşük ısı porselenleri ve temel metal alaşımları arasındaki bağlantı direnci ve özellikleri konusu hala tam olarak açıklığa kavuşmamıştır. Bu nedenlerden dolayı bizde çalışmamızda bu konuyu incelemeyi uygun gördük.

Çalışmamızın amacı zirkonyum ve titanyum içerikli iki farklı alt yapı melzemesi üzerine uygulanan Estenia düşük ısı porseleninin 3-nokta eğme değerlerini karşılaştırmak ve yüzey şartlandırmalarının etkilerini incelemektir.

3-Nokta eğme testi örneklerinde stres dağılımı sonlu eleman metotları ile analiz edilmiştir (Lenz ve ark 1995) ve metodun iyi olduğu bildirilmiştir. Bu metot alaşım ve seramiğin elastisite modülüsünün bir fonksiyonu olarak metal-porselen ara yüzeyindeki ortalama makaslama bağlantı dayanıklılığını hesaplar. Metot, metal alt yapı ve seramiğin boyutlarını da hesaba katar ( Pröbster ve ark 1996).

Mevcut literatürler incelendiğinde, metal destekli porselen restorasyonlarda, metal alt yapı olarak titanyumun kullanılması amacı ile yapılan çalışmaların bir çoğunun metal-porselen bağlantısı üzerine yoğunlaştığı görülmektedir (Kimura ve ark. 1990, Derand ve ark. 1992, Hautaniemi ve ark. 1992, Gilbert ve ark. 1994, Boenineg ve ark. 1992, Hegehbarth 1984, Pang ve ark. 1995). Araştırmamızda temel metal alaşımı-geleneksel feldspatik porselen ile, düşük ısı porseleni-titanyum alaşımı, temel metal alaşımı ya da altın alaşımı kombinasyonlarının bağlantı dirençlerinin; bağlantı dayanıklılık testlerinden biri olan 3-nokta eğme testi ile karşılaştırılması yapılmıştır.

Seramik oksit alt yapılı restorasyonlarda görülen en sık başarısızlık, üst yapı porseleninin alt yapıdan tamamen ya da tabakalar şeklinde ayrılmasıdır (Sailer ve ark. 2006).

Seramikteki düzensiz tabaka kalınlıkları, alt yapıdaki çok ince bölgeler ve yapı hataları istenmeyen çekme gerilimlerine neden olabilmektedir. Alt yapının bitim yüzeyi ve mekanik tutuculuğu, alt yapı ile üst yapı arasında defekt oluşumu, ısıl genleşme katsayısı uyumu, üst yapının hacimsel büzülmesi, akışkanlık ve ıslanabilirlik bağlantı kuvvetini etkilemektedirler. İyi bir bağlantı için alt ve üst yapıların mekanik özellikleri birbirleri ile uyumlu olmalıdır. Kullanılan alt yapı ve üst yapı malzemesinin elastisite modülü restorasyonda oluşacak stresler üzerinde etkili olmaktadır (Sundh ve ark. 2004, Al-Shehri ve ark. 1996, Taskonak ve ark. 2005). Ara yüzdeki bağlantıya etki eden bu faktörler bilinmesine rağmen alt yapı ile üst yapı arasındaki bağlantı halen net bir şekilde açıklanamamıştır.

Farklı alt yapı (çekirdek) malzemeleri üzerine fırınlanan üst yapı porselenleri ile çekirdek arasında oluşan bağlantı dirençlerinin incelendiği çalışmalarda; Cercon, Empress ve Vita çekirdek materyalleri değerlendirilmiştir. Elde edilen bulgularda alt yapı ile üst yapı materyali arasındaki bağlantı direncinin, alt yapı materyalinin direncinden çok daha düşük olduğu bildirilmiştir (Aboushelib ve ark. 2005,2006).

Fischer ve ark. (2009) yapmış oldukları çalışmalarında, üst yapı porseleninin ısıl genleşme ve camsı hale geçiş sıcaklığının, zirkonya alt yapı ile üst yapı porseleni arasındaki kesme dayanımına etkisinin olduğunu bildirmişlerdir.

Aboushelib ve ark.(2008) yapmış oldukları çalışmalarında yüzey pürüzlendirme işlemlerinin, kullanılan alt yapı malzemesine göre bağlanma dayanımında farklılık gösterdiğini belirtmişlerdir.

Yılmaz ve Dinçer (1999)'nin yaptıkları bir çalışmada Titanyum alaşımı-Vita titan porselen ve Ni-Cr alaşımı/Vita VMK 68 porseleninin, metal-porselen bağlantı dirençleri DIN 13927'ye göre yapılmış 3-nokta eğme testi yardımı ile karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda Ni-Cr alaşımı/porselen bağlantı direnci ortalama 46.6 N/mm<sup>2</sup>, titanyum-porselenin bağlantı direnci ortalama 37.1 N/mm<sup>2</sup> bulunmuştur. Sonuç olarak her iki grup da standartların üzerinde bir bağlantı direnci sergilemişlerdir. Ayrıca Ni-Cr alaşımı/porselen bağlantı direnci, titanyum-porselenin bağlantı direncinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Bizim çalışmamızda da titanyum-porselen bağlantı dirençleri benzer sonuçlar oluşturmuştur.

Pang ve ark. (1995) yapmış oldukları bir çalışmada Pd-Cu alaşımı/Vita VMK 68 porselenin bağlantı direnci ile Titanyum alaşımı-Procera ve Titanyum alaşımı-Duceratin'in bağlantı dirençleri 3-nokta eğme testi yardımı ile karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda Pd-Cu alaşımı/Vita VMK 68 porseleninin bağlantı direnci, Titanyum alaşımı/Duceratin ve Titanyum alaşımı/Procera'nın direncinden istatistiksel olarak anlamlı derecede oldukça yüksek bulunmuştur. Ayrıca her iki titanyum-porselen grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Aschl ve ark. (1998) düşük ısı porselenlerinin döküm titanyum alaşımına olan bağlantı direncini tespit etmek amacıyla yapmış oldukları çalışmada bizim çalışmamıza benzer şekilde metal alt yapı olarak 25mm x 3mm x 0,5 mm boyutlarında dökülmüş olan titanyum barlar kullanmışlardır. Titanyum üzerine porselen uygulamadan önce metal örnekler 7 sn süreyle 50µm ya da 125µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlanmış ya da Rocatec isimli bir yüzey şartlandırıcı uygulanmıştır. Metal alt yapılar bu şekilde hazırlandıktan sonra barların merkez 8mm'lik kısmına üç farklı düşük ısı porseleni fırınlanmıştır; Vita, Detrey/Tibond ve Ducera/ Duceratin. Daha sonra örneklerin bağlantı dirençleri 3-nokta eğme testi yardımı ile karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda Rocatec ile silicoating yapılmış olan örneklerin en yüksek bağlantı direncini sergiledikleri tespit edilmiş ve kullanımı önerilmiştir.

Baez ve ark. (1997) düşük ısı porselenlerinin dirençlerini üç ayrı test yöntemi kullanarak karşılaştırmışlardır. Çalışmada kullanılan düşük ısı porselenleri Duceram



LFC/Ducera, Duceragold/Ducera; kullanılan test metodları ise 3-nokta eğme testi, 4-nokta eğme testi ve brittle ring testidir. Çalışma sonucunda düşük ısı porselenlerinin kontrol grubu olarak kullanılan konvansiyonel porcelene çok yakın direnç sergilediği tespit edilmiş ve klinik kullanım açısından önerilmiştir.

Mutawa ve ark. (2000) yaptıkları bir araştırmada farklı yapıştırma (bonding) ajanları, yüzey pürüzlendirmeleri ve asit uygulamalarının altın alaşımlarla kullanılan ultra düşük ısı porselenlerinin (850°C'nin altında fırınlanan porselenleri ultra düşük ısı porselenleri olarak adlandırmışlardır) bağlantı direnci ve renkleri üzerine etkisini incelemişlerdir. Bağlantı direncinin değerlendirilmesi için bizimde çalışmamızda kullandığımız gibi DIN 13927 no'lu standart referans alınarak 3-nokta eğme testi kullanılmıştır. Araştırmacılar Golden-gate sistemi (Duceragold porselen-Degunorm Tip IV altın alaşımı) ile Vita VMK 68-Degudent Universal alaşımı kombinasyonları karşılaştırılmıştır. Araştırmanın sonucunda bonding ajan kullanılmayan örneklerde dahil olmak üzere tüm örnekler standartlara uygun bağlantı direnci sergilediği, pürüzlendirilmiş yüzeylerin düzgün yüzeylere göre bağlantı direncini arttırdığı ve porselen uygulamasından önce metal yüzeyinin asitle dağlanması bağlantı direncini arttırdığı belirtilmiştir. Renk açısından ultra düşük ısı porseleninin konvansiyonel porcelene oranla daha iyi bir renk üretimi sergilediği belirtilmiştir, ayrıca yüzey pürüzlendirilmesi ve asitle dağlamanın renk üzerine minimal düzeyde etki ettiği belirtilmiştir.

Diş hekimliğinde titanyum kullanımına engel olan etken, dökümünü zorlaştıran ve potansiyel olarak tehlikeli yapan yüksek erime sıcaklığı ve oksijene yüksek reaktivitesidir (Mueller ve ark 1990, King ve ark 1994). Titanyumun dökümü yapılabilir, fakat döküm özel makineler ve metalin oksidasyonunu önlemek için gaz koruması gerektirir, bu yüzden spark erozyon ve CAD/CAM gibi alternatif metotlar kullanılmaktadır (Jaffee ve Promisel 1970, Kimura ve ark 1990, King ve ark 1994, Wang ve Fenton 1996, Atsü ve Berksun 2000).

Titanyum porselen bağlantısını etkileyeceği düşünülen iki önemli faktör porselenin fırınlama sıcaklığı ve titanyum-porselen ısıl genleşme katsayılarındaki uyumsuzluktur. 800 °C'nin üzerindeki sıcaklıklarda titanyumun yüzeyinde, oldukça zayıf bağlanan ve kalınlaşan bir oksidasyon tabakası oluşur (O'brien 1997, Könönen ve Kivilahti 2001). Genleşme katsayıları arasındaki fark  $1 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ 'den düşük olduğunda

metal-porselen sisteminin uyumluluğundan bahsedilebilir (Nielsen ve Tuccilo 1972, Fairhurst ve ark 1980, Yılmaz ve Dinçer 1999).

Gilbert ve ark (1994) çalışmalarında bonding uygulanmış ve uygulanmamış machining titanyuma düşük ısı porselenin bağlantı dayanıklılığını yüksek palladyum konvansiyonel porselen ile karşılaştırmışlardır. Literatürden farklı olarak, bağlantı dayanıklılıkları sırasıyla 300, 275 ve 257 MPa olarak bulunmuştur.

Pröbster ve ark (1996)'nın çalışmasında titanyum-porselen örneklerin bağlantı dayanıklılığının Ni-Cr-porselen örneklerinin dayanıklılığının %38'inden %52'sine değiştiği bildirilmiştir.

Atsü ve Berksun (2000) titanyum-porselen örneklerin bağlantı dayanıklılığının NiCr-porselen örneklerin dayanıklılığının %33'ünden %60'ına değiştiğini bildirmişlerdir.

Troia Jr ve ark (2003)'nın çalışmasında saf titanyum ve Ti6Al4V'a bağlanan Vita Titankeramik porseleninin bağlantı dayanıklılığı PdAg-konvansiyonel porselen grubunun bağlantı dayanıklılığının %52'si - %55'i arasında değişmektedir.

Klinik olarak güvenli bir şekilde kullanılacak restorasyonlar için materyaller ve teknikler ayrıntılı bir şekilde laboratuvar testleri ile değerlendirilmelidir (Sadeq ve ark 2003). Metal-porselen bağlantı direncinin tespiti için çalışmamızda 3-nokta eğme testi kullanılmıştır. Farklı elastisite modülün sahip materyallerin bağlantı değerlerinin kıyaslanabilmesi, test örneklerindeki stres dağılımının sonlu elemanlar kuvvet analiz yöntemi ile incelenerek metodun iyi bir şekilde anlaşılmış olması ve eğilmenin sabit restorasyonlarda bağlantıda görülen gerilim tiplerinden biri olması bu test metodunun avantajlarıdır (Lenz ve ark 1995, Lenz ve Kessel 1998, Pröbster ve ark 1996, O'brien 1997, ISO 9693:1999, Lang ve ark. 2001).

Aynı test metodu kullanılarak yapılan diğer araştırmalarla (Gilbert ve ark. 1994, Pang ve ark. 1995, Pröbster ve ark 1996, Whit ve ark. 1996, Yılmaz ve Dinçer 1999, Atsü ve Berksun 2000, Lang ve ark. 2001, Yoda ve ark. 2001, Garbelini ve ark. 2003, Troia Jr ve ark. 2003) karşılaştırma imkânı vermesi, Alman standardı tarafından kabul edilmiş olması (ISO 9693:1999) da çalışmamızda metal-porselen bağlantı dayanıklılığının tespiti için 3-nokta eğme testini tercih etmemizin nedeni olmuştur.

3-nokta eğme testi, metallerin elastisite modülleri ve metal-porselen ara yüzeyinde oluşan makaslama kuvvetleri göz önüne alınarak metal-porselen bağlantı dayanıklılığının tespit edildiği Alman standartlarına uygun olarak yapılmıştır (ISO 9693:1999).

Çalışmamızda, 3-nokta eğme testi sonuçları, kontrol grubunun bağlantı dayanıklılığının, grup içi değerlendirmede titanyum-porselen ve zirkonyum-porselen sistemlerinin bağlantı değerlerinin benzer olduğunu fakat kumlama+lazer gruplarında titanyum örnekleri ile zirkonyum örnekleri arasındaki bağlantı değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturduğu görülmüştür.

Nd:YAG lazer sistemi diş hekimliğinde hem sert hem de yumuşak dokularda kullanılmak üzere üretilmektedir (Turkmen ve ark. 2006, Stabholz ve ark. 2003).

Lazerin protetik dişhekimliğinde kullanımı ile ilgili araştırmalar devam etmektedir. Kim ve Cho yaptıkları çalışmada titanyum ile seramik ara yüzeyinde bağlantı direncini incelemişler ve Nd:YAG lazerle pürüzlendirmenin, asitle pürüzlendirme işlemine göre bağlantıyı daha fazla arttırdığını ve kumlama ve lazerle pürüzlendirme arasında bir fark olmadığını bildirmişlerdir (Kim ve ark. 2009).

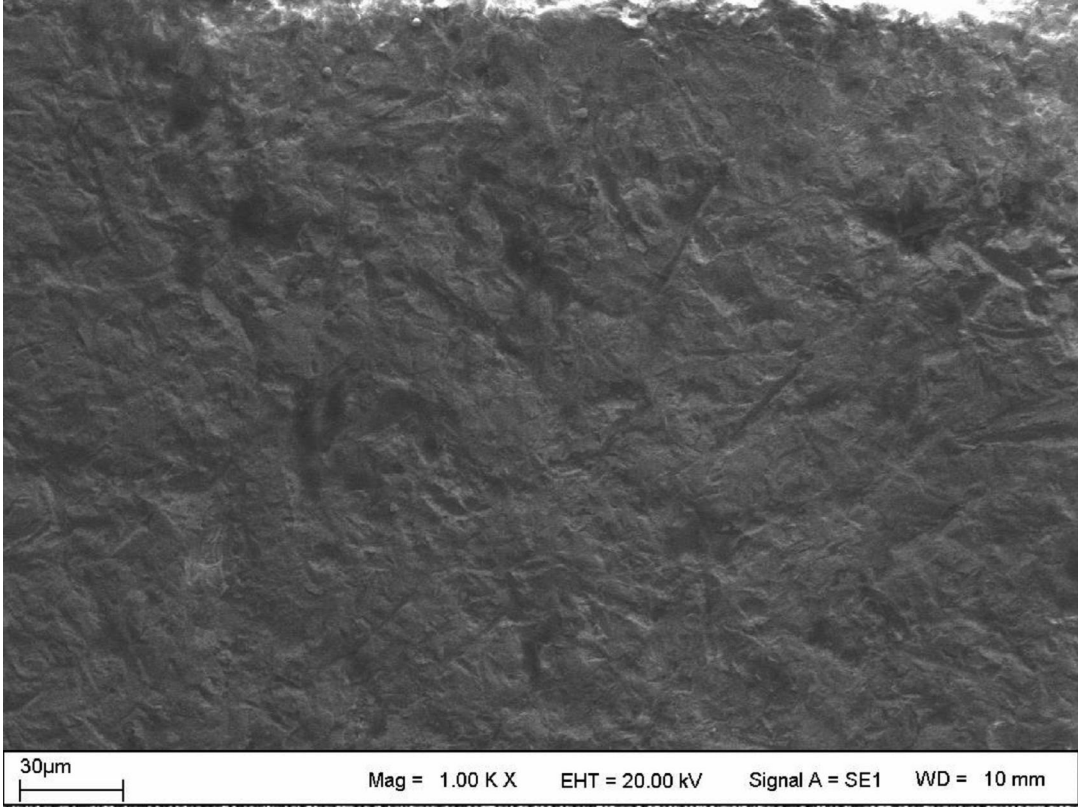
Çalışmamızda titanyum ve zirkonyum örneklerin bağlantı dayanıklılığı kontrol ve lazer grupları için anlamlı bir fark oluşturmamıştır.

Yüzey analiz tekniklerinden olan tarama elektron mikroskopisi ile bu çalışmada uygulanan farklı yüzey pürüzlendirme işlemlerinin etkisinin incelenmesi mümkündür.

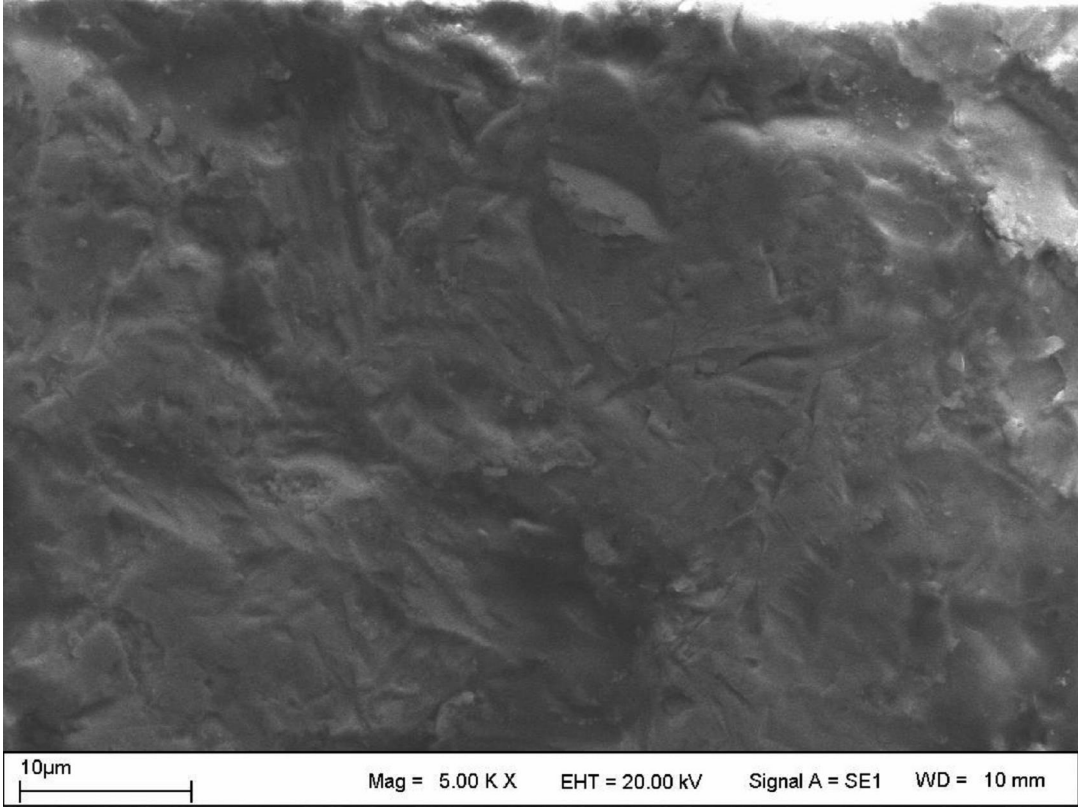
SEM görüntülerinin elde edilmesi ile 125µm çapında Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlanmış ve lazer uygulanmış örnekler incelendi.

Görüntü iletimini sağlayan ışık yollarını merceklerle değiştirerek daha küçük ayrıntıların görülmesini sağlayan aygıtlar geliştirilmiştir. Ayırım gücü, odak derinliği ve de görüntü ile analizi birleştirme özelliğinden dolayı tarama elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscope-SEM) araştırmalarda kullanılır (Yöndem 2006).

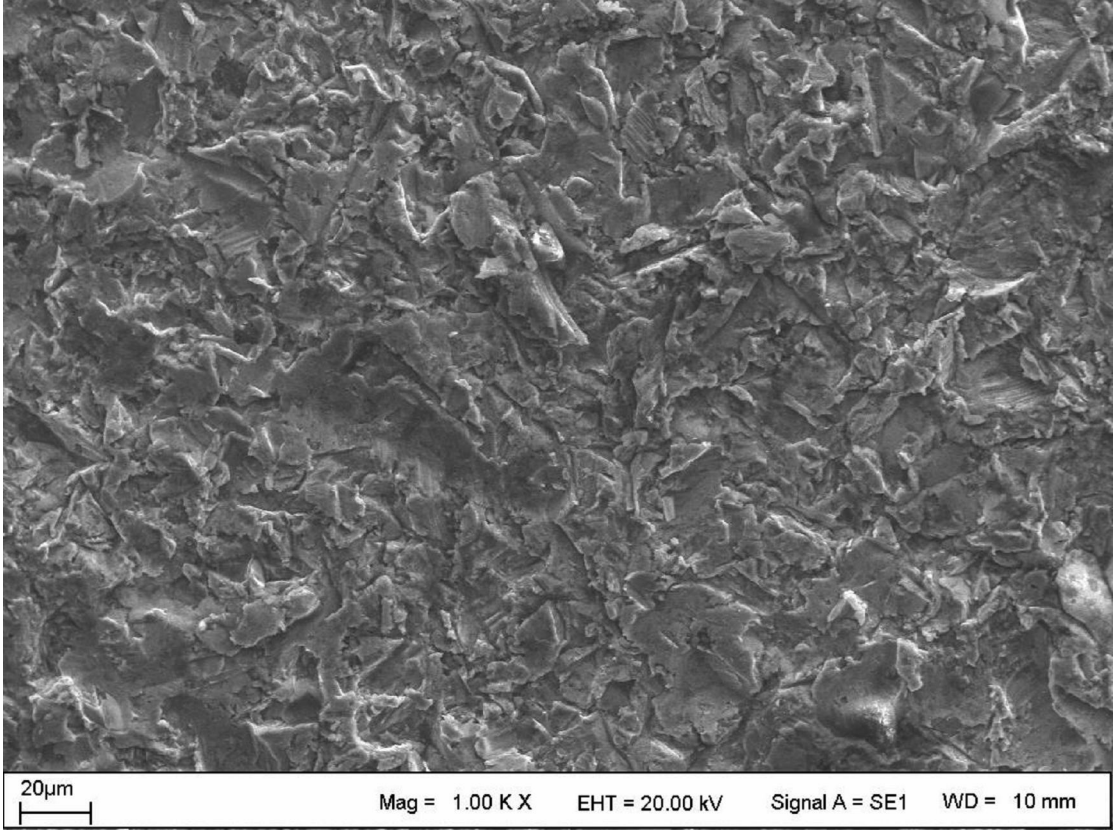
Kumlamanın titanyum ve zirkonyum yüzeyleri üzerinde pürüzlendirme etkinliği izlendi. Titanyum yüzeyinde mikropörözite oluşturan kraterler daha göze çarparken, zirkonyum yüzeyinde daha sık mikroretantif alanlar görüldü. Frez darbelerinin daha net izlendiği titanyum SEM görüntülerinde, total yüzey alanının underkatlı alanların varlığı nedeniyle arttığı ve Nd:YAG lazer etkinliğinin gruplararası fark oluşturmasında etken olduğu düşünüldü.



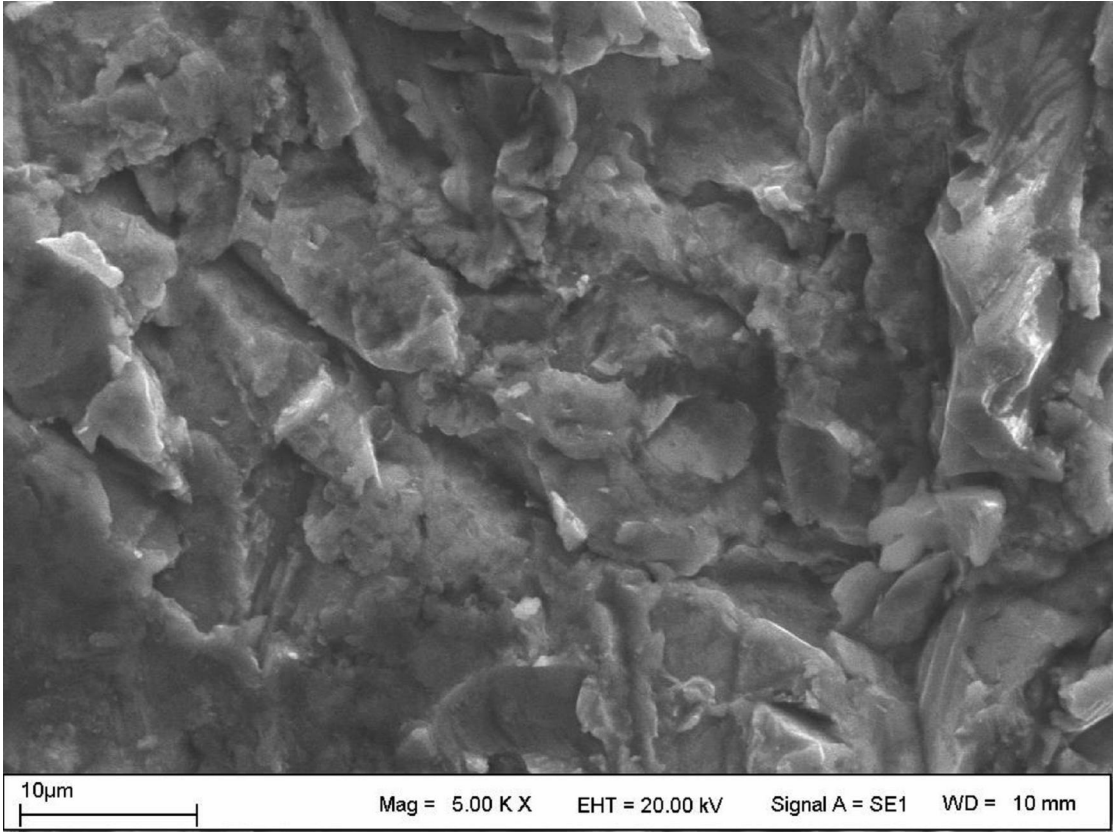
Resim 23: Zr-(Kumlama+Lazer) Grubuna ait SEM görüntüsü (x1000)



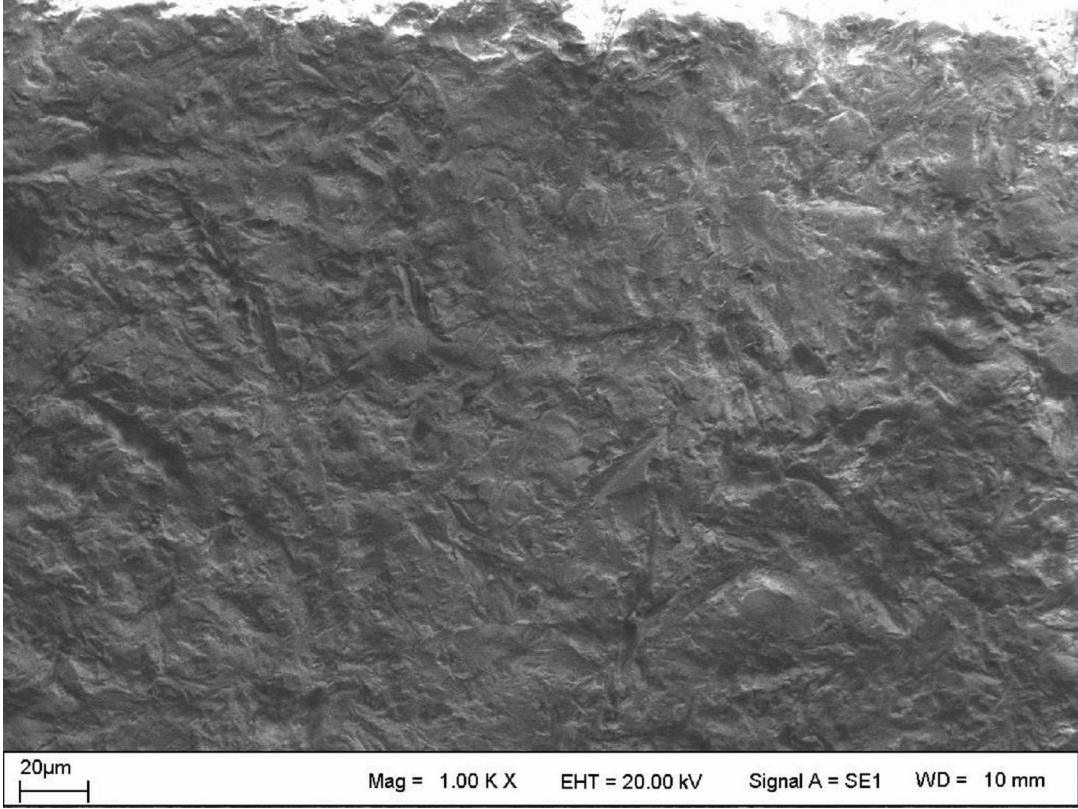
Resim 24: Zr-(Kumlama+Lazer) Grubuna ait SEM görüntüsü (x5000)



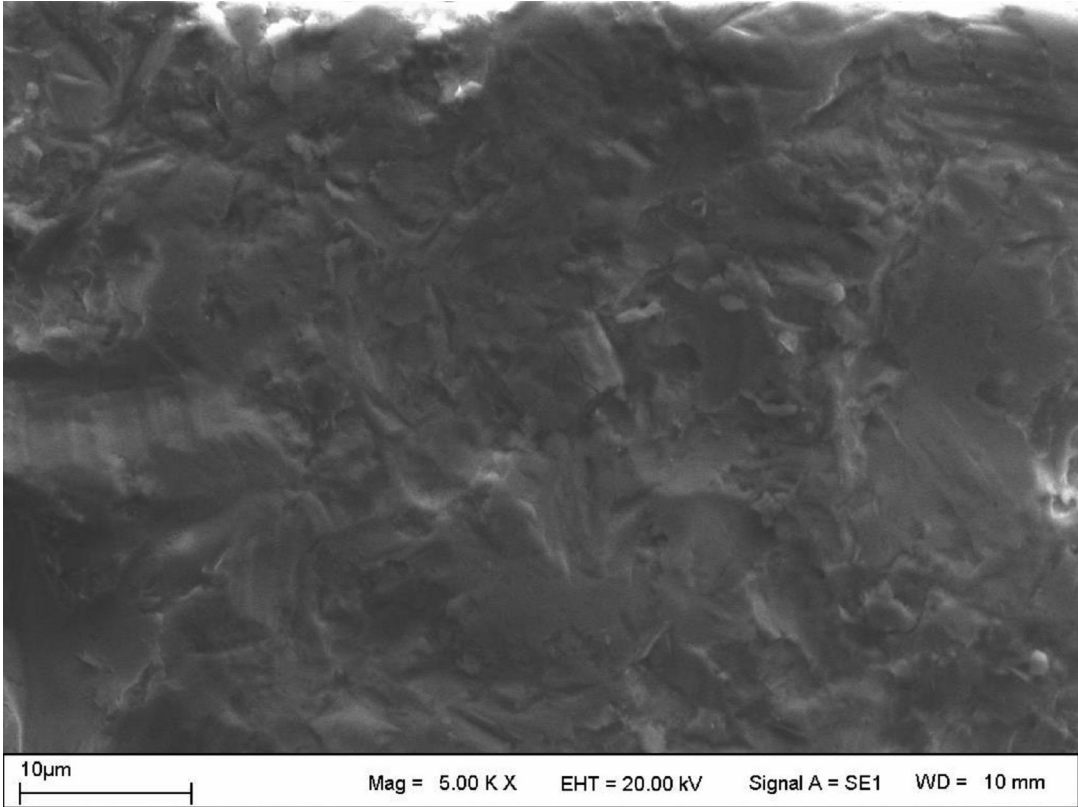
Resim 25: Ti-(Kumlama+Lazer) Grubuna ait SEM görüntüsü (x1000)



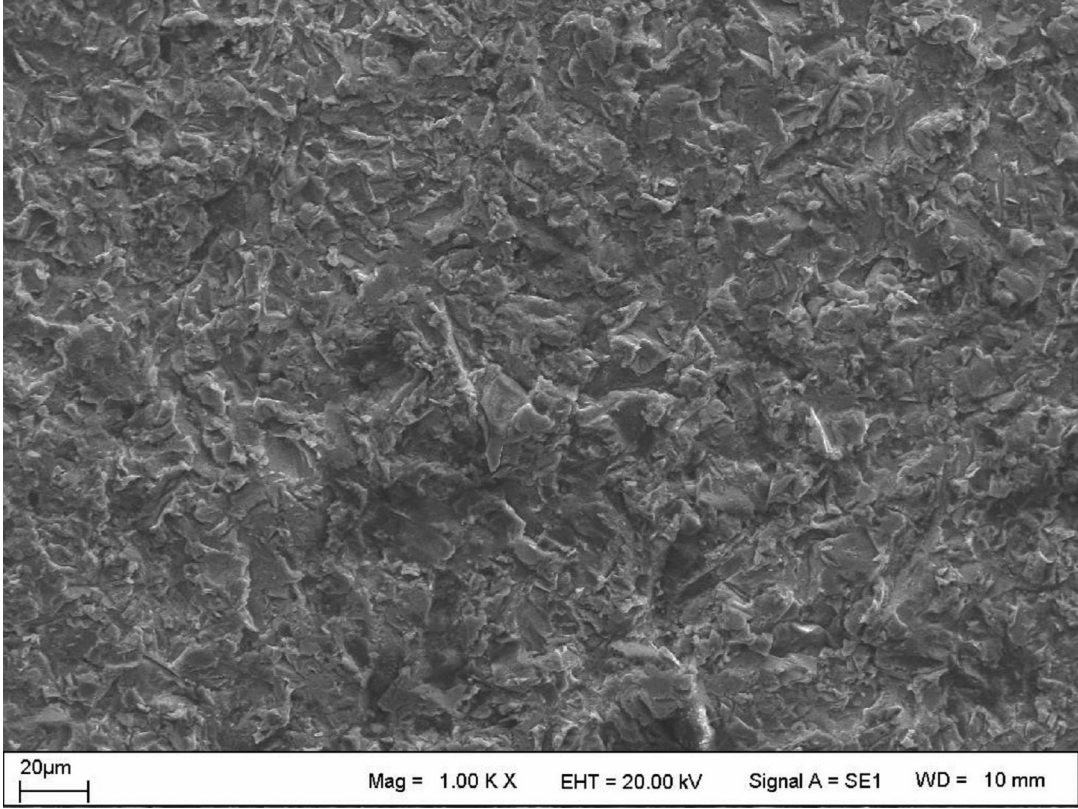
Resim 26: Ti-(Kumlama+Lazer) Grubuna ait SEM görüntüsü (x5000)



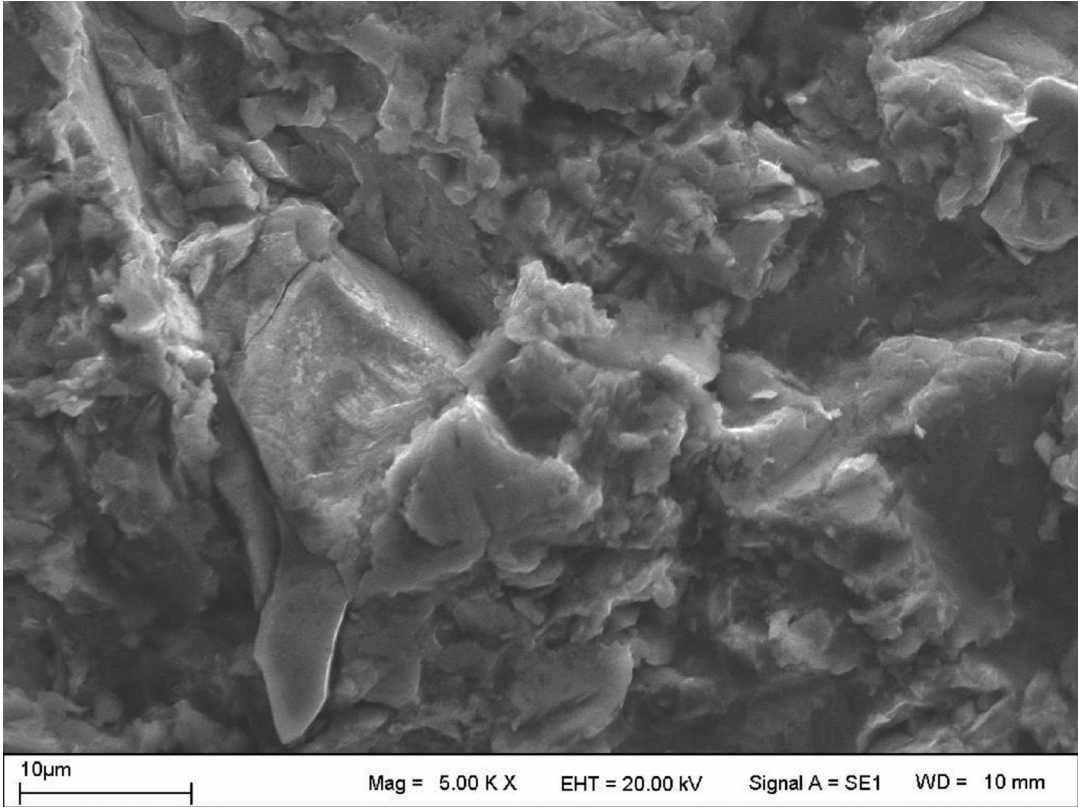
Resim 27: Zr-Kumlama Grubuna ait SEM görüntüsü (x1000)



Resim 28: Zr-Kumlama Grubuna ait SEM görüntüsü (x5000)



Resim 29: Ti-Kumlama Grubuna ait SEM görüntüsü (x1000)



Resim 30: Ti-Kumlama Grubuna ait SEM görüntüsü (x5000)

## 6. SONUÇ

Yapmış olduğumuz çalışma sonucunda;

Nd:YAG lazer yüzey uygulamaları, kumlanmış metal yüzeylerinde anlamlı bir pürüzlendirme oluşturmamıştır.

Titanyum ve zirkonyum metal alt yapıları ile Estenia düşük ısı sistemi bağlantısının, yapılan metal-porselen bağlantı dayanım testi çalışmalarına benzer değerler gösterdiği izlenmiştir.

Nd:YAG lazer uygulamasının, kumlanmış zirkonyum metal alt yapı örneklerinin bağlantı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadığı, ancak titanyum yüzeyinde zirkonyum yüzeyine göre daha etkin olduğu, yüzey pürüzlülüğünü artırdığı ve kumlama+lazer Ti-Zr gruplararası değerlendirme yapıldığında titanyum lehine anlamlı istatistiksel değerler oluştuğu görülmüştür.

Estenia materyaninin diş hekimliğinde üst yapı porseleni olarak hem zirkonyum hem de titanyum için ideal yüzey şartlandırmaları sağlandığında yeterli bağlantı değerlerine sahip olduğu tespit edilmiştir.

Seromer düşük ısı porselen uygulamalarının estetik diş hekimliği açısından aranan kriterleri için konvansiyonel metal-porselen sistemlerine göre ciddi bir alternatif oluşturabileceği kanısına varılmıştır. Bununla birlikte seromer sistemleri hakkında daha kapsamlı araştırmalar yapılması gerekliliği görülmüştür.



## KAYNAKLAR

Abbo, B., Razzoog, ME. (2005). A procedure for repairing a fixed implant-supported complete denture. *J Prosthet Dent*,93(6): 588-9.

Aboushelib, MN., de Jager, N., Kleverlaan, CJ., Feilzer, AJ. (2005). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater*, 21(10), 984-991.

Aboushelib, MN., Kleverlaan, CJ., Feilzer, AJ. (2006). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater*, 22(9), 857-863.

Aboushelib, MN., Kleverlaan, CJ., Feilzer, AJ. (2008). Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *J Prosthodont*, 17(5), 401-408.

Akışlı, İ., Özcan, M., Nergiz, İ. (2002). Resistance of core materials against torsional forces on differently conditioned titanium posts, *J Prosthet Dent*, 88, 367-374.

Al-Shehri, SA., Mohammed, H., Wilson, CA. (1996). Influence of lamination on the flexure strength of dental castable glass ceramic. *J Prosthet Dent*, 76, 23-8.

Anusavice KJ. Shen C, Lee R.B. Strengthening of feldspathic and tempering. *J. Dent. Res.* 1992;71:1134-1138.

Ardlin, BI. (2002). Transformation-toughened zirconia for dental Inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-Temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater*; 18(2): 590-5.

Armstrong, DJ., Kimball, D. (2000). Fiber-reinforced polymer ceramic fixed partial dentures in the esthetic zone: a clinical and laboratory case perspective. *Quintessence Dent Technol.*;25(1):104-13.

Aschl, I., Rammelsberg, P., Pospiech, P., Gernet, W. (1998). Bond strength of low-fusing ceramic to casted titanium. *J. Dent. Res.*; (IADR Abstracts) 77: 941.

Atalie (2007). Lazer nedir, *Dentiss*, Cilt 1, Sayı2, 22-25.

Atsü S., Berksun S. (2000). Bond strength of three porcelains to two forms of titanium using two firing atmospheres, *J Prosthet Dent*, 84, 567-574.

Au, AR., Lechner, SK., Thomas, CJ., Mori, T., Chung P., (2000). Titanium for removable partial dentures (III): 2-year clinical follow-up in an undergraduate programme, *J Oral Rehabil*, 27, 978-984.

Aydın, C., Yılmaz, H., Korkmaz, T., Atlı, Y., Zan, T. (1998). Değişik kron-köprü veneer materyallerinin sertliklerinin incelenmesi. Cumhuriyet Üniv Diş hek Fak Derg.; 1(2): 93-6.

Bader, C. and Krejci I. (2006). Indications and limitations of Er:YAG laser Applications in dentistry, Am J Dent, 19(3): 178-186

Baez, R., Blackman, R., Serrano, C. (1997). Strength of low-firing porcelain using three test modes. J. Dent. Res; (IADR Abstract) 76: 62.

Bagby, M., Marshall, S.J., Marshall Jr, G.W. (1990). Metal ceramic compatibility: A review of the literature, J Prosthet Dent, 63, 21-25.

Bancroft J.D., Stevens A. (1996). Theory and practice of histological techniques, Churchill Livingstone, New York.

Bates, J.F., Stafford, G.D., Harrison, A. (1975). Masticatory function--a review of the literature. 1. The form of the masticatory cycle. J Oral Rehabil; 2(3): 281-301.

Bergman B., Bessing, C., Ericson, G., Lundquist, P., Nilson, H., Anderson, M. (1990). A two-year follow-up study of titanium crowns, Acta Odontol Scand, 48, 113-117.

Bhamra, G., Palin, W.M., (2002). Fleming G.J. The effect of surface Roughness on the flexure strength of an alumina reinforced all-ceramic Crown material. J Dent; 30(4): 153-60.

Blankenau, R.J., Kelsey, W.P., Powell, G.L., Shearer, G.O., Barkmeier, W.W., Cavel, W.T. (1991). Degree of composite resin polymerization with visible light and argon Laser, Am J Dent, 4(1): 40-42.

Blatz, M.B., Sadan, A., Kern, M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of literature. J. Prosthet. Dent., 89: 268-274.

Blatz, M.B., Sadan, A., Martin, J., Lang, B. (2004). In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity Zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. J Prosthet Dent; 91(4): 356-62.

Blatz, M.B., Sadan, A., Martin, J., Lang, B. (2004). In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. J Prosthet Dent; 91(4): 356-62.

Boening, K.W., Walter, M.H., Repel, P.D. (1992). Noncast titanium restorations in fixed prosthodontics, J Oral. Rehabil.; 19: 281-7.

Cai Z., Bunce N., Nunn M.E., Okabet. (2001). Porcelain adherence to dental cast CP titanium: effects of surface modifications, Biomaterials, 22, 979-986.

Ceramage™ Ürün Güvenlik Bilgi Formu (MSDS)  
([http://www.shofu.com/shofu\\_images/DFU/ceramage-instructions.pdf](http://www.shofu.com/shofu_images/DFU/ceramage-instructions.pdf))

Chapter 1, Chapter 26 Stabholz, A., Zeltzer, R., Sela, M., Peretz, B., Moshonov, J., Ziskind, D., Stabholz, A. (2003). The use of lasers in dentistry: Principles of operation and Clinical applications. *Compendium* 24(12): 935-948

Chevalier, J. (2006). What future for zirconia as a biomaterial, *Biomaterials*; 27(4): 535-43.

Christel, P., Meunier, A., Dorlot, JM., Crolet, JM., Witvoet, J., Sedel, L., Boutin, P. (1988). Biomechanical compatibility and design of ceramic Implants for orthopedic surgery. *Ann N Y Acad Sci*;523: 234-56.

Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, JP., Peillecn. (1989). Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*; 23(1): 45-61.

Chu, FC., Frankel, N., Smales, RJ. (2000). Surface roughness and Flexural strength of self-glazed, polished, and reglazed in-Ceram/Vitadur Alpha porcelain laminates. *Int J Prosthodont*; 13(1): 66-71.

Chung HGP., Swain MW., Mori T. (1997). Evaluation of the strain energy release rate fort he fracture of titanium-porcelain interfacial bonding, *Biomaterials*, 18, 1553-1557.

Clarke, IC., Manaka, M., Green, DD., Williams, P., Pezzotti, G., Kim, YH. et al.(2003). Current status of zirconia used in total hip implants. *J Bone Joint Surg Am*; 85-A Suppl 4: 73-84.

Cohen BI., Condos S., Musikant BL., Deutsch AS. (1992). Retentive properties of threaded split-shaft posts with titanium – reinforced composite cement, *J Prosthet Dent*, 68, 910-912.

Cohen BI., Pagnillo MK., Newman I., Musikant BL., Deutsch AS. (1999). Effects of three bonding system on the torsional resistance of titanium-reinforced composite fracture of titanium-porcelain interfacial bonding, *Biomaterials*, 18, 1553-1557.

Cortellini, P., Tonetti, MS. (2005). Clinical performance of a regenerative strategy for intrabony defects: scientific evidence and clinical experience, *J Periodontal*, 76(3), 341-350.

Craig, R. (1989). *Restorative Dental Materials*, 8th Edition , The CV Mosby Company, Chapter 17.

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 ceramics. *J. Dent.*,34(3): 195-206.

Darvell, BW., Samman, N., Luk, WK., Clark, RK., Tideman, H. (1995). Contamination of titanium castings by aluminium oxide blasting, *J Dent*, 23(5), 319-322.

Dayangaç, B.( 2000). *Kompozit Reçine Restorasyonlar*, Ankara, Güneş Kitabevi LTD. Şti.

De Kler, M., de Jager, N., Meegdes, M., Van der Zel, JM. (2007). Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. *J Oral Rehabil*; 34(11): 841-7.

De Souza, FB., Guimaraes, RP., Silva, CH. (2005). A clinical evaluation of packable and microhybrid resin composite restorations: one-year report. *Quintessence Int.* ;36(1): 41–8.

Dederich, D.N., Bushick, R.N. (2004). Lasers in dentistry. *J. Am. Dent. Assoc.* 135:204–212.

Denry, I., Kelly, JR. (2008). State of the art of zirconia for dental Applications. *Dent Mater.*; 24(3): 299-307.

Derand, P., Derand, T. (2000). Bond strength of luting cements to zirconium oxide Ceramics. *Int. J. Prosthodont.* 13:131–5.

Derand, T., Hero, H. (1992). Bond strength of porcelain on cast vs wrought titanium, *Scand J Dent Res*, 100, 184-188.

Derand, T., Molin, M., Kwam, K. (2005). Bond strength of composite luting cement to Zirconia ceramic surfaces. *Dent. Mater.*, 21:1158-1162.

Derrien, G., Le Menn, G. (1995). Evaluation of detail reproduction for three die materials by using scanning electron microscopy and two-dimensional profilometry, *J Post Dent*, 74, 1-7.

Deutsches Institut Fur Normung. DIN 13927. Metall-keramik Systeme. Beuth Verlag.Berlin, 1990; p: 1-10.

Douglas, RD. (2000). Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *J Prosthet Dent.* ; 83(2):166-70.

Dunn, WJ., Davis JT., Bush AC. (2005). Shear bond strength and SEM evaluation of Composite bonded to eryag laser prepared dentin and enamel, *Dent Mater*, 21, 616-624.

## Estenia™ Kullanım Kılavuzu

([http://www.kuraray-dental.eu/fileadmin/downloads/IFU/ESTENIA\\_C\\_B.pdf](http://www.kuraray-dental.eu/fileadmin/downloads/IFU/ESTENIA_C_B.pdf))

Eyüboğlu, TF., Önal, B., Erdilek, N., Gören, B., Ergücü, Z. (2008). Molar dişlerde inley restorasyonların mekanik performansının incelenmesi: 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi. GÜ Diş Hek Fak Derg.; 25(1) : 27-33.

Fabris, S., Panxton, AT., Finnis, MW. (2002). A stabilization Mechanism of zirconia based on oxygen vacancies only. Acta Mater; 50(20): 5171-8.

Fischer H, Weber M, Marx R. (2003). Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. J Dent Res; 82(3): 238-42.

Fischer, J., Stawarczyk, B., Trottmann, A., Hämmerle, CH. (2009). Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. Dent Mater, 25(4), 419-423.

Freitas, CRB., Miranda, MIS., Andrade, MF., Flore, VHO., Vaz, LG., Guimaraes, NC. (2002). Resistance to maxillary premolar fractures after restoration of class 2 preparations with resin composite or ceromer. Quintessence Int.; 33(8): 589-94.

Garbelini, WJ., Henriques, GEP., Troia Jr. M., Mesquita, MF., Dezan, CC. (2003). Evaluation of low-fusing ceramic systems combined with titanium grades II and V by bending test and scanning electron microscopy, J Appl Oral Sci, 11, 354-360.

Ghahramanloo, A., Madani, AS., Sohrabi, K., Sabzevari, S. (2008). An evaluation of color stability of reinforced composite resin compared with dental porcelain in commonly consumed beverages. J Calif Dent Assoc.: 36(9): 673-9.

Gilbert, JL., Covey, DA., Lautenschlager, EP. (1994). Bond characteristics of porcelain fused to milled titanium, Dent Mater, 10, 134-140.

Goto, Y., Nicholls, JI., Philips, KM., Junge, T. (2005). Fatigue resistance of endodontically treated teeth restored with three dowel-and-core systems, J Prosthet Dent, 93(1), 45-50.

Göknar, Y. (2007), Dişhekimliğinde lazer uygulamaları, Dentiss, Cilt 1, Sayı2, 28-32.

Gradia™ kullanım kılavuzu [http:// www.gceurope.com/](http://www.gceurope.com/) GC Gradia Gum

Green, D. J. (1983). A technique for introducing surface compression into zirconia Ceramics. J. Am Ceram. Soc., 66(10): c-178-179.

Guazzato, M., Albakry, M., Quach, L., Swain, MV. (2005). Influence Of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated Alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. Dent Mater ; 21(5): 454-63.

Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, SP., Swain, MV. (2004). Strength, Fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic Materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*; 20(5): 449-56.

Guazzato, M., Quach, L., Albakry, M., Swain, M. V. (2005). Influence of surface and Heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J. Dent.*, 33: 9-18

Gupta, T. K.(1980). Strengthening by surface damage in metastable tetragonal zirconia.*J. Am. Ceram. Soc.*,Jan-Feb :117.

Hammad, IA., Talic, YF. (1996). Design of bond strength tests for metal-seramic complexes: review of the literature, *J Prosthet Dent*, Junn 75(6), 602-608.

Hautaniemi , JA., Hero H. (1991). Effect of crystallineleucite on porcelain bonding on titanium. *J. Am. Ceram. So.*; 74: 1449-51.

Hautaniemi , JA., Hero, H. (1992). On the bonding of porcelain on titanium. *J. Material. Science.*; 3: 186-91.

Heffernan, MJ., Aquilino, SA., Diaz-Arnold, AM., Haselton, DR., Stanford, CM., Vargas, MA. (2002). Relative translucency of six all-ceramic Systems. Part I: Core materials. *J Prosthet Dent*; 88(1): 4-9.

Heffernan, MJ., Aquilino, SA., Diaz-Arnold, AM., Haselton, DR., Stanford, CM., Vargas, MA. (2002). Relative translucency of six all-ceramic Systems. Part II: Core and veneer materials. *J Prosthet Dent*; 88(1): 10-5.

Hegebarth EA. (1984) Ceramic veneering of titanium-Procedures and esthetic considerations 1st Information Meeting on Titanium in Dentistry. Geneva. Conference Abstracts.; p: 103-6.

Hickel, R., Manhart, J. (2001). Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent.*;3(1): 45-64.

Hochman, N., Zalkind, M. (1999). New all-ceramic indirect post-and-core system. *J Prosthet Dent.*; 8(1): 625-9.

Ikeda, M., Matin, K., Nikaido, T., Foxton, RM., Tagami, J. (2007). Effect of surface characteristics on adherence of *S. mutans* biofilms to indirect resin composites. *Dent Mater J.*;26(6): 915-23.

International Standart/ISO 9693. Metalceramic bond charecterization.(1999); p.111.

Islamoglu, K., Coskunfirat, OK, Tetik, G., Ozgentas, HE. (2002). Complications and removal rates of miniplates and screws used for maxillofacial fractures, *Ann Plast Surg*, 48(3), 265-268.

Jackson, RD., Morgan, M. (2000). The New Posterior Resins and a Simplified Placement technique. *JADA.*; 131(3): 375-83.

Jaffee, RI., Promisel, NE. (1970). The science technology and application of titanium, 1st ed, Pergamonn Press Oxford.

Jain VV. (2008). Evaluation of second generation indirect resins. Doctoral Theses. Indiana University.

Jain, P., Cobb, D. (2002). Evaluation of fiber-reinforced, bonded, inley-supported fixed partial enture-4-year results. *Compendium*; 23(9): 779-92.

Jain, V., Platt, JA., Moore, BK, (2009). Borges GA. In vitro wear of new indirect composites. *Operative Dentistry*,34(4): 423-6.

Jeol News. (1980). Electron Optics Instruments/Application, Tokyo, Japan.

Judy, MM., Mathews, JL., Aranoff, BL., Hulst, DF. (1993 ). Soft tissue studies with 805 nm diode laser radiation: termal effects of 1064 nm Nd:YAG laser radiation, *Laser Surg Med*, 13(5): 528-536.

Kakaboura, A., Rahiotis, C., Zinelis, S., Al-Dhamadi, YA., Silikas, N., Watts, DC. (2003). In vitro characterization of two laboratory-processed resin composites. *Dent Mater.*;19(5): 393-8.

Keith, O., Kusy, RP., Whitley, JQ. (1994). Zirconia brackets: an Evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 106(6): 605-14.

Kelly, JR. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*; 48(2): 513-30.

Kelly, JR., Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J.*; 56(1): 84-96.

Kern, M., Thompson, VP. (1993). Sandblasting and silika-coating of dental alloys: Volume loss, morphologyand changes in the surface composition, *Dent Mater*, 9: 155-161.

Kern, M., Thompson, VP. (1994). Effects of sandblasting and silica-coating procedureds on pure titanium, *J Dent*, 22, 300-306.

Kern, M., Wegner, SM. (1998). Bonding to zirconia ceramic: Adhesion methods and their durability. *Dent Mater*; 14(1): 64-71.

Keski-Nikkola, MS., Alander, PM., Lassila, LV., Vallittu, PK. (2004). Bond strength of Gradia veneering composite to fibre-reinforced composite. *J Oral Rehabil.*;31(12):1178-83.

Khairallah, C, (2009). Sabbagh J, Hokayem A. Clinical study comparing at 5 years a ceramic and a ceromer used for making esthetic inlays. *Odontostomatol Trop.*;32(126): 21-8.

Kim, J.T.,Cho, S.A. (2009). The effects of laser etching on shear bond strength at the titanium ceramic interface. *J Prosthet Dent*; 101: 101-6.

Kim, BJ., Yu, B., Lee, YK. (2008). Shade distribution of indirect resin composites compared with a shade guide. *J Dent.*;36(12):1054-60.

Kimura, H., Horng, C., Okazaki, M., Takahashi, J. (1990). Thermal compatibility of titanium-porcelain system. *J. Osaka Univ. Dent. Sch.*; 30: 43-52.

Kobayashi, K., Komine, F., Blatz, MB., Saito, A., Koizumi, H., Matsumura, H. (2009). Influence of priming agents on the short-term bond strength of an indirect composite veneering material to zirconium dioxide ceramic. *Quintessence Int*; 40(7): 545-51.

Kosmac, T., Oblak, C., Jevnikar, P., Funduk, N., Marion, L. (1999). The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater*; 15: 426-433.

Kosmac, T., Oblak, C., Jevnikar, P., Funduk, N., Marion, L. (2000). Strength and Reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J. Biomed. Mater. Res.*, 53: 304-313.

Kosmac, T., Oblak, C., Jevnikar, P., Funduk, N., Marion, L.(1999). The effect of Surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP Zirconia ceramic.*Dent.Mater.*, 15:526-33.

Kosmac, T., Oblak, C., Marion, L. (2008) The effects of dental grinding and Sandblasting on ageing and fatigue behavior of dental zirconia (Y-TZP) ceramics.*J Euro Ceram Soc.*, .28:1085-1090.

Kourtis, SG. (1997). Bond strengths of resin-to-metal bonding systems. *J Prosthet Dent.* 1997; 78(2):136-45.

Könönen, M., Kivilahti, J. (2001). Fusing of dental ceramics to titanium, *J Dent Res*, 80, 848-854.



Krejci, I., Boretti, R., Giezendannen, P., Lutz, P. (1998). Adhesive crowns and fixed partial dentures fabricated of ceromer/FRC :Clinical and laboratory procedures. *Pract Periodont Aesthet Dent.*;10(4): 487-98.

Ku, CW., Park, SW., Yang, HS.(2002). Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. *J Prosthet Dent.*;88(2): 170-5.

Kurt, EÇ., Özdoğan, MS., Yılmaz, H.(2006). Seromerler ve fiberle güçlendirilmiş kompozitler (Ceromers and Fiber-Reinforced Composites). *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.*; 16(2): 52-60.

Lautenschlager, EP., Monaghan. (1993). Titanium and titanium alloys as dental materials, *Int Dent J*,43,245-253.

Lee, HT., Tai, TY. (2003). Relationship between EDM parameters and surface crack formation, *J Mater Process Technol*, 142, 676-683.

Leinfelder, KF. 2005). Indirect posterior composite resins. *Compend Contin Educ Dent.*;26(7): 495-503.

Lenz, J., Schwarz, S., Schwichkerath, H., Sperner, F., Schafer, A. (1995). Bond strength of metal-ceramic systems in the three-point flexure test, *J Applied Biomater*, 6, 55-64.

Liao, TW., Li, K., Breder, K. (1997). Flexural strength of ceramics Ground under widely different conditions. *J Mater Process Tech*; 70(1): 198-206.

Liao, TW., Li, K., Breder, K. (1997). Flexural strength of ceramics ground under widely different conditions. *J Mater ProCess Tech*; 70(1): 198-206.

Lim, BS., Heo, SM., Lee, YK., Kim, CW. (2003). Shear bond strength between titanium alloys and composite resin: sandblasting versus flüoride-gel treatment, *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, Jan 15, 64(1), 38-43.

Lin, S., Caputo, AA., Eversole, LR., Rizoiu, I. (1999). Topographical characteristics And shear bond strength of tooth surfaces cut with laser-powered hydrokinetic System, *J Prosthet Dent*, 82: 451-455.

Longoni, S., Sartori, M., Davide, R. (2004). Asimplified method to reduce prosthetic misfit for a screw-retained, implant-supported complete denture using a luting technique and laser welding, *J Prosthet Dent*, Jun, 91(6), 595-598.

Luthardt, R.G., Holzhter, M.S., Rudolph, H., Herold, V., Walter , M.H. (2004) Cad/cam-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent. Mater.*.,20: 655-662.

Luthardt, RG., Holzhüter, M., Sandkuhl, O., Herold, V., Schnapp, JD., Kuhlisch, E. et al. (2002). Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res*; 81(7): 487-91.

Luthardt, RG., Sandkuhl, O., Reitz, B. (1999). Zirconia-TZP and Alumina-advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Rest Dent*; 7(4): 113-9.

Mandikos, M., Mc Givney, GP., Davis, E., Bush, PJ., Carter, JM. (2001). A comparison of wear resistance and hardness of indirect composite resins. *J Prosthet Dent*;85(4): 386-95.

Manhart, J., Kunzelman, KH., Chen, HY., Hickel, R. (2000). Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental Mater*.;16(1): 33-40.

Marchini, L., Araujo, MAM., Araujo, JE. (2001). In vitro investigation of polyglass and ceromer veneers abrasion related to cobalt-chromium circumferential clasps. *Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos*.;4(1): 12-6.

Mccabe, JF. (1999). *Diş hekimliği maddeler bilgisi*, İ.Ü. Basımevi ve Film Merkezi İstanbul.

Mccabe, JF., (1992). *Applied dental materials* , 3rd ed, Blackwell Scientific Publications Co Inc, London.

Mclaren, EA., Terry, DA. (2002). CAD/CAM systems, materials, And clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compend Contin Educ Dent*; 23(7): 637-41.

Mclean, JW. (1979). *The Science and Art of dental Ceramics*,1st Edition Quintessence Publishing Co. Inc, Chicago.

Mclean, JW. (2001). Evolution of Dental Ceramics in the Twentieth Century, *J Prosthet Dent*, 85, 61-66.

Mclean, JW., Hughes, H.(1965) The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br. Dent. J*; 119: 251-67.

Mehl, C., Scheibner, S., Ludwig, K., Kern, M. (2007). Wear of composite resin veneering materials and enamel in a chewing simulator. *Dental Mater*.;23(11): 1382-9.

*Metals Handbook*. (1985). American Society for Metals, 8th ed, Gall Metals Park, Ohio.

Meyenberg, KH., Lüthy, H., Schärer, P. (1995). Zirconia posts: a New all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent*; 7(2): 73-80.

Miller, M. and Truhe, T. (1993). Lasers in Dentistry: an overview, *J Am Dent Assoc*, 124, 32-34.

Miserendino, L.J., PICK, R.M. (1995). *Lasers in Dentistry*, Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago, Illionis.

Mitra, SB., Wu, D., Holmes, BN.(2003). An application of nanotechnology in advanced dental materials.*JADA*;134(10): 1382-9.

Miyasaka, M., Miura, H., Nagatomi, H., Yoshimine, M. (2008). The effects of various finishing materials on the gloss and the color change of indirect prosthetic resin composites. *J Med Dent Sci.*; 55(1): 1–6.

Mori, T., Togaya, T., Jean-Louris, M., Yabugami, M. (1997). Titanium for removable dentures. I.Laboratory procedures, *J Oral Rehabil*, 24, 338-341.

Mörmann, WH., Bindl, A. (2002). All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am*; 46(2): 405-26.

Mutawa, NJA., Sato, T., Shğiozawa, I., Hasegawa, S., Miura, H. ( 2000). A study of bond strength and color of ultralow-fusing porcelain. *Int J. Prosthodont.*; 13: 519-25

Nettleship, I., Stevens, R. (1987). Tetragonal zirconia polycrystals (TZP) A review. *Int J High Technology Ceramics*; 3(1): 1-32.

O'Brien, WJ. (1997). *Dental Materials and Their Selection*, 2nd ed, Ed by WJ O'Brien Quintessence Pub Co Inc, Carol Stream, Illinois.

Oilo, M., Gjerdet, NR., Tvinnereim, HM. (2008). The firing procedure Influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater*; 24(4): 471-5.

Oyafuso, DK., Neisser, MP., bottino, MA., Itnoche, MK. (2003). Shear bond strength between composite resins to cast Titanium and gold alloy. *Cienc Odontol Bras.*;6(1): 24-30.

Özmumcu, A., Kulak, Y., Arıkan, A. (1995). Diş hekimliğinde alternatif bir materyal: Titanyum, *EÜ Diş Hek. Fak. Derg*, 16, 46-52.

Pallesen, U., Qvist, V. (2003). Composite resin fillings and inlays. *Clin Oral Investig.*;7(2): 71–9.

Pang, IC., Gilbert, JL., Chai, J., Lautenschlager, EP. (1995). Bonding characteristics of low-fusing porcelain bonded to pure titanium and palladium-copper alloy, *J Prosth Dent*, 73, 17-25.

Papadopoulos, T., Tsetsekou, A., Eliades, G. (1999). Effect of aluminium oxide sandblasting on cast commercially pure titanium surfaces, *Eur J Prosthodont Restor Dent*, Mar, 7(1), 15-21.

Papanagiotou, HP., Morgano, SM., Giordano, RA., PoberR. (2006). In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent*; 96(3): 154-64.

Parr, GR., Gardner, LK., Toth, RW. (1985). Titanium: The Metal of Implant Dentistry, *Dental Material Aspects*, *J Prosthet Dent*, 54(3), 410-414.

Parr, Gr., Gardner, LK., Toth, RW. (1985). Titanium: The Mystery Metal of Implant Dentistry, *Dental Material Aspects*, *J Prosthet Dent*, 54(3), 410-414.

Particles in ceramic matrices. *J Am Ceram Soc* 1982 ;65(12): 642-50.

Passler, K. (1991). Der Dentale Titanguss-Grundlagen, Technologie und Werkstoffkundliche Bewertung, *Quintessenz Zahntech*, 17(6), 717-726.

Passler, K. (1997). Titan in der Zahnmedizin In "Titan in der Zahnmedizin", Ed by J Wirz, H Bischoff, Quintessenz Verlags-gmbh, Berlin, 1, 41-62.

Peutzfeldt, A., Asmussen, E. (1996). Distortion of alloy by sandblasting, *Am J Dent*, Apr, 9(2), 65-66.

Philips, RW. (1991). Skinner's science of dental materials, WB Saunders Company, 9th Ed, Philadelphia.

Piconi, C., Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial: A review. *Biomaterials*; 20(1): 1-25.

Piwowraczyk, A., Lauer, H.C., Soransen, J. A. (2004). In vitro shear bond stress of Cementing agent to fixed prosthodontic restorative materials. *J. Prosthet. Dent.* 92:265-27.

Pohler, EM. (2000). Unalloyed titanium for implants in bone surgery, *Injury Int J Care Injured*, 31, 7-13.

Powers, J., Sakaguchi, LR. (2006). *Craig's Restorative Dental Materials*, 12th ed. St. Louis: CV Mosby Co.; p. 57-70.

Pröbster, L., Maiwald, U., Weber, H. (1996). Three-point bending strength of ceramics fused to cast titanium, *Eur J Oral Sci*, 104, 313-319.

Radica™ Ürün Güvenlik Bilgi Formu (MSDS)  
<http://prosthetics.dentsply.com/media/22277/MSDS%20324%20Radica%20Enamel%20IDentin.pdf>

Raigrodski, AJ. (2004). Contemporary all-ceramic fixed partial Dentures: a review. *Dent Clin North Am*; 48(2): 531-44.

Raigrodski, AJ. (2004). Contemporary materials and technologies For all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent*; 92(6): 557-62.

Raigrodski, AJ., Chiche, GJ. (2001). The safety and efficacy of Anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent*; 86(5): 520-5.

Rangel, S., Cremonese, R., Bryant, S., Dummer, P. (2005). Shaping ability of race rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals, *J Endod Jun*, 31(6), 460-463.

Rilo, B., da Silva, JL., Martinez-Insua, A., Santana, U. (2002). Atitanium and visible light-polymerised resin obturator, *J Prosthet Dent*, Apr, 87(4), 407-409.

Rimondini, L., Cerroni, L., Carrassi, A., Torricelli, P. (2002). Bakterial Colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 17(6): 793-8.

Rominu, M., Lakatos, S., Florita, Z., Negrutiu, M. (2002). Investigation of microleakage at the interface a Co-Cr based alloy and four polymeric veneering materials. *J Prosthet Dent.*;87(6): 620-4.

Ruiz, L., Readey, MJ. (1996). Effect of heat-treatment on grain Size, phase assemblage, and mechanical properties of 3 mol% Y-TZP. *J Am Ceram Soc*; 79(9): 2331-40.

Russell, MM., Anderson, M., Dahlmo, K., Razzoog, ME., Lang, BR. (1995). Anew computer- assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures, *Quintessence Int*, 26, 757-763.

Sadeq, A., Cai, Z., Woody, RD., Miller, AW. (2003). Effects of interfacial variables on ceramic adherence to cast and machined commercially pure titanium, *J Prosthet Dent*, 90, 10-17.

Sailer, I., Fehér, A., Filser, F., Lüthy, H., Gauckler, L.J., Schärer, P., Franz Hämmerle, CH. (2006). Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int*, 37, 685-693.

Sculpture Plus™ Ürün Güvenlik Bilgi Formu (MSDS)  
[http://www.pentron.com/files/msds/msds\\_sculpplus.pdf](http://www.pentron.com/files/msds/msds_sculpplus.pdf)

Segovic, S., Ferk, S., Anic, I., Jukic, S., Galic, N., Sistig, S. (2002). Changes in dentin after insertion of self-threading titanium pins with 3 methods: a scanning electron microscope pilot study, *J Prosthet Dent*, Feb 87(2), 182-188.

Shillinburg, HT., Hobo, S., Whitset, LD. (1981). *Fundamentals of Fixed prosthodontics*. 2nd ed. Chicago: Quintessence Publishing Co.

Siegman, A. E. 1986). *Lasers*. University Science Books, 55D gate five road, Sausalito, CA,

Simoes, JA., Marques, AT. (2005). Design of a composite hip femoral prosthesis, *Materials and design*, 26, 391-401.

Sinfony™ Kullanım Kılavuzu <http://multimedia.mmm.com/mws/mediawebserver.dyn>

Sinfony™ Ürün Güvenlik Bilgi Formu (MSDS)  
[http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=SSSSSuUn\\_zu8100x482xPx294v70k17zHvu9lxtD7SSSSSS--](http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=SSSSSuUn_zu8100x482xPx294v70k17zHvu9lxtD7SSSSSS--)

SR Adoro™ Kullanım Kılavuzu  
<http://www.ivoclarvivadent.com/en/all/products/resin-based-veneering-cadcam-materials/sr-adoro>

St Georges, A.J., Swift, E.J., Thompson, JY Jr., Hegmann, HO. (2002). Curing light Intensity effects on wear resistance of two resin composites, *Operative Dent*, 27: 410-417.

Stabholz, A., Zelster, R., Sela, M., Peretz, B., Moshonov, J., Ziskind, D., Stabholz, A. (2003). The use of lasers in dentistry: Principles of operation and Clinical applications. *Compendium* 24(12): 935-948.

Stannard, JG., Marks, L., Kanchanatawewat, K. (1990). Effect of multiple firing on the bond strength of selected matched porcelain-fused-to-metal combinations, *J Prosthet Dent*, 63, 627-629.

Stevenson, GC., Connely, ME. (1992). Titanium palate maxillary overdenture: a clinical report, *J Prosthodont*, 1, 57-60.

Suansuwan, N., Swain, MV. (2003). Adhesion of porcelain to titanium and a titanium alloy, *J Dent*, 31, 509-518.

Suarez, MJ., Lozano, JF., Salido, MP., Martinez, F. (2004). Three-year clinical evaluation of in-ceram zirconia posteriorfpds. *Int J Prosthodont*; 17(1): 35-8.

Sundar, V., Kennedy, CR. (2008). Cercon zirconia- a systems Solution for reliable metal-free multi-unit restorations [online]. [cited 10 May 2008]. Available from : URL : [Http://www.ceramco.com/pdf/cercon/cercon\\_css\\_systemsolutions.pdf](Http://www.ceramco.com/pdf/cercon/cercon_css_systemsolutions.pdf)

Sung, EC., Chenard, T., Caputo, AA., Amodeam, Chung, EW., RizoIU, IM. (2005). Composite resin bond strength to primary dentin prepared with Er, Cr: YSGG laser, *J Clin Pediatr Dent*, 30(1): 45-50.

Sundh, A., Sjögren, G. (2004). A comparison of fracture strength of yttrium-oxide- partially- stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil*, 31, 682-688.

Suttor, D. (2004). Lava zirconia crowns and bridges. *Int J Comput Dent*; 7(1): 67-76.

Suzuki, S., Suzuki, SH., Kramer, C. (1997). Enamel wear against resin composite and ceramic crown and bridge materials. *J Dent Res.*;76: 320-25.

Swadn, M.V., Hannink, R. H. J. (1989). Metastability of the martensitic transformation in a 12 mol% ceria-zirconia alloy: grinding studies. *J. Am. Ceram. Soc.*, 72(8): 1358-1364.

Tanne, K., Matsubara, S., Hotei, Y., Sakuda, M., Yoshidam. (1994). Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 106(3): 273-8.

Tanoue, N., Matsumura, H., Atsuta, M. (2000 ). Wear and surface roughness of current prosthetic composites after toothbrush/dentifrice abrasion. *J Prosthet Dent*. Jul;84(1): 93-7.

Taskonak, B., Mecholsky, Jr. JJ., Anusavice, KJ. (2005). Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials*,26, 3235-3241.

Terry, DA., Leinfelder, KF., Maragos, C. (2005). Developing Form, Function, and Natural Aesthetics With Laboratory-Processed Composite Resin-Part II. *Pract Proced Aesthet Dent.*;17(5): 313-8.

The Voice of Techno-Clinical Dentistry [online]. 2004 [cited 10 May 2008]. Available from : URL : (<Http://www.hintel.com/en/presse/index.php>)

Thomas, CJ., Lechner, S., Mori, T. (1997). Titanium for removable dentures. II. Two-year clinical observations, *J Oral Rehabil*, 24, 414-418.

Touati, B., Aidan, N. (1997). Second generation laboratory composite resins for indirect restorations. *J Esthet Dent*;9(3):108-18.

Trinker, TF., Roberts, M. (1998). Aesthetic restoration with full-coverage porcelain veneers and a ceromer/ fiber-reinforced composite framework. *Pract Periodont Aesthet Dent.*;10(5): 547-54.

Troia Jr. MG., Henriques, GEP., Nobilo, MAA., Mesquita, MF. (2003). The effect of thermal cycling on the bond strength of low-fusing porcelain to commercially pure titanium and titanium aluminium-vanadium alloy, *Dent Mater*, 19, 790-796.

Türkmen, C., Sazak, H., Günday, M. (2006). Effects of the Nd:YAG laser, air-abrasion, And acid-etchant on filling materials. *J. Oral Rehabil.* 33(1):64–9.

Ulusoy, M., Aydın, K. (2003). Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler, AÜ Diş hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara.

Ünlü, İ., Bala, O. (2007). İnley restorasyonların mikrosızıntısı üzerine kavite preparasyon tekniklerinin ve farklı materyallerin kullanımının etkisi. *GÜ Diş Hek Fak Derg.*; 24(1): 37-43.

Üşümez, A., Aykent, F. (2003). Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth Surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching, *J Prosthet Dent.* 90:24 30.

Van Meerbeck, B., De Munck, J., Mattar, D., Van Landuyt, K., Lambrechts, P. (2003). Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to Enamel and dentin as a function of surface treatment, *Operative Dentistry*, 28-5, 647-660.

Van Noort, R. (2002). *Introduction to Dental Materials*, 2. Edition.

Van Roekel, NB. (1992a). Electrical discharge machining in dentistry, *Int J Prosthodont*, 5, 114-121.

Verran, J., Rowe, DL., Boyd, RD. (2003). Visualization and measurement of nanometer dimension surface features using dental impression materials and atomic force microscopy, *Int Biodeterioraion & Biodegradation*, 51, 221-228.

Walker, MP., White, RJ., Kula, KS. (2005). Effect of fluoride prophylactic agents on the mechanical properties of nickel-titanium-based orthodontic wires, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 127, 6, 662-669.

Wang, RR., Fenton, A. (1996). Titanium for prosthodontic applications: A review of the literature, *Quintessence Int*, 27, 401-408.

Wang, RR., Meyers, E., Katz, JR. (1998). Scanning acoustic microscopy study of titanium-ceramic interface of dental restorations, *J Biomed Mater Res*, Dec 15, 42(4), 508-516.



Wang, RR., Welsch, GE., Monteiro, O. (1999). Silicon nitride coating on titanium to enable titanium-ceramic bonding, *J Biomed Mater Res*, 46, 262-270.

Wataha, JR., Craig, RG., Hanks, CT. 1991 The release of elements dental casting alloys into cell-culture medium *J Dent Res* 70:1014-1018.

Watt, IM. (1996). *The principles and practice of electron microscopy*, Cambridge University press, UK.

White, JM., Goodis, HE., Rose, CM., Khosrivi, PM., Hornberger, B. (1991). Shear Bond strength of Nd:YAG laser treated dentine, *J Dent Res*, 70 (397) 48.

White, SN., Ho, L., Caputo, AA., Goo, E. (1996). Strength of porcelain fused to titanium beams, *J Prosthet Dent*, 75, 640-648.

Williams, DF. (1981). Titanium and titanium alloys In ‘‘Biocompatibility of Clinical implant materials ‘’, Ed by DF Williams, 9-44, CRC Pres,FL.

Wolfart, M.,Lehmann, F., Wolfart, S., Kern, M.(2006). Durability of the shear bondStrengthto zirconia ceramic after using differentsurface conditioning methods. *Dent.Mater.*23:45-50.

Xing, W., Jiang, T., Ma, X., Liang, S., Wang, Z., Sa, Y., Wang, Y. (2010). Evaluation of the esthetic effect of resin cements and try-in pastes on ceromer veneers. *J Dent.*; 38(2): 87-94.

Yamada, K., Onizuka, T., Sumii, T., Swain, MV. (2004). The effect of Goldbonder on the adhesion between porcelain and püre titaniu, *J Oral Rehabil*, Aug, 31(8), 775-784.

Yamamoto, H., Sato, K. (1980). Prevention of dentalcaries by acousto-optically Q-switched Nd:YAG laser irradiation. *J Dent res*feb59(2): 137.

Yavuzyılmaz, H., Turhan B, Bavbek B, Kurt E. (2005). Tam Seramik sistemleri II. *GÜ Dişhek Fak Derg*; 22: 49-60.

Yavuzyılmaz, H., Turhan, B., Bavbek, B., Kurt, E. (2005 a). Tam Porselen Sistemleri I, *GÜ Dişhek Fak Derg*, 22(1) : 41-48.

Yavuzyılmaz, H., Ulusoy, MM., Kedici, PS., Kansu, G. (2003). Protetik diş tedavisi terimleri sözlüğü, *Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği*, Ankara.

Yılmaz, H., Dinçer, C. (1999). Comparison of the bond compability of titanium and an nicr alloy to dental porcelain, *J Dent*, 27, 215-222.

Yoda, M., Konna, T., Takada, Y., Iijima, K., Griggs, J., Okuno, O., Kimura, K., Okabe, T. (2001). Bond strength of binary titanium alloys to porcelain, *Biomaterials*, 22, 1675-1681.

Yoshida, K., Morimoto, N., Tsuo, Y., Atsuta, M. (2004). Flexural fatigue behavior of machinable and light activated hybrid composites for esthetic restorations. J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater;70B: 218-22.

Yöndem, İ. (2006). Farklı yüzey bitirme işlemlerinin Metal Desteksiz Seramik Restorasyonlarda Yüzey Pürüzlülüğü ve Kırılma dayanımları üzerindeki Etkisinin Karşılaştırmalı olarak İncelenmesi, Doktora Tezi, Konya.

Yücel, MT. (2005). Farklı tip Tam Seramik Kronların Marjinal Uyumlarının İn-Vitro Olarak Değerlendirilmesi, Doktora Tezi, Konya.

Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., Aksu, L. (1993). Diş hekimliğinde maddeler bilgisi, 1.baskı, A.Ü.Basımevi, Ankara.

Zhang, Y., Lavn, B. R., Rekov, E. D., Thompson, V. P. (2004). Effect of sandblasting On the long-term performance of dental ceramcis. J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater., 15:381-386.

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı : Oğuzhan GÖRLER  
Doğum Yeri ve Tarihi : Sivas, 19/05/1983  
Medeni Hali : Evli  
Yabancı Dili : İngilizce  
İletişim Adresi : Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi,  
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 58140-Sivas  
E-posta Adresi : oguzhangorler@gmail.com

### Eğitim ve Akademik Durumu

Lise : Sivas Kongre Lisesi  
Yüksek Lisans : Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, 2003-  
2008  
Doktora : Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi,  
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2009-2013

### İş Tecrübesi

2009-2010 Özel Muayenehane  
2010-2011 Sivas Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi  
2011-halen Araştırma Görevlisi