



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**ZİRKONYUM ALTYAPI ÜZERİNE UYGULANAN FARKLI
VENEER SERAMİK TEKNİKLERİNİN BAĞLANTI
KUVVETLERİNE ETKİSİ**

Orhan KANDEMİR SOY

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Semih BERKSUN**

2010- ANKARA

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ZİRKONYUM ALTYAPI ÜZERİNE UYGULANAN FARKLI
VENEER SERAMİK TEKNİKLERİNİN BAĞLANTI
KUVVETLERİNE ETKİSİ**

Orhan KANDEMİR SOY

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

DANIŞMAN

Prof. Dr. Semih BERKSUN

**Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Araştırma Projesi
tarafından 2008-5 proje numarası ile desteklenmiştir**

2010- ANKARA

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Programı çerçevesinde
yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından
Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 16/07/2010

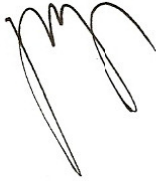
Jüri Başkanı
Prof. Dr. Hüsnü YAVUZYILMAZ
Gazi Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi



Jüri

Prof. Dr. Bengül YURDUKORU

Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi



Jüri

Prof. Dr. Yavuz BURGAZ

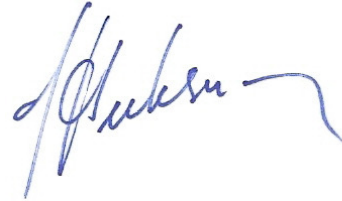
Gazi Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi



Jüri

Prof. Dr. Semih BERKSUN

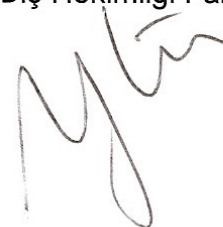
Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi



Jüri

Prof. Dr. Nehir ÖZDEN

Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi



İÇİNDEKİLER

Kabul ve onay	ii
İçindekiler	iii
Önsöz	v
Simgeler Kısaltmalar	vi
Şekiller	vii
Çizelgeler	ix
1.GİRİŞ	1
1.1.Porselenin Tarihçesi	1
1.2 Diş Hekimliğinde Kullanılan Porselenlerin Yapısı	2
1.2.1.Feldspar	3
1.2.2.Kuartz	4
1.2.3.Kaolin	4
1.2.4.Renk pigmentleri	4
1.2.5.Boyalar	5
1.2.6.Akışkanlaştırıcılar	5
1.3.Diş Hekimliğinde Kullanılan Porselenlerin Sınıflamaları	6
1.3.1.Fırınlama Isılarına Göre	6
1.3.2.Yapım Tekniklerine Göre	7
1.4.Metal Destekli Seramikler	7
1.5.Metal Desteksiz Seramikler	8
1.5.1.Cam Seramikler	12
1.5.2.Alümina Esaslı Seramikler	14
1.5.3.Zirkonyum Esaslı Seramikler	17
1.6.Zirkonyum	17
1.6.1.Yapısı	19
1.6.2.Mekanik ve Fiziksel Özellikleri	21
1.6.3.Biyolojik Özellikleri	26
1.6.4.Düşük Sıcaklık Bozunması veya Yaşlanması	27
1.6.5.Zirkonyum Altyapısının Üretimi	30
1.6.6.Zirkonyum Altyapısı İle Veneer Seramik Bağlantısı	36

1.7.Makaslama (Shear) Testi	42
2.GEREÇ VE YÖNTEM	44
2.1.Zirkonyum Altyapıların Hazırlanması	45
2.2.Zirkonyum Altyapısına Uygulanan İşlemler	48
2.2.1.Zirliner uygulanması	48
2.2.2.Tabakalama Tekniği Kullanılarak Porselen Uygulanması	50
2.2.3.Presleme Tekniği Kullanılarak Porselen Uygulanması	55
2.3.Termal siklus	61
2.4.Bağlantı Testi (Makaslama Bağlantı Testi)	61
2.5 Mikroskop İle Kopma Şekillerinin İncelenmesi	63
2.6.İstatiksel Analiz	63
3.BULGULAR	64
3.1.Bağlantı Testi Bulguları	64
3.2.Mikroskop Bulguları	74
4.TARTIŞMA	75
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	95
ÖZET	96
SUMMARY	97
KAYNAKLAR	98
ÖZGEÇMİŞ	109

ÖNSÖZ

Tez çalışması ve doktora eğitimim süresince sabrını, yardımını, deneyimlerini ve desteğini esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Semih Berksun'a,

Kıymetli katkılarından dolayı tez jürisindeki ve anabilim dalımızdaki tüm değerli hocalarıma,

Doktora eğitimimde birlikte çalışmaktan çok mutluluk duyduğum sevgili asistan arkadaşlarıma,

Araştırmada kullanılan materyallerin temin edilmesinde ve deneylerin gerçekleştirilmesinde maddi destek sağlayan Ankara Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Dekanlığı'na,

Deney örneklerimin hazırlanması sırasında, laboratuvarlarının tüm olanaklarından yararlanmamı sağlayan Meka Dış Protez Laboratuvarı, F&Y Dental ve SAM Dental çalışanlarına,

Tüm eğitim ve öğretim hayatım boyunca, maddi ve manevi her türlü desteği gösteren annem, babam ve ablam'a,

Tez çalışmam süresince sevgisi, sabrı ve desteğiyle her zaman yanımda olan nişanlım Elif'e,

SONSUZ TEŞEKKÜRLER....

SİMGELER VE KISALTMALAR

Al_2O_3	Aluminyum oksit
$Al_2O_3 \cdot SiO_2 \cdot 2H_2O$	Alüminyum Hidrat Silikat
$^{\circ}C$	Santigrat derece
CAD	Computer Aided Design
CaO	Kalsiyum oksit
CAM	Computer Aided Manufacturing
cm	Santimetre
dak	Dakika
F	Kuvvet
Kg	Kilogram
K_2O	Potasyum oksit
$K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$	Potasyum alumina silikat
μm	Mikro metre
m	Monoklinik faz
mm	Mili metre
MPa	Mega paskal
MgO	Magnezyum oksit
$Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$	Sodyum alumina silikat
Na_2O	Sodyum oksit
nm	Nanometre
Si	Silisyum
SiO ₂	Silisyum oksit
PSZ	Parsiyel Stabilize Zirkonya
t	Tetragonal faz
t→m	Tetragonal-monoklinik faz transformasyonu
TZP	Tetragonal Zirkonyum Polikristalleri
Y_2O_3	Yttrium oksit
Y-TZP	Yttrium-stabilize tetragonal zirkonyum polikristalleri
ZrO_2	Zirkonyum oksit

ŞEKİLLER

- Şekil 1.1** Diş hekimliğinde kullanılan porselenlerin yapısı
- Şekil 1.2** Zirkonyumun faz değişim sıcaklıkları
- Şekil 1.3** Zirkonyumun faz şekilleri
- Şekil 1.4** Dönüşüm sertleşmesi nedeniyle çatlağın ilerleyişinin engellenmesi
- Şekil 1.5** Yaşlanma sürecinde transformasyonun komşudan komşuya yayılmasını gösteren kesitsel bir şeması
- Şekil 1.6** Makaslama testi
- Şekil 2.1** IPS e.max ZirCAD bloklar
- Şekil 2.2** IPS e.max ZirCAD blokların Mikrocut aletine sabitlenmesi
- Şekil 2.3** IPS e.max ZirCAD blokların kesim şekli
- Şekil 2.4** Kesim işlemi tamamlanmış örnekler
- Şekil 2.5** Zircozahn sinterleme fırını
- Şekil 2.6** Sinterleme sonrası IPS e.max ZirCAD örnekler
- Şekil 2.7** Zirliner hazırlanışı
- Şekil 2.8** IPS e.max ZirCAD örneklerin üzerine Zirliner uygulaması
- Şekil 2.9** Programat P500 fırını ve Zirliner pişirme programı
- Şekil 2.10** Zirliner uygulanıp, fırınlama işlemi yapıldıktan sonra zirkonyum örnekler
- Şekil 2.11** Metal kalıbın alt ve orta tabakaları
- Şekil 2.12** Metal kalıbın üst tabakasının yerleştirilmesi
- Şekil 2.13** Yerleştirilen zirkonyum altyapılar
- Şekil 2.14** Zirkonyum örnekler ve üst parçanın yerleştirilmesi
- Şekil 2.15** Örneklerin kalıptan çıkarılması
- Şekil 2.16** Seramik fırınına konan örnekler
- Şekil 2.17** Fırınlama sonrası örnekler
- Şekil 2.18** Son fırınlama işlemi için tekrar yerleştirilen örnekler
- Şekil 2.19** Mum modelaj işlemi yapılmış zirkonyum altyapılar
- Şekil 2.20** Tijlerin bağlanması ve manşete alınması
- Şekil 2.21** Revetman dökülmesi

- Şekil 2.22** Manşet ve ön ısıtma fırını
- Şekil 2.23** IPS e.max ZirPress seramik tableti
- Şekil 2.24** Pistonun yerleştirilmesi
- Şekil 2.25** Ivoclar EP500 pres fırını
- Şekil 2.26** Manşetin fırına yerleştirilmesi
- Şekil 2.27** Presleme işlemi tamamlanmış örnekler
- Şekil 2.28** Örneklerin manşetten çıkarılması
- Şekil 2.29** Al₂O₃ ile kuylanmadan önce
- Şekil 2.30** Al₂O₃ ile kuylanmadan sonra
- Şekil 2.31** Tij yolları kesilmiş örnekler
- Şekil 2.32** Tevsiyeleri tamamlanmış örnekler
- Şekil 2.33** Bağlanma deneyi için hazırlanmış örnekler
- Şekil 2.34** Termal siklus cihazı
- Şekil 2.35** Metal plaka
- Şekil 2.36** Üniversal Test cihazı
- Şekil 2.37** Makaslama kuvveti deneyi
- Şekil 3.1** Bağlantı kuvvetlerinin şeması
- Şekil 3.2** Farklı tekniklerle uygulanan veneer seramiklerin bağlantı kuvvetleri ortalamaları
- Şekil 3.3** Porselen yapım tekniklerinin bağlantı kuvvetleri dağılım
- Şekil 3.4** Zirliner uygulamasının ortalama bağlantı değerlerine etkisi
- Şekil 3.5** Termal siklus uygulamasının bağlantı değerlerine etkisi
- Şekil 3.6** Zirliner ve porselen türü etkileşimini gösteren dağılım tablosu
- Şekil 3.7** Zirliner uygulamasının IPS emax Ceram'ın bağlantı değerlerine etkisi
- Şekil 3.8** Zirliner uygulamasının IPS emax zirPress'in bağlantı kuvvetine etkisi
- Şekil 3.9** Porselen türü ve Zirliner etkileşimine göre bağlantı kuvvetleri tablosu

ÇİZELGELER

Çizelge 1.1	Dental porselenlerin tüm ağırlıktaki yüzde oksit içerikleri
Çizelge 1.2	Y-TZP 'nin Özellikleri
Çizelge 1.3	Biyomedikal maddelerin mekanik özellikleri
Çizelge 2.1	Çalışmada kullanılan malzeme ve aygıtlar
Çizelge 2.2	Örnek grupları
Çizelge 2.3	Zirliner pişirme ısıları
Çizelge 2.4	IPS e.max Ceram pişirme ısıları
Çizelge 2.5.	IPS e.max Zirpress presleme ısıları
Çizelge 3.1	Grupların bağlanma kuvveti değerleri
Çizelge 3.2	İki Yönlü Varyans Analizi tablosu
Çizelge 3.3	IPS emax Ceram için Zirliner'ı tek yönlü varyans analizi sonuçları
Çizelge 3.4	IPS emax Ceram için Zirliner'ı tek yönlü varyans analizi sonuçları
Çizelge 3.5	Porselen türü ve Zirliner etkileşimine göre bağlantı kuvvetleri değerleri
Çizelge 3.6	Kombine kopmaların adeziv ve kohesiv kopma oranları

GİRİŞ

1.1 Porselenin Tarihçesi

Seramik, Yunanca topraktan yapılmış anlamına gelen 'keramikos' kelimesinden türemiştir (Jones, 1985). Seramik kullanımı günümüzden 30.000 yıl önce, taş devrine kadar uzanmaktadır (Anusavice, 2003). Mezopotamya uygarlığında ve Asurlarda, yapı malzemesi olarak kullanılmıştır. M.Ö. 50 yıllarında Çinliler tarafından geliştirilerek, kiremit, tuğla, fayans olarak ve Çin porseleni adıyla sanat eserlerinde kullanılmıştır. XVIII. yüzyılda Portekiz'li denizciler tarafından Avrupa'ya getirilmiştir. (Jones, 1985, Anusavice, 2003).

Diş hekimliğinde ilk olarak Fransız eczacı Duchateau 1774 yılında yapısında porselen kullanılan protezi tanıtmıştır. Fakat bu protez pöröz yapısından dolayı ağız sıvılarından etkilenecek şekilde renklenmiştir. Duchateau, diş hekimi Nicolas Dubois de Chenant ile birlikte çalışarak 1789 yılında ilk porselen diş materyalinin patentini almıştır. Ürün, 1774 yılında üretilen önceki modelin geliştirilmesiyle ortaya çıkmıştır. Fakat sonraki yıllarda, dişlerin protez kaidesine sabitlenmesi metodu sorun yaratmıştır. 1808 yılında İtalyan diş hekimi Giuseppangelo Fonzi, platin pinler veya çerçeve ile proteze sabitlenen ilk porselen dişleri tanıtmıştır (Craig ve Powers, 2002). Dental porselen materyalinin gelişimi 1822'de Peale'nin pişirme fırınına geliştirmesi, 1839'da Pfaff tarafından porselen yapay dişlerin protez kaidesinde etkin bir biçimde kullanılmaya başlanması ile devam etmiş ve 1903 yılında Dr. Charles Land platin yaprak üzerinde pişirilen ilk feldspatik porselen türünü diş hekimliğine tanıtmıştır. Platin yaprak üzerinde pişirilen yüksek ısı porseleninin mükemmel estetiğine rağmen yetersiz dayanıklılığı nedeniyle, porselen materyalinin dayanıklılığını arttırmaya yönelik araştırmalar sonraki yıllarda devam etmiş, 1962 yılında Weinstein ve arkadaşları tarafından ilk metal-seramik restorasyonun patenti alınmış ve 1963'de ilk ticari porselenin Vita Firması

(Vita Zahnfabrik, Germany) tarafından üretimine başlanmıştır. 1965 yılında McLean ve Hughes'in %40-50 oranında alüminyum oksit içeren kor seramiği geliştirmişlerdir (Craig ve Powers, 2002; O'Brien,1997; Anusavice, 2003). Bu sistemin fazla opak olmasından dolayı yeterli estetiğin sağlanması için üstyapı materyali olarak feldspatik porselenin kullanılma ihtiyacı doğmuştur. Alüminyum porselen kronlar 131 MPa civarında düşük bükülme direncine sahip olduklarından dolayı sadece ön bölgede kullanılmaktaydı. Son yıllarda dental seramikler ve yapım tekniklerinde büyük gelişimler olmuştur. Lityum disilikat, alüminyum ve zirkonyum içeren daha güçlü altyapı seramikleri ve kopya frezeleme ve "slip casting" gibi üretim metodları geliştirilmiştir.

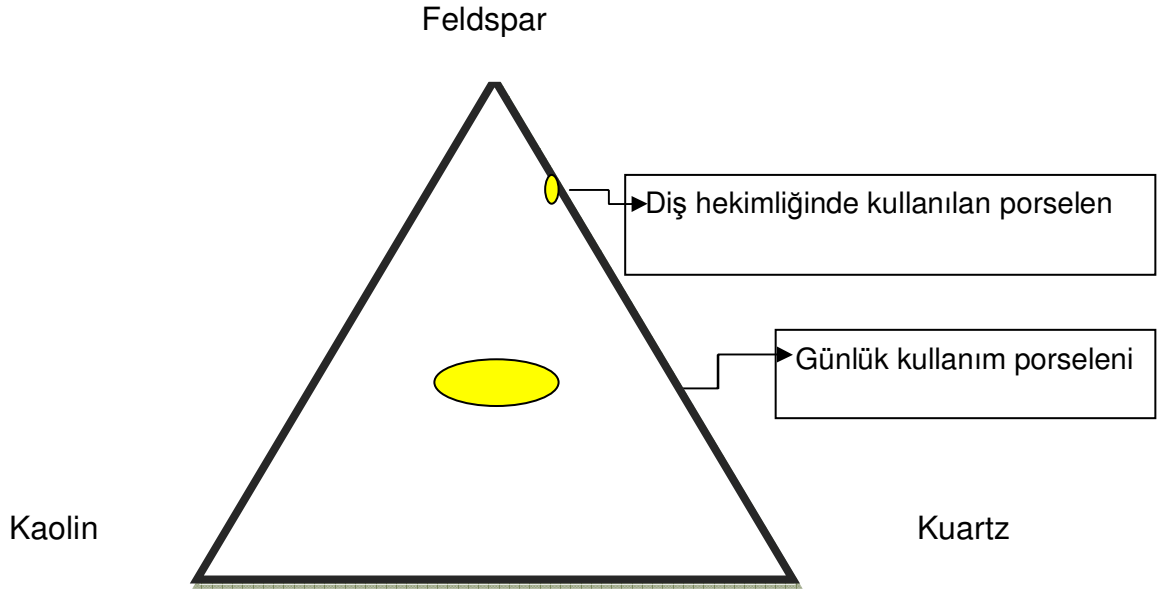
1.2 Diş Hekimliğinde Kullanılan Porselenlerin Yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan geleneksel porselenler, silikon ve oksijen atomlarının bileşiminden meydana gelen kristal olmayan bir yapıdan oluşur. Esas yapıyı oluşturan büyük oksijen atomları matriks olarak görev yaparken, daha küçük silika atomları boşluklara yerleşirler. Bu atomları bir arada tutan atomik bağlar hem kovalent hem de iyonik karakterdedir (Craig ve Powers, 2002).

Bütün seramikler doğal olarak aynı yapıdan meydana gelmişlerdir. Temel yapı feldspar, quartz, kaolin olan üç ana maddeden oluşur (Craig ve Powers, 2002). Diş hekimliğinde kullanılan porselenlerde, bu maddeler farklı oranlarda bulunur. Bunlardan başka, bazı özellikler vermek için şekillendirici olarak rol oynayan bileşimler ve bunlara ek olarak, renk oluşturan metal oksitler üretim sırasında bileşime katılırlar.

Teknisyenlerin kullandığı porselen tozu tablodaki içeriklerin basit bir karışımı değildir. Bu tozlar önce bir kez fırınlanır, üretici firma içerikleri karıştırır, ilave metal oksitler katar, birleştirir ve erimiş kitleyi suda soğutur. İşlem sonunda meydana gelen bu ürün 'frit' olarak adlandırılır. Bu ani soğutma sonucu

olarak cam içinde önemli bir stres birikimi ve derin çatlaklar oluşur. Bu materyal öğütülerek toz haline getirilir ve diş teknisyenleri tarafından kullanılan ince porselen tozu elde edilir (Van Noort, 2002).



Şekil1.1 Diş hekimliğinde kullanılan porselenlerin yapısı

1.2.1 Feldspar

Potasyum alüminyum silikat ($K_2O Al_2O_2 SiO_2$) ve sodyum alüminyum silikat ($Na_2O AlO_3 6 SiO_2$) karışımıdır. Kristal opak bir madde olup camsı fazı sağlar. Kuartz ve kaoline matriks olarak yardımcı olur. Doğal feldspar, saf olmayıp potasyum oksit (K_2O) ve sodyum oksit (Na_2O) ile değişik oranlarda karışım halinde bulunur. Feldsparın sodyumlu formu ergime sıcaklığını düşürürken, potasyumlu formu ergimiş camın viskozitesini artırarak fırınlama sırasında oluşan toplanma ve akmayı azaltır. Bu özelliği sayesinde marjinlerin yuvarlaklaşmasını, diş şeklinin ve yüzey detaylarının kaybolmasını önleyerek, restorasyona doğal görünüş sağlamaya yardımcı olmaktadır (O'Brien, 1997).

1.2.2 Kuartz

Silika (SiO_2) yapısında olan kuartz, matriks içinde doldurucu görev yapar, fırınlama sonucu meydana gelebilecek büzölmeleri önler ve kitleye stabilite sağlar. Fırınlama sırasında seramik restorasyonun şeklini korumasına yardımcı olur ve aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm verir (McClean, 1979).

1.2.3 Kaolin

Çin kili olarak isimlendirilen kaolin bir alüminyum hidrat silikatıdır. ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot \text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$). Opak olduğundan, çok az miktarlarda kullanılır. Isıya oldukça dayanıklıdır. Porselen hamuruna elastikiyet verir. Adeziv özelliğinden dolayı su ile karıştırıldığında yapışkan bir hale gelir. Kuartz ve feldspar için bağlayıcı ve opaklaştırıcı olarak kullanılır. Aynı zamanda kaolin seramiğin işlenebilmesini de kolaylaştırır. Günlük kullanım seramiği ile diş hekimliğinde kullanılan seramik arasındaki en önemli fark içerdikleri kaolin miktarıdır (McClean, 1979; Zaimoğlu ve ark.,1993). Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerde kaolin çok az miktarlarda bulunur.

1.2.4 Renk pigmentleri

Diş hekimliği porselenlerinde kullanılan feldspar nispeten saf ve renksiz olduğu için, doğal diş tonunu taklit edebilecek restorasyonlar üretmek amacıyla porselenin yapısına renk pigmentleri ilave edilir. Kullanılan pigmentler porselenin erime ısısında stabil kalabilen metal oksitlerdir. Örneğin; demir ve nikel oksit, kahverengi; bakır oksit, yeşil; titanyum oksit, sarı kahverengi ve kobalt oksit, mavi renk katar. Opasite zirkonyum, titanyum ya da kalay oksit ilavesi ile elde edilebilir (Anusavice, 2003).

1.2.5 Boyalar

Boyalar, porselen restorasyonlarda mine tabakaları, hipokalsifikasyon sahaları ve diğer efektleri taklit etmek için kullanılır. Restorasyona, yapım sıcaklığı altındaki ısılarda uygulanabilmeleri için genelde düşük ısıda fırınlanan camlardır.

1.2.6 Akışkanlaştırıcılar

Renk pigmentleri ve boyalar dışında, porselen tozundaki partiküllerin yeterince düşük ısıda birlikte sinterlenebilmesi için ısıyı düşürmek amacıyla kimyasal maddeler ya da akışkanlaştırıcılar (flux, borik oksit ya da alkali karbonatlar) porselen yapısına katılmaktadır (Anusavice, 2003; Kelly ve ark., 1996). Akışkanlaştırıcıların katılması porselenin erime ısını düşürerek, tamir, porselene ilave yapılması, boyanması veya glaze işlemlerinin uygulanmasını kolaylaştırır (Powers ve Sakaguchi, 2006).

Çizelge 1.1 Dental porselenlerin tüm ağırlıktaki yüzde oksit içerikleri

Material	%
Silika	63
Alumina	17
Borik oksit	7
K ₂ O	7
NA ₂ O	4
Diğer oksitler	1

1.3 Diş Hekimliğinde Kullanılan Porselenlerin Sınıflamaları

Üretici firmalar tarafından sunulan çok farklı diş hekimliğinde kullanılan porselen çeşitleri vardır. Değişik özelliklerine göre birçok farklı şekilde sınıflama yapılabilmektedir.

1.3.1 Fırınlama Isılarına Göre

Diş hekimliğinde kullanılan porselenler pek çok şekilde sınıflandırılmakta olup en çok kullanılan sınıflandırma, fırınlama ısılarına göre yapılmış aşağıdaki sınıflandırmadır (Anusavice, 2003; Shillingburg ve ark., 1997; O'Brien, 2002; Powers ve Sakaguchi, 2006).

A) Yüksek ısı B) Orta ısı C) Düşük ısı Porselenleri

A) Yüksek ısı Porselenleri

1290-1370°C'de fırınlanan bu porselenler; %70-90 feldspar, %11-18 kuartz ve %1-10 kaolin içerirler. Eritici maddeler içermezler. Çok homojen bir yapı gösterir ve %15 oranında büzölmeye uğrarlar. Yüksek ısı porseleni şeffaflığı, sağlamlığı ve pişirme süresinde modeli bütün detayları ile koruması gibi avantajları nedeniyle suni diş, inley ve jaket kron yapımında kullanılır.

B) Orta ısı Porselenleri

1090-1260°C'de fırınlanan bu porselenler; %61 feldspar, %29 kuartz, %5 CaCO₃, %2 Na₂CO₃, %2 K₂CO₃, %1 Na₂B₄O₂ içerirler. Yapısında kaolin bulunmayan ancak eritici maddeleri kapsayan bu tür porselenler daha düşük derecede erirler. %15'ten fazla büzölmeye uğrar ve homojen yapıdadırlar. İnley, jaket kron ve köprü protezlerinde kullanılırlar.

C) Düşük Isı Porselenleri

870-1065°C'de fırınlanan bu porselenler; %60 kuartz, %12 feldspar, %11 Na₂B₄O₂, %8 Na₂CO₃, %8 K₂CO₃, %1 CaCO₃ içerirler. Pişirme süreleri çok kısadır ve % 30-35 oranında büzölmeye uğrarlar. Piştikten sonra yüzeyleri pöröz olduğu için ağız sıvısında rengi değişir ve gri bir renk alırlar. Genellikle metal destekli kron-köprü protezlerinde, alüminöz porselenlerde (kor materyali dışında), çeşitli boya ve glaze tozlarında kullanılırlar (Anusavice, 2003; Shillingburg ve ark., 1997; O'Brien, 2002).

1.3.2 Yapım Tekniklerine Göre

Diş hekimliğinde kullanılan porselenler, yapım tekniklerine göre şu şekilde sınıflandırılır:

- 1) Metal destekli seramikler
- 2) Metal desteksiz seramikler
 - i) Geleneksel toz-likit porselenler
 - ii) Dökülebilir porselenler
 - iii) Bilgisayar yardımıyla hazırlanan porselenler
 - iv) Preslenebilir porselenler
 - v) İnfiltre porselenler (Rosenblum ve ark, 1997)

1.4. Metal Destekli Seramikler

Metal destekli seramik restorasyonlar, yaklaşık 40 yılı aşkın bir süredir kullanılmaktadırlar. Bu süre içinde metal yapıdaki ve bunun üzerini kaplayan seramik materyalindeki gelişmeler, günümüzde metal seramik

restorasyonların yaygın bir şekilde kullanımına neden olmuşlardır. Bu restorasyonlar, metalin dayanıklılığı ile porselenin estetiğini birleştirirler (Kelly ve ark., 1996).

Seramik ve metalin ısısal genleşme katsayısının birbirine yakın olması iki materyalin bağlanabilmesi için şarttır. En çok arzu edilen seramiğin ısısal genleşme katsayısının metalin ısısal genleşme katsayısından biraz düşük olmasıdır. Bu, metalin fırınlama sırasında genişerek, soğuma esnasında seramiği sıkıştırması demektir ki, bu da bağlantıyı artırır (Kelly ve ark., 1996; Craig ve Powers, 2002; Powers ve Sakaguchi, 2006). Metal ile porselenin ısısal genleşme katsayısı farkı, arzu edilenden fazla olması halinde ise soğuma sırasında meydana gelen aşırı streslere bağlı olarak porselende çatlaklar meydana gelebilir (Van Noort, 2002).

1.5 Metal Desteksiz Seramikler

Estetiğe olan ilginin ve metallere karşı olan toksik, alerjik reaksiyonlar hakkında kaygıların artmasına bağlı olarak, hasta ve hekimler; metalsiz, diş renginde restorasyonları kullanmak için tam seramik sistemleri tercih etmeye başlamışlardır. Metal desteksiz seramikler; arttırılmış estetik, dişetiyle optimal bütünleşme ve yüksek biyouyumluluk karakteri gibi özelliklere sahiptirler. Ayrıca, bağlantı yöntemlerindeki gelişmeler ile yeni yapıştırma sistemleri, bu seramik türlerine olan ilgiyi arttırmıştır.

Seramiklerin kırılma yapıları, metal desteksiz seramiklerin kullanımlarındaki temel problem olmuştur. Metal altyapıdan yoksun tam seramik restorasyonları güçlendirme yolları aranmıştır. 1903 yılında Dr. Charles Land tarafından oldukça dayanıksız ilk tam porselen jaket kron yapılmıştır. Bunu takiben ilk güçlendirme çalışmaları, 1965 yılında Mc Lean ve Hughes tarafından oldukça kuvvetli kristal bir yapı sağlayan alümina kullanımıyla başlamıştır. % 40-50 oranında alümina içerikli seramiğin bir platin yaprak

üzerinde pişirilmesi sonucu feldspatik porselenlere oranla gerilme direnci 2 kat arttırılmıştır. Platin yaprağın altta bırakılmasının da dayanıklılığa % 20 gibi bir katkısı olmuştur. Fakat platin yaprak estetiği olumsuz etkileyince yerinden çıkarılarak % 75 oranında alümina, “refractory die” üzerinde işlenerek altyapıda metal hiç kullanılmamaya başlanmıştır. Her ne kadar alümina porseleni güçlendirmek için uygun kristalin yapıyı sağlasa da, yüksek opasitesi bu materyalin yalnızca altyapı olarak kullanılmasına olanak vermiştir. Bu yönde ilerleyen çalışmalar sonucunda % 99.56 alümina içeren yapı üzerine cam infiltre etme tekniği ile (In-Ceram, Vita Zahn-fabrik, Bad Sackingen, Germany) gerilme direnci 450 MPa’a ulaşan altyapılar elde edilmiştir. Bu altyapının üzerine işlenen dentin ve mine porselenleri ile bitirilen restorasyonlar ön bölge, üç üyeli köprü restorasyonları için yeterli gerilme direncini karşılayabilmektedir (Raigrodski, 2004a; Van Noort, 2002; Craig ve Powers, 2002)

Magnezyum da alümina gibi porselene kristalin özellik kazandırılması için alt yapıya ilave edilen maddelerden biridir. Yeterli dayanıklılığa ulaşılabilmesi için yapıya % 40 oranında magnezyum ilave edilmesi ve cam infiltre edilmesi gerekir. Alüminanın yüksek opasitesini azaltmayı amaçlayan araştırmacılar magnezya kullandıkları ‘spinel enjeksiyon’ sistemini geliştirmişler fakat ürettikleri ‘aluminium magnesia spinell’ seramiği her ne kadar daha ışık geçirgenliği olsa da ancak 350 MPa gerilme direncine ulaşabilmiştir (Anusavice, 2003; Powers ve Sakaguchi, 2006; Rosenstiel ve ark., 2001).

Dökülebilir cam seramikler ile kristallerin kontrollü üretimiyle pöröz olmayan alt yapılar elde edilir. Cam seramiklerin kristalin yapısı çok aşamalı üretim teknikleri sonucunda lösit kristalleri olarak da üretilebilirler. İlk defa 1990 yılında Wohlwend tarafından açıklanan bu teknikte (IPS Empress, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) toz formundaki ürün silindirik kalıplara preslenerek pişirilmiş ve tablet formuna getirilmiştir. Mineye yakın aşınma direnci ve ışık geçirgenliği gösteren bu sistemin gerilme dayanıklılığı 160-180 MPa kadardır (Van Noort, 2002, Anusavice, 2003). 1998 yılında lityum disilikat kristalleri ile

güçlendirilmiş yeni bir altyapı seramiği hazırlanmıştır. Bu altyapının üzerine mine dokusunun hidroksiapatit kristalin yapısını taklit eden sentetik bir kristal olan florapatit kristalleri içeren bir seramik uygulanır (IPS Empress 2). Bu sistem yaklaşık % 60 oranında kristal yapı içermektedir ve 350 ± 50 MPa gerilme direncine sahiptir. Zirkonyumun alümina seramiklerini güçlendirmek için kullanıldığı farklı bir sistemde de (In-ceram Zircon, Vita Zahn-fabrik, Bad Sackingen, Germany) 700 MPa'lık gerilim direncine ulaşılmıştır. (Anusavice, 2003; Raigrodski, 2004b).

Dental porselenlerde ulaşılan en yüksek gerilim değerlerine, yitrium ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit kristallerinin kullanımı ile erişilmiştir. 900 MPa gerilim direncine sahip seramik, arka bölgelerde tam seramik kron ve köprü restorasyonlarının yapımına imkan verir. Zirkonyum oksitten dolayı yapı oldukça opaktır ve altyapı olarak kullanımı tercih edilir. (Raigrodski, 2004a).

Tam seramik restorasyonların üretimde farklı yapım teknikleri yer almaktadır. Bu teknikler;

- a) Sinterleme
- b) Cam infiltrasyonu
- d) Sıcak-presleme
- e) Makina ile şekillendirme olarak sayılabilir (Powers ve Sakaguchi, 2006).

Sinterlemede porselen partikülleri ısı ile birbirlerine bağlanır. Sinterleme tekniği için alümina içerikli ve lösitle güçlendirilmiş seramikler kullanılabilir. Cam infiltrasyonunda; sinterlenmiş süngerimsi seramiğin boşlukları eritilmiş cam partikülleri ile tıkanır. Presleme tekniğinde hazırlanan mum modelajın uçurulmasını takiben oluşan boşluklara tabletler şeklindeki seramik bloklar ısı ve basınç altında preslenir. Makine ile aşındırma tekniğinde, restorasyon hazır seramik bloklardan makine tarafından kazınarak üretilir (Powers ve Sakaguchi, 2006).

Tam seramik sistemlerinin alt yapı materyalleri içeriklerine göre 3 ana grupta toplanır (Conrad ve ark, 2007).

1.Cam Seramikler

A) Lössit ($\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$) kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

- IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Optimal Pressable Ceramic (Jeneric Pentron, Wallingford, USA)
- IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

B) Lityum disilikat ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$) kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

- IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

C) Feldspatik ($\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-Na}_2\text{O-K}_2\text{O}$) seramikler

- VITABLOCS Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)
- VITA TriLuxe Bloc (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)
- VITABLOCS Esthetic Line (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)

2.Alümina Esaslı Seramikler

- In-Ceram Alumina (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)
- In-Ceram Spinell (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)
- Synthoceram (CICERO Dental Systems, Hoorn, The Netherlands)
- In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)
- Procera AllCeram (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden)

3.Zirkonyum Esaslı Seramikler

- ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn, USA)
- Cercon (Degussa Dental, Hanau, Germany)
- DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwill, Switzerland)
- Denzir (Decim AB, Skelleftea, Sweden)
- Procera AllZirkon (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden)
- ZirkonZahn (ZirkonZahn GmbH, Bruneck, Italy)
- ZirKon (Cynovad, Montreal, Canada)
- Everest ZS-Blank (KaVo, Biberach, Germany)

1.5.1 Cam Seramikler

A) Lössit ($\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$) kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler:

Lössit kristalleri ($\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$) ile güçlendirilmiş bir feldspatik porselen olan IPS-Empress 1 sisteminin temel yapısı, 1990 yılında Wohlwend tarafından açıklanmıştır (Qualtrough ve Piddock, 1997). Laboratuarda elde edilen model üzerinde mum modelaj yapılır ve özel revetmanı ile manşete alınır. Seramik tabletler, özel fırınlarda gerçekleştirilen mum eritme işlemi ile oluşan negatif boşluklara yüksek ısı ve vakum altında preslenir (Rosenblum 1997; Whitters ve ark., 1999; Cattell ve ark., 1997). Bükülme direnci 120-160 MPa arasında olan Empress materyalinin aşınma katsayısı ve ışık geçirgenliği mineye benzer ve sistem üstün estetik özelliklere sahiptir (Cattell ve ark., 1997). Endikasyonları anterior veneer restorasyonlar ve kronlarla sınırlıdır (Fradeani ve Redemagni, 2002) . IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent) 1998 yılında Cerec InLab (Sirona, Bensheim, Germany) sisteminde kullanılmak üzere dizayn edilmiştir. IPS Empress gibi lössitle güçlendirilmiş bir seramik çeşididir ancak daha ince partikül boyutlarına sahiptir. Seramik blok olarak üretilip makine ile şekillendirilirler (Fasbinder, 2002).

B) Lityum disilikat ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$) kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

IPS Empress sistemiyle metal desteksiz veneerler, inleyler, onleyler ve kronların yapımı üstün uyum, mekanik ve optik özelliklerle sağlanmaktaydı (Shillingburg ve ark. 1997; O'Brien 1997; IPS Empress 2 System –Scientific Documentation, 2003). Ancak dental köprülerin yapımı mümkün olmamaktaydı. Daha sonra 1998 yılında cam matriks yapısına eklenen lityum disilikat kristalleri ile endikasyon aralığı genişletilerek IPS Empress 2 sistemi geliştirilmiştir (Höland ve ark. 2000; Blatz ve ark. 2003).

IPS Empress'teki % 30-40 oranında kullanılan kristal yapı seramiğin dayanıklılığını artırırken, opak yapı nedeniyle estetik görünümü etkilemekteydi. IPS Empress 2'de ise lityum disilikat cam seramiğin kontrollü kristalizasyonu ile materyalin translüsenliği etkilemeden kristal içeriği % 60 oranına çıkarılmıştır. Ayrıca kontrollü kristalizasyon ile florapatit kristalleri oluşturulmuştur ve bu kristallerin doğal diş yapısındakine benzer şekil ve kompozisyonda oldukları bildirilmiştir. Bu da materyalin optik özellikleri ve aşınma direncinin doğal dişe benzer olmasını sağlamıştır (Qualtrough ve Piddock, 2002). IPS Empress 2'nin bükülme direnci 300-400 MPa (Chen ve ark., 2008; Höland ve ark., 2000), kırılma dayanımı $2.8\text{-}3.5 \text{ MPa/m}^{1/2}$ 'dır (Quinn ve ark., 2003). Bu restorasyonların dayanıklılığını ve hizmet süresini artırmak amacıyla adeziv teknikle simante edilmeleri önerilmektedir (Sorensen ve ark., 1999). Alt yapı üzerine florapatit esaslı bir üstyapı porseleni uygulanır, böylece ışık geçirgenliği artmış yarı translüsens bir restorasyon elde edilir (Tinschert ve ark., 2001, Raigrodski, 2006). Endikasyonları, anterior köprü ve 2. premolara kadar uzanan ve en fazla bir premolar genişliğinde gövdeye sahip olan posterior köprülerin yapımını içermektedir (Tinschert ve ark., 2001; Höland ve ark., 2000, Sorensen ve ark., 1999). IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 2005 yılında geliştirilmiş, lityum disilikat içeren ve preslenebilen bir cam seramiktir. IPS Empress 2'ye göre fiziksel özellikleri ve translüsenliği, farklı fırınlama işlemiyle geliştirilmiştir (Stapper ve ark., 2006).

C) Feldspatik ($\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-Na}_2\text{O-K}_2\text{O}$) seramikler

Vita Mark I (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) feldspatik bir porselendir. Vita Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany), 1991 yılında CEREC 1 (Siemens AG, Bensheim, Germany) sistemi için geliştirilmiş bir feldspatik porselendir. Vita Mark I 'e göre dayanıklılığı daha iyidir ve tanecik boyutu $4\ \mu\text{m}$ ' a küçültülmüştür. % 60-64 SiO_2 ve % 20-23 Al_2O_3 içerir. Adeziv simantasyon için mikromekanik retansiyon elde etmek amacıyla hidroflorik asitle pürüzlendirilebilir (Fasbinder, 2002; Denissen ve ark., 2000). Bu ürün monokromatik olmasına rağmen, Classic line Vita, Vitapan 3DMaster, Vita blocs Esthetic line olmak üzere renk çeşitleri mevcuttur (Fasbinder, 2002). Tek renkten oluşan bir restorasyonun estetik dezavantajlarını ortadan kaldırmak ve doğal dişin optik özelliklerini taklit edebilmek için çok renkli seramik bir blok olan Vita Triluxe Bloc (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) üretilmiştir. Vita Triluxe Bloc, 3 tabaka halindedir. En alttaki tabaka koyu opak, en dıştaki 3. tabaka translüsens tabakadır (Sevük ve ark., 2002).

1.5.2 Alümina Esaslı Seramikler

A) In-Ceram Alumina: (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany)

1989 yılında geliştirilen InCeram Alümina anterior bölgede üç üye köprü yapımı için geliştirilen ilk tam seramik sistemdir (Haselton ve ark., 2000). Yoğun bir şekilde sıkıştırılmış Al_2O_3 partikülleri refraktör model üzerine uygulanır ve $1120\ ^\circ\text{C}$ ' de 10 saat süre ile sinterlenir (Xiao-ping ve ark., 2002; Chai ve ark., 2000). Sonuçta pöröz bir alümina altyapı elde edilir. Bu pöröziteyi ortadan kaldırmak, dayanıklılığı artırmak ve çatlak oluşumuna neden olan potansiyel bölgeleri sınırlandırmak amacıyla ikinci bir fırınlamayla $1100\ ^\circ\text{C}$ 'de 4 saat süreyle yapıya cam infiltre edilir (Xiao-ping ve ark., 2002). Alümina ve camın ısıl genleşme katsayılarının farkı sebebiyle baskı

stresleri oluşur ve bu stresler dayanıklılığı artırır. Yarı opak olduğu için tam olarak ışık geçirgenliğine izin vermez ve dolayısıyla yeteri kadar estetik değildir (Heffernan ve ark., 2002). Altyapı üzerine uygulanan feldspatik porselenle kron tamamlanır (Bindl ve Mörmann, 2002; Haselton ve ark., 2000). Bükülme direnci 236- 600 MPa (Giordano ve ark., 1995; Guazzato ve ark., 2002) ve kırılma direnci 3,1- 4,61 MPa/m^{1/2}'dir (Wagner ve Chu, 1996; Seghi ve Sorensen, 1995). Anterior, posterior kronlarda ve üç üyeli anterior köprülerde endikedir.

B) In-Ceram Spinell (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)

In-Ceram Spinell, 1994 yılında In-Ceram Alümina'nın opak alt yapısına alternatif olarak geliştirilmiştir (Heffernan ve ark., 2002). Üretim şekli In-Ceram Alümina ile aynıdır. In-Ceram tekniğinde kullanılan alüminyum oksit yerine, magnezyum alüminyum oksit (MgAl₂O₄) kullanılmaktadır. Bükülme direncinin In-Ceram Alümina'dan yaklaşık olarak %25 daha düşük ve 283-377 MPa arasında olduğu bildirilmiştir. Translüsensliği ise daha fazladır. Bükülme direncinin düşük ve ışık geçirgenliğinin iyi olması sayesinde estetik beklentilerin fazla olduğu ön bölge restorasyonlarında kullanılması önerilmektedir (Magne ve Belser, 1997). Bu materyal CEREC inLab (Sirona, Bensheim, Almanya) sistemiyle de kullanılabilir. Sonrasında feldspatik porselenle üst yapısı oluşturulmaktadır (Bindl ve Mörmann, 2002; Fradeani ve Redemagni, 2002).

C) Synthoceram (CICERO Dental Systems, Hoorn, The Netherlands)

Synthoceram, CICERO (Computer Integrated Ceramic Reconstruction) teknolojisiyle üretilen, yüksek dayanıklılığa sahip cam infiltre edilmiş alüminyum oksit seramiktir (Dozic ve ark., 2003; De Jager ve ark., 2005). İlk olarak Denissen ve arkadaşları tarafından tanıtılmıştır (Denissen ve ark., 1999). İnley, onley, kron ve köprü yapımı için geliştirilmiştir (Van Der Zel ve ark., 2001). Alt yapı lazer taraması, bilgisayar destekli frezeleme ve seramik

fırınlanması ile üretilir. Frezeleme ve fırınlama, merkez laboratuvarında yapılır. Alt yapı, lösit içermeyen bir cam seramik ile tamamlanır (Dozic ve ark., 2003; De Jager ve ark., 2005).

D) In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)

In-Ceram Zirconia, In-Ceram Alümina sisteminin seramiği güçlendirmek amacıyla, yapıya % 33 parsiyel stabilize zirkonyum oksit ilavesi yapılarak modifiye edilmiş halidir (Sundh, 2004, Guazzato, 2004b). Slip-cast tekniği ile ya da fabrikasyon yolu ile daha önceden hazırlanmış bloklardan makine ile aşındırma yolu ile elde edilir. Elde edilen altyapı üzerine feldspatik porselenle restorasyon tamamlanır (Raigrodski, 2004b; Tinschert ve ark., 2001; Bindl ve Mörmann, 2005).

E) Procera AllCeram (Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden)

Procera,% 99,9 yüksek saflıkta alüminyum oksit içerir (Raigrodski, 2004b). Alümina esaslı materyaller arasında en yüksek dayanıklılığa sahiptir ve dayanıklılığı sadece zirkonyumdan daha düşüktür (Oden ve ark., 1998). Bükülme dayanımı 687 MPa' dır (Wagner ve Chu, 1996). Çalışma modelini taramak ve preperasyonun 3 boyutlu şeklini tanımlamak için bir uç kullanılır. Veriler üreticiye elektronik ortamda gönderilir, üreticide % 20 büyütülmüş bir model elde edilir. Yüksek saflıktaki alüminyum oksit tozu büyütülmüş model üzerinde mekanik olarak sıkıştırılır. Pöröziteyi elimine etmek ve gerçek boyutlardaki alt yapıyı elde etmek için 1550 °C'de sinterlenir. Sinterlemeden sonra % 20 sinterleme büzülmesi meydana gelir (Oden ve ark., 1998). Merkez laboratuvarından gelen altyapı üzerine, altyapının ısıl genleşme katsayısına uygun düşük ısı porseleni kullanılarak restorasyon bitirilir (Fradeani ve Redemagni 2002).

1.5.3.Zirkonyum Esaslı Seramikler

Zirkonyum esaslı seramikler, lityum disilikat ve alümina içeren seramiklere göre yüksek mekanik özelliklerinden dolayı, tam seramik sistemlerde daha fazla tercih edilmektedir (Tinschert ve ark., 2001). Zirkonyum esaslı seramiklerin diş hekimliğinde en çok kullanılan formu zirkonyum oksite yitrium katılmasıyla oluşan yitrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristalleridir. Y-TZP'nin (yitrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristalleri) kimyasal ve boyutsal stabilitesi, yüksek kırılma dayanıklılığı ve mekaniksel kuvvetiyle posteriorda sabit parsiyel protezlerin kullanımına ve porselen altyapı kalınlıklarının azaltılabilmesine izin vermektedir (Denry ve Kelly, 2008; Aboushelib ve ark, 2005).

ZirCAD, DC- Zirkon, Lava, Denzir, Procera AllZirkon, Cercon, bu tür seramiklere örnek olarak verilebilir. Zirkonyum oksit altyapısının metal altyapı kadar radyopak olması, restorasyon uyumunun, sekonder çürük gelişiminin ve fazla simanın radyografik muayenede değerlendirilmesini kolaylaştırmaktadır.

1.6. Zirkonyum

Zirkon, çok eski zamanlardan beri değerli bir taş olarak bilinmektedir. Zirkonyum, Arapça zargon kelimesinden temel alır. Zargon farsça kökenli bir kelimedir. Zar=Altın, Gun=Renk kelimelerinden meydana gelmiştir. Zirkonyum dioksit (ZrO_2) olan zirkonya ise 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 (Piconi ve Maccauro, 1999).

Sertliği, aşınma direnci, dayanıklılığı, yüksek korozyon direnci ve ani ısıl değişimlere dayanıklılığı gibi özellikleri ile ilk olarak endüstride kullanılmış,

biyomateryal olarak kullanılmasına ise, 1960'lı yıllarda başlanmıştır. İlk olarak ortopedide kullanım alanı bulan zirkonyum, kalça eklem protezlerinde eklem başı üretiminde kullanılmış, fakat 2001 yılındaki birtakım başarısız vakaların gözlemlenmesiyle günümüzde kalça eklem protezlerinde kullanımı %90'dan daha fazla oranda azalmıştır (Chevalier, 2006).

Düşük kaliteli zirkonyum aşındırıcı olarak kullanılmaktadır. Sert, aşınmaya dayanıklı zirkonyum esaslı seramikler, basınçlı motorların valflerinde ve düşük korozyonlu, termal şoka dayanıklı malzemelerin yapımında olduğu gibi yıpratıcı ortamlarda da kullanılmaktadır. Zirkonyum bıçaklar, manyetik bantların ve sigara filtrelerinin kesiminde kullanılır. Yüksek ısıda iyonlara karşı geçirgen olmaları, zirkonyum esaslı seramiklerin solid elektrolitler olarak akaryakıt hücrelerinde ve oksijen sensörlerinde kullanılmalarını sağlar. Ayrıca zirkonyum esaslı seramikler çok yüksek derecede eridiği için yüksek ısılı fırınlarda ve ateşe dayanıklı kapların yapımında kullanılır. Kimyasal ve boyutsal stabilitesi iyi, fiziksel dayanımı, sertliği ve Young's modülüsü paslanmaz çeliğinkine yakın olduğu için zirkonyum esaslı seramiklerin bir tıbbi malzeme olarak kullanılması da düşünülmüştür (Piconi ve Maccauro, 1999).

Zirkonyum, diş hekimliğinde 1990'ların başında kullanılmaya başlanmıştır. Başlangıçta endodontik postlarda, implantların üst yapılarında ve ortodontik braketlerde kullanılırken, son zamanlarda tam seramik restorasyonlarda alternatif bir altyapı materyali olmuştur (Raigrodski ve ark., 2006).

Zirkonyum ile güçlendirilen seramiklerin birkaç formu bulunmaktadır.

- **Y-TZP (yttrium-oxide-partially-stabilized zirconium)**: Diş hekimliğinde en çok kullanılan şeklidir. Polikristalin yapıda tetragonal zirkonyum olarak isimlendirilmiştir. Yaklaşık %3 veya % 5 yttrium oksit (Y_3O_2) ile zirkonyumun kısmen stabile edilmesiyle elde edilmiştir (Blatz ve ark, 2004).

- **Mg-PSZ (magnesia-partially-stabilized zirconium)**: Mikroyapısında kübik matriks içinde tetragonal çökeltilerden oluşmaktadır. Materyalin yapısındaki MgO miktarı genellikle %8 - %10 mol arasında değişmektedir (Denry ve Kelly, 2007). Parsiyel stabilize edilmiş zirkonyum olarak adlandırılan zirkonyum nispeten daha büyük gren boyutu (30-60 μ) nedeniyle pöröz bir yapıdadır ve aşınma problemi nedeniyle biyomedikal uygulamalarda tercih edilmez (Piconi ve Maccauro, 1999). Denzir-M dental restorasyonlarda kullanılan Mg-PSZ'ye örnek olarak verilebilir.

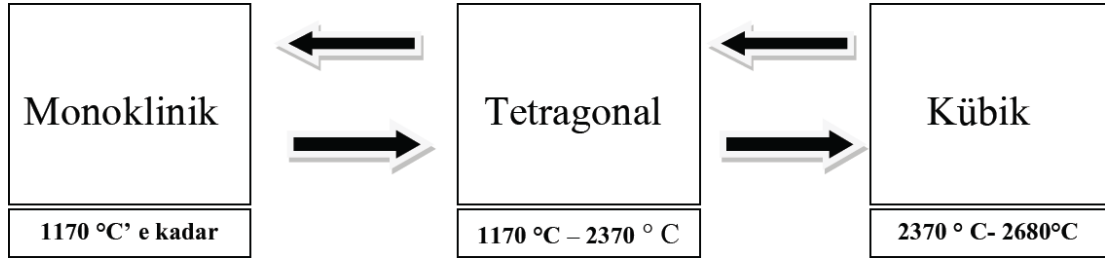
- **Cam infiltre zirkonyum (Güçlendirilmiş alümina ZTA)** : Zirkonyum ile sertleştirilmiş alümina olarak sınıflandırılırlar. Ticari ismi In-Ceram Zirconia olarak da bilinmektedir. Biyoseramik olarak kullanımı son zamanlarda artan bir materyaldir. Pörözitesi sinterlenmiş Y-TZP'den daha fazladır ve %8 ve %11 arasında değişir (Guazzato ve ark., 2002). Bu nedenle In-Ceram Zirconia'nın fiziksel özellikleri Y-TZP ile kıyasla daha düşüktür (Guazzato ve ark., 2004a). Fakat bu seramikler aynı termal siklus veya yaşlandırma ortamlarında Y-TZP'ye oranla ,daha iyi termal stabiliteye sahiptirler ve düşük ısı yaşlandırmasına daha dirençlidirler (Tsukuma ve Shimada, 1985).

Gelişmelerin ilk yıllarında önce ZrO_2 -MgO, ZrO_2 -CaO, ZrO_2 -CeO₂ ve ZrO_2 -Y₂O₃ şeklinde karışımlar biyomedikal kullanımlar için denenmiş, ancak sadece yitrium ile stabilize edilen zirkonyum- seramiklerinin biomedikal açıdan kullanıma uygun olduğu görülmüştür. (Raigrodski, 2004b; Piconi ve Maccauro, 1999).

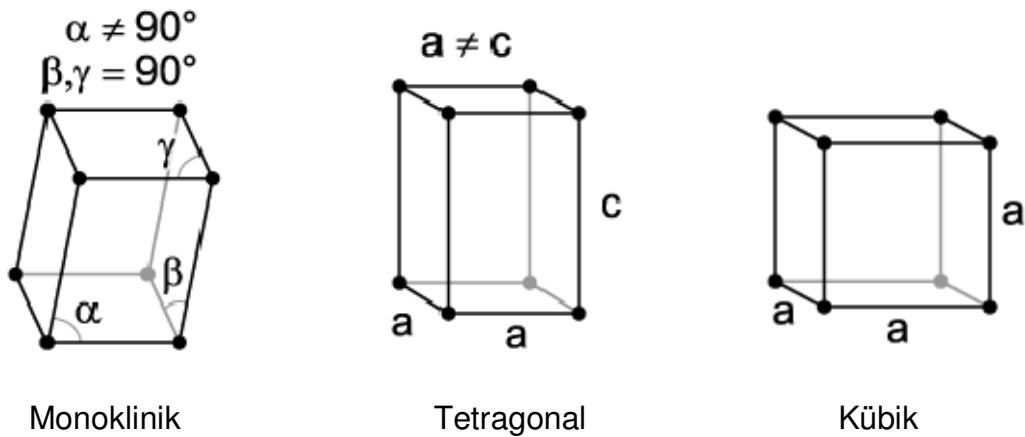
1.6.1. Yapısı

Zirkonyum oksit farklı 3 allotropu olan polimorfik bir maddedir. Monoklinik (M), Tetragonal (T) ve Kübik (K).

- 1) Kübik faz: Stabil olduğu 2370°C ile 2680°C arası durum
- 2) Tetragonal faz: Stabil olduğu 1170°C ile 2370°C arası durum
- 3) Monoklinik faz: Oda sıcaklığında stabil faz



Şekil 1.2 Zirkonyumun faz değişim sıcaklıkları



Şekil 1.3 Zirkonyumun faz şekilleri

Zirkonyum ısıtıldığında tetragonal fazdayken (karşılıklı dik kenarları eşit boyutta olan zirkonyum), oda sıcaklığında monoklinik fazda (eşit olmayan üç akslı kristal) bulunur. Sinterleme işlemi sırasında soğuyan zirkonyum tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşürken yaklaşık % 4.4'lük bir hacim artışı meydana gelir. Bu dönüşüm materyalin ufak parçalara ayrışmasına neden olduğu için istenmeyen bir durumdur. Bunu önlemek amacıyla zirkonyuma yitrium oksit eklenmiş ve zirkonyumun sinterleme sonrası oda sıcaklığında tetragonal fazda stabil kalması sağlanmıştır (Kelly, 2004).

Zirkonyuma stabilize edici ajan olarak % 3 mol yitrium eklenmesi % 100 küçük yarı kararlı tetragonal taneciklerden meydana gelen ve Y-TZP diye adlandırılan tamamen tetragonal ince grenli zirkonyum seramik materyalinin sinterlenmesine imkan tanımaktadır (Christel ve ark., 1989). Daha yüksek konsantrasyonlarda Y_2O_3 eklenmesi sadece kübik fazı olan tamamen stabilize zirkonyum seramik oluşumuna neden olur ve bu yapının kırılma direncinin azalmasına sebep olur (Sato ve Shimada, 1985). Biyomedikal uygulamalardaki zirkonyum genellikle stabilizör olarak %3 yitrium içermektedir (Piconi ve Maccauro, 1999). Restorasyonlar, tam sinterlenmiş sert bloklardan veya yarı sinterlenmiş yumuşak blokların makine ile şekillendirilip sonra tam sinterleme işlemine girmesiyle şekillendirilir (Filser ve ark., 2001).

Zirkonyumun oda sıcaklığında tetragonal fazdayken stabilize edilmesine rağmen, tetragonal halde bulunan zirkonyum metastabildir, yani maddenin içinde onu monoklinik faza döndürmeye çalışan enerji kalmıştır (Kelly, 2004).

1.6.2. Mekanik ve Fiziksel Özellikleri

Zirkonyum oksit seramikleri, paslanmaz çeliğe benzer mekanik özelliklere sahiptir. Bükülme dirençleri 900-1200 MPa' dır (Kosmac ve ark., 1999; Derand, 2000; Luthardt, 2004). Kırılma dayanımı ise 7–10 MPa $m^{1/2}$ (Piconi ve Maccauro, 1999; Christel, 1989) olarak bulunmuştur. Y-TZP'nin elastik modülü yaklaşık 210 GPa'dır (Guazzato ve ark., 2004c). Vicker's sertliği ise diş hekimliğinde kullanılan alaşımların 4-5 katıdır (Piconi ve Maccauro, 1999). Zirkonyum oksit seramiklerinin mekanik özelliklerinin yüksek olması, yapının mekanik stres karşısında kafes şeklinde organize olmasına ve zirkonyum kristallerinin tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşmesine bağlıdır.

Çizelge 1.2 Y-TZP 'nin Özellikleri (Piconi ve Maccauro, 1999)

ZrO ₂ + %3 Y ₂ O ₃	
Yoğunluk	>6 g /cm ³
Pörözite	<0.1 %
Bükülme direnci	900- 1200 MPa
Baskı direnci	2000 MPa
Elastik modülü	210 GPa
Kırılma dayanımı	7-10 MPa m ^{1/2}
Isı genleşme katsayısı	11x10 ⁻⁶ K
Termal iletkenlik	2 W m K ⁻¹
Vicker's Sertliği	1200 HV

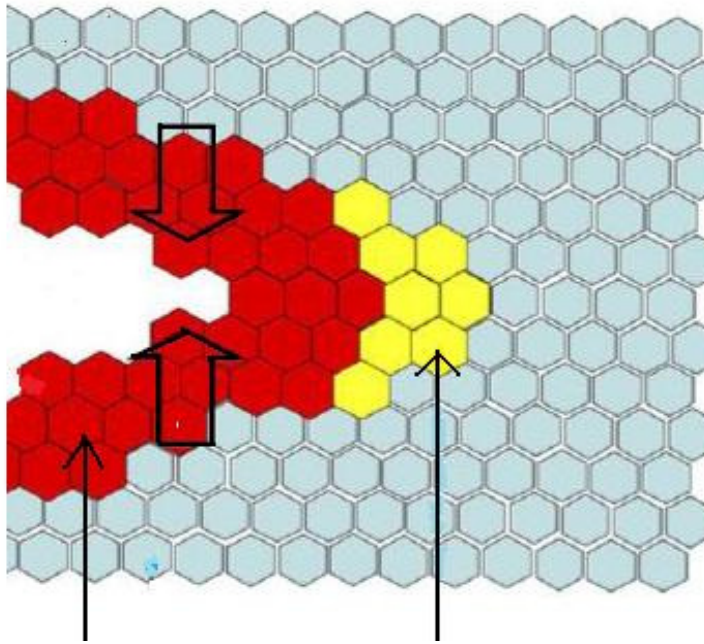
Biyomateryal olarak kullanılan maddelerin mekanik özelliklerinin karşılaştırılması Çizelge 1.3'te verilmiştir.

Çizelge 1.3 Biyomedikal maddelerin mekanik özellikleri (Piconi ve Maccauro, 1999)

		Ti ₆ Al ₄ V	CoCr	Alümina	Y-TZP
Elastik modülü	GPa	110	230	380	210
Bükülme direnci	MPa	800	700	500	900-1200
Vicker's Sertliği	HV	100	300	2200	1200

Çatlak yayılması sırasında yarı kararlı tetragonal yapı, stresini monoklinik faza geçen komşu taneciğe bırakabilir. Faz değişimi sonucu oluşan hacim

artışı kırığın ön kenarında kompresif streslerle sonuçlanır ve kırığın ilerlemesi için ekstra enerjiye ihtiyaç gerekir. Doygunlukta artış elde edilir, çünkü hacim artışına bağlı olarak hem $t \rightarrow m$ (tetragonal \rightarrow monoklinik) transformasyonu, hem de kompresif stresler yayılmış olur. Sonuç olarak çatlak ilerlemesi durur ve tüm yapı güçlenmiş olur. Bu mekanizma "Transformasyon Doygunluğu" veya "Dönüşüm Sertleşmesi" olarak bilinir ve çok yüksek dayanıklılığı olan Y-TZP 'nin temeli olarak kabul edilir (Guazzato ve ark., 2004c).



Şekil 1.4 Dönüşüm sertleşmesi nedeniyle çatlakın ilerleyişinin engellenmesi

- Monoklinik faza dönüşmüş tanecikler
- Monoklinik faza dönüşmekte olan tanecikler
- Tetragonal faz

Dönüşüm sertleşmesi, stres artışına bağlı olarak çatlakın etrafındaki moleküllerin hacim artışıyla (%3-5 arası) birlikte tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü olup, materyalin çatlakın ilerlemesine karşı direncini artırır. Bu yüzden zirkonyum polikristalin seramikleri (Y-TZP) veya zirkonyum içeren

seramikler, diğer dental seramiklerle karşılaştırıldıklarında yüksek kırılma direnci ve dayanıklılık gösterirler (Luthardt ve ark., 2004).

Aşındırma ve kuşlama gibi işlemlerde yüzeyde baskı stresleri oluşturarak yüzeyel bölgelerdeki zirkonyumun faz dönüşümünü sağlarlar (tetragonal→monoklinik). Bu faz dönüşümünü zirkonyumun ortalama bükülme direncini artırarak seramiği önemli derecede sertleştirir (Kosmac ve ark., 2004).

Kosmac ve arkadaşları (1999), kuru ve ıslak aşındırma ile kuşlamayı karşılaştırdıkları çalışmada, kuşlamanın t→m faz değişimini arttırdığını, böylece kuşlanmış zirkonyumun, aşındırılmış olan materyale göre daha yüksek bükülme direncine sahip olacağını söylemişlerdir.

Luthart ve arkadaşları (2004), CAD-CAM işlemlerinden sonra zirkonyumun mekanik özelliklerinin etkileneceğini, aşındırma sırasında oluşacak çatlakların daha önceden bahsedilen baskı kuvvetleri ile oluşan tabakadan daha derine inmesi durumunda ise malzemenin mekanik özelliklerinin olumsuz etkilenebileceğini bildirmişlerdir.

Guazzato ve arkadaşları (2004b) ise kuşlamanın ardından ısı işlem uygulanmasının, aşındırma sonrasında yapılmasından daha büyük bir yüzey hasarı oluşturmakta olduğunu ve buna bağlı olarak materyalin direncinin azalacağını belirtmişlerdir.

Chevalier ve arkadaşları (2004), biyomedikal uygulamalar için 3Y-TZP içinde kübik zirkon bulunmasının istenmediğini ve bunun yitrium iyonlarının düzensiz dağılımına yol açtığını göstermişlerdir. Kübik tanecikler, yitrium ile zenginleştikten, çevredeki tetragonal taneciklerin yitrium oranı azalmıştır, bu nedenle daha az stabil bir yapı oluşmuştur (Chevalier ve ark., 2004). Yarı sinterlenmiş bloklardan üretilen restorasyonlar daha sonraki aşamada

sinterlendiğinden, bu işlem tetragonalden monoklinik faza transformasyonda çıkan stresi önler ve böylece aşındırma ve kuşlamaya gerek kalmaksızın monoklinik fazdan özgür son yüzey elde edilmiş olur.

Dental uygulamalar için 3Y-TZP üreten firmaların çoğu, transformasyon sertleşmesinin neden olduğu mekanik özelliklerindeki artışa rağmen, t→m (tetragonal→monoklinik) transformasyonunu önlemek ve uzun dönem performansını etkileyecek yüzey hatalarının oluşumunu engellemek için aşındırma ve kuşlamayı önermemektedirler (Guazzato, 2004c).

Bazı araştırmacılar 1 saat süreyle 900°C'de ısıtılmasının veya 900-1000°C'de 1 dakikalık daha kısa ısı uygulamalarının monoklinikten tetragonale ters transformasyonu başlatacağını bildirmişlerdir. Bu olgu yüzeydeki baskı streslerinin hafiflemesine ve dayanıklılığın azalmasına neden olmaktadır. Transformasyonun tersine çevrilmesi daha önce belirtilen hataları iyileştirici bir mekanizma olarak düşünülmemelidir (Kosmac ve ark., 2000; Sundh ve ark., 2005).

Zirkonyumun yapısındaki faz değişimi, zaman içinde sıcaklık ve nemli ortamın etkisiyle de meydana gelebilir. Aşırı transformasyon seramiğin dayanıklılığını azaltabilir. Transformasyon oranı, seramik yapının yüklenmesine, sıcaklığa, ortamla temas etme süresine ve Y-TZP'nin üretim metodlarına bağlıdır (Ardlin, 2002).

Y-TZP'nin mekaniksel özellikleri büyük oranda tanecik büyüklüğüne bağlıdır (Burger ve ark., 1997; Ruiz ve Readey, 1996). Belli bir kritik tanecik boyutunun üzerinde, daha az kararlı ve kendiliğinden meydana gelen t→m dönüşümüne daha yatkınken düşük tanecik boyutuna sahip Y-TZP (<1µm) düşük transformasyon oranı gösterirler (Heuer ve ark., 1982). Belli bir tanecik büyüklüğünün altındayken (0,2µm) transformasyon mümkün olmamaktadır ve azalmış kırılma direncine yol açmaktadır.

Restorasyonlarda kullanılan mevcut yarı sinterlenmiş Y-TZP seramiklerinin final sinterleme ısıları 1350 ve 1550 °C arasında üretici firmaya bağlı olarak değişkenlik göstermektedir. Sinterleme şartları sonuç ürünün tanecik boyutunu belirlediği için, ürünün stabilite ve mekanik özellikleri üzerinde büyük etkisi vardır. Yüksek sinterleme sıcaklıkları ve uzun sinterleme süreleri büyük tanecik boyutuna yol açar (Scott,1975; Chevalier ve ark., 2004).

Seramiklerin uzun dönemli stabiliteleri tükürükteki suyun camla reaksiyona girerek cam yapının bozulması sonucu meydana gelen çatlak oluşumuna önemli derecede bağlıdır. Yttrium oksit ile stabilize edilmiş alt yapılarda cam bulunmaması ve polikristalin yapıda olması nedeniyle bu sorun gözlenmez. (Raigrodski ve ark., 2006).

Y-TZP içerikli korlar yüksek kristalin içeriğine bağlı olarak opak renktedirler. Kor materyali kalınlaştıkça ışık geçirgenliği azalırken opaklığı artmaktadır. Araştırmacılar 0.6 mm kalınlığa sahip olan yoğun sinterlenmiş zirkonyum oksidin ışık geçirgenliğini %48 olarak bulmuşlardır (Sadan ve ark., 2005).

1.6.3. Biyolojik Özellikleri

Biyouyumluluk, canlı dokularla temasta olan herhangi bir materyalin antijenik, allerjik, toksik, mutajenik veya karsinojenik etki yapmaması (inert), vücudun yumuşak ve sert dokularında olumlu yönde doku reaksiyonları oluşturması (biyoaktif etki) olarak ifade edilir. Biyoyumlu maddelere genel olarak biyomateryal denir. Biyolojik uyum için; malzemenin kimyasal yapısı, restorasyonun tasarımı, elde edilme yöntemleri, mekanik özellikleri, doku ile temasının şekli, yeri ve dokunun özellikleri gibi pek çok faktörün bir arada uyum içinde olması gerekmektedir. Biyolojik uyumu olmayan malzemeler değişik doku reaksiyonlarına neden olurlar (Edgerton ve Levine, 1993; Hanks ve Wataha, 1996).

Hastalarda, kıymetli ve kıymetsiz metal içeren dental alaşımlara karşı görülen alerjik reaksiyonlar alternatif materyallerin kullanımını gerektirmektedir (Hansen ve West, 1997).

Zirkonyum'un, biyomedikal bir malzeme olarak kullanılabileceğini Hemler ve Driskell 1969 yılında bildirmişlerdir. Zirkonyumun biyomedikal bir malzeme olarak kullanıldığı ilk çalışma ise, Christel ve arkadaşları tarafından yapılan kalça protezleri olmuştur (Christel ve ark., 1989). Sonraki yıllarda yüksek saflıkta zirkonyum tozları kullanılarak yapılan in vitro ve in vivo çalışmalar sonucunda Y-TZP'nin yüksek biyouyumluluğu onaylanmıştır (Piconni ve Maccauro 1999; Covacci ve ark 1999; Josset ve ark. 1999; Tchikawa ve ark., 1992). Rimondini'nin (2002) ve Scarano'nun (2004) yaptığı çalışmalarda Y-TZP etrafında titanyumdan daha az bakteri toplandığı gösterilmiştir (Rimondini ve ark., 2002; Scarano ve ark., 2004). Zirkonyum seramikler doku uyumlu materyaller olarak değerlendirilirler.

Seramik materyaller genel olarak süper yalıtkanlar olarak değerlendirilirler. Y-TZP içerikli porselenler sabit restorasyonlarda kullanımı termal iletkenliği azaltarak, destek dişlerde daha az termal duyarlılık ve pulpal irritasyona sebep olmaktadır (Sorensen ve ark., 1999).

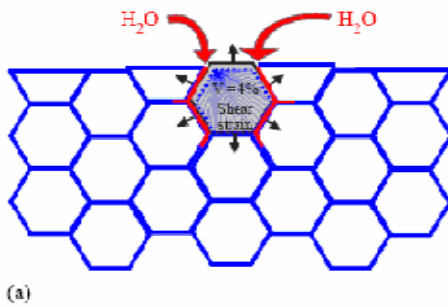
Y-TZP içerikli altyapılar marjinal bütünlüğün, siman artıklarının ve sekonder çürüğün izlenmesini kolaylaştıran metal benzeri radyoopasite gösterirler (Raigrodski, 2006).

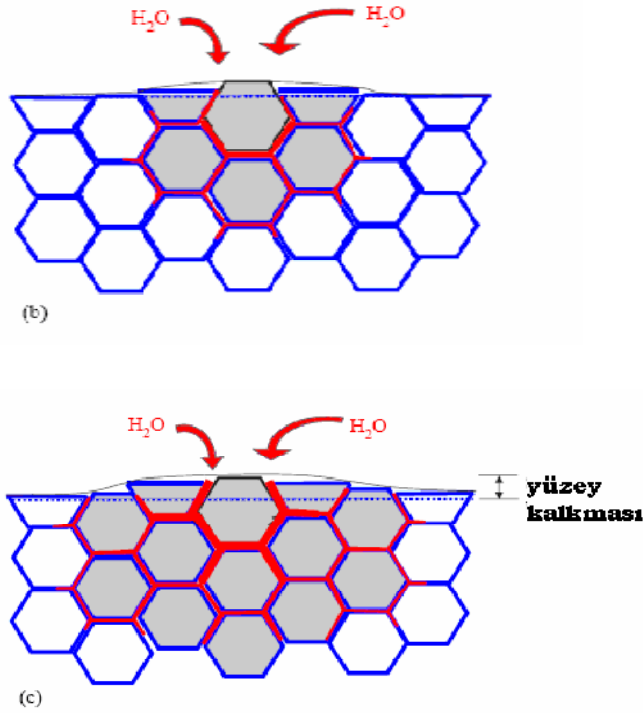
1.6.4 Düşük Sıcaklık Bozunması veya Yaşlanması

Bazı bilimadamları tam olarak kararlı olmadığı için (metastabil), zirkonyum oksidin vücutta kullanılmasının uygun olmadığını söylerken, bazıları da yaşlanmanın kontrol edilebileceğini ve düşürülebileceğini savunmuşlardır. Bunun yanında diş hekimliği uygulamalarında yaşlanma problemi gözardı

edilerek, zirkonyum kullanmanın estetik ve mekanik yararları, zirkonyum pazarında artışa sebep olmuştur (Chevalier, 2006).

Düşük sıcaklık bozunması 100-300°C'lik sıcaklık aralığında, bozunma sırasında zamana bağlı tetragonal faz (t→m) dönüşümüdür. Tane boyutunun büyümesi tetragonal zirkonyumun kararlılığını düşürür. Böylece zirkonyum yüzeyinde, tetragonal tanelerin monoklinik faza dönüşümü meydana gelir. Dolayısıyla yüksek stabilizör miktarı ve daha ince taneler, dönüşüme karşı olan direnci artırır. Aynı zamanda yüksek iç gerilimler dönüşüm hızını arttırabilir. Dönüşümle birlikte hacim artar, mikroçatlaklar oluşabilir ve yüzey pürüzlülüğü aşınma hızıyla birlikte artar. Zirkonyum oksitinin düşük ısı bozulması suyun varlığıyla birlikte daha çok şiddetlenen iyi belgelenmiş bir olgudur. (Sato, 1985a; Sato, 1984; Sato,1985b; Lange, 1986; Chevalier, 1999; Guo, 1999). Bu yaşlanma sürecinin sonuçları çok yönlüdür ve yüzey bozulmasına yol açar. Partikül ayrılması ve mikroçatlaklar güç azalmasına (strength degradation) neden olmaktadır (Denry ve Kelly, 2007). Bu transformasyon oranı sıcaklıktan, buhardan, partikül büyüklüğünden, materyalde bulunan mikro ve makro çatlaklardan, stabilize edici oksitlerin konsantrasyonundan, üretiminden ve veneer porseleninin üretim tekniklerinden etkilenmektedir. Aşındırma ve kumlama gibi stres oluşturan yüzey işlemleri, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşü tetikleyerek hacim artışı ile birlikte yüzeyde baskı stresleri oluşturur. Böylece materyalin bükülme direnci (flexural strength) artar, fakat faz bütünlüğü bozulur ve yaşlanmaya daha dayanıksız hale gelir (Deville ve ark., 2006).





Şekil 1.5 Yaşlanma sürecinde transformasyonun komşudan komşuya yayılmasını gösteren kesitsel bir şeması (Chevalier, 2006)

a; Belirli partikülün yüzeyde çekirdeklenmesi ile oluşan mikroçatlak ve stresin komşu partiküllere aktarılması,

b; Transform alanının artarak daha geniş mikroçatlak ve yüzey pürüzlülüğüne yol açması. Transforme partiküller gri olarak gösterilmiştir. Kırmızı yol mikroçatlaklara bağlı olarak transforme partiküllerin etrafından suyun sızmasını gösterir.

c; Transformasyon oranının artmasına bağlı olarak hacimde materyalin yüzeyinde tepecikler oluşmuştur.

Swab (1991) Y-TZP'nin yaşlanmasını ana hatları ile özetlemiştir:

1) En kritik sıcaklık aralığı 200°C ile 300°C arasındır.

- 2) Yaşlanma sonucunda mekanik özellikleri ve yoğunluğu azalmakta, monoklinik faz içeriği ise artmaktadır.
- 3) Materyaldeki t→m dönüşümü ile birlikte meydana gelen mikro ve makro çatlaklar sebebiyle mekanik özellikler bozulmaktadır.
- 4) T→m dönüşümü materyalin yüzeyinde başlar ve materyalin içerisine doğru ilerler.
- 5) Tanecik büyüklüğünün azalması veya stabilize edici oksit konsantrasyonunun artması dönüşüm oranını azaltır.
- 6) T→m dönüşümü suda ya da buharda artar (Swab, 1991).

1.6.5. Zirkonyum Altyapısının Üretimi

Zirkonyum seramiklerin kompleks şekillerde işlenmesi diğer seramiklerden çok daha zor olmaktadır. Sabit protezde pratik olarak kullanılması CAD/CAM (Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacture) sistemleriyle mümkün olmuştur (Luthardt ve ark., 2004). CAD-CAM sistemi önceden endüstriyel olarak hazırlanmış bloklardan restorasyonu oluşturmak için veri toplama, tasarım ve üretim işlemlerini içermektedir. CAD-CAM sistemleri 3 farklı komponentten oluşmaktadır;

Tarayıcı

Hazırlanmış diş preparasyonu, okluzyondaki dişler ve komşu dişler taranmaktadır. Dental kullanımlarda mekanik, intraoral ve optik olmak üzere 3 çeşit tarayıcı vardır. Mekanik tarayıcıda iğne ucu, küre ya da pin kullanarak güdük üzerinden mekanik tarama yapılır. İntraoral tarayıcıda ağız içinden kesik diş ve etrafındaki yapıların görünümü kaydedilerek dijital bir görüntü

sağlanır. Optik tarayıcıda ise; beyaz ışık, renkli ışık ya da lazer projeksiyonu kullanılarak güdük üzerinden optik tarama yapılır (Tinschert ve ark., 2004).

Yazılım

Restorasyonun 3 boyutlu dizaynı ve planlaması özel bilgisayar yazılımı ile gerçekleştirilir. Kişiyeye özgü restorasyonların tasarımları yapılabilmektedir (Tinschert ve ark., 2004).

Donanım

Bilgisayar kontrolündeki freze ve aşındırma makineleridir. Restorasyonu oluşturmak için bloklar kullanılır. İşlem, bloklarının frezelenmesi şeklinde oluşturulur. İnleyleyler, kronlar ve sabit köprüler üretmek için değişik CAD-CAM sistemleri mevcuttur. Bu sistemlerden bazıları şunlardır:

- Lava (3M ESPE, Minn, USA)
- Cercon (Degussa Dental, Hanau, Germany)
- DCS Precident (DCS Dental AG, Allschwill, Switzerland)
- Denzir (Decim AB, Skelleftea, Sweden)
- Procera (Nobel Biocare, Goteborg, Sweden)
- Everest Sistemi (Kavo Dental, Biberach, Germany)
- Cerec InLab Sistemi (Sirona, Bensheim, Germany)
- Zirkozahn (Steger, Brunneck, Italy)
- ZirKon (Cynovad, Montreal, Canada)
- Cicero (Cicero dental, Hoorn, Netherland)

CAD-CAM sistemlerinde, veriler optik tarayıcılardan veya gezinen hassas uçlardan elde edilir. Cercon gibi sistemler, Y-TZP alt yapılarının tasarımı için geleneksel modelaj tekniğini gerektirirken, bazı sistemler altyapı tasarımı için farklı özellikleri ve dizayn seçenekleri olan değişik CAD teknolojilerini kullanırlar. Altyapı dizaynı tamamlandığı zaman CAD sisteminden veya

geleneksel mum yapının taranmasından elde edilen veriler, Y-TZP altyapısını üretmek için CAM ünitesine aktarılır (Raigrodski, 2004a).

Zirkonyum oksit seramikleri, sinterlenmiş yoğun matris formu oluşturarak yüksek dayanıklılıklara sahip olmaktadır. Fakat zirkonyumun yüksek erime ısı ve sinterleme işlemi sırasında oluşan %20-25'lik büzülme, yoğun sinterlenmiş altyapı oluşturulmasını zorlaştırmaktadır. Yoğun sinterlenmiş altyapının oluşturulması için 2 farklı yöntem vardır:

- Altyapının yarı sinterlenmiş yumuşak Y-TZP blokları millenenerek şekillendirilmesi
- Altyapının tam sinterlenmiş Y-TZP blokları millenenerek şekillendirilmesi

Altyapının yarı sinterlenmiş yumuşak Y-TZP blokları millenenerek şekillendirilmesi:

Altyapı yarı sinterlenmiş yumuşak Y-TZP blokları millenenerek şekillendirilir. Altyapının boyutları % 20-25 oranında artırılarak, sinterleme işleminde oluşacak büzülme telafi edilir. Daha sonra işlenmiş yapı yüksek derecelerde fırınlanarak sinterleme işlemi tamamlanır. Altyapının şekillendirilmesi tam sinterlenmiş bloğa göre daha hızlı ve kesici aletin yıpranması daha az olur.

Üretimine 2001 yılında başlanan yarı sinterlenmiş Y-TZP seramikleri diş hekimliğinde artan ölçüde popülerlik kazanmıştır ve daha fazla firma tarafından üretilmektedir. Özet olarak, day veya mum kalıp tarandıktan sonra bilgisayar yazılımı (CAD) tarafından büyütülmüş bir restorasyon tasarımı yapılır ve daha önceden yarı sinterlenmiş seramik blok bilgisayara bağlı makine tarafından yontulur (CAM). Daha sonra restorasyon yüksek ısıda sinterlenir. Bu işlemlerin, taramanın nasıl yapıldığına ve Y-TZP'nin son sinterleme işlemi sırasında meydana gelen yüksek orandaki hacimsel azalmasının (= %25) nasıl dengelendiğine göre çeşitli varyasyonları vardır.

Daha önceden bahsedildiği üzere hem temas eden tarayıcılar hem de temas etmeyen tarayıcılar mevcuttur. Temas etmeyen tarayıcıların daha yüksek yoğunlukta veri noktaları ve daha yüksek dijital hızları vardır (Denry ve Kelly, 2007).

Seramik blokların hazırlanmasında kullanılan 3Y-TZP tozunun sıkıştırılması için uygun hale getiren bir bağlayıcı bulunmaktadır. Sinterleme öncesi basamakta bağlayıcı ortadan kaldırılmaktadır. Ayrıca ağırlığının %2'si oranında HfO₂ içermektedir ve ZrO₂'den ayrılması güçtür. Bu tozların kimyasal bileşikleri arasında çok küçük farklılıklar vardır. Bloklar soğuk isostatik basma yöntemiyle üretilmektedir (Denry ve Kelly, 2007).

Bağlayıcı, sinterleme öncesi ısı uygulamasında ortadan kaldırılmaktadır. Bu basamak özellikle ısı artış oranı ve sinterleme öncesi ısı yönünden üreticiler tarafından çok dikkatli kontrol edilmelidir. Eğer ısı artış oranı çok hızlı olursa, bağlayıcının yok edilmesi ve buna bağlı olarak ortaya çıkan yanma ürünleri bloklarda çatlaklara neden olabilir. Bu nedenle düşük ısıtılma oranları tercih edilmektedir. Blokların sinterleme öncesi ısı, sertliğini ve işlenebilirliğini etkilemektedir. Bu iki özellik ters yönde etki etmektedir. Blokların dağılmaması için belirli bir sertliğe ulaşması gerekmektedir ancak sertlik fazla olursa işlenebilirliği zarar görür. Sinterleme öncesi ısı, ayrıca işlenmiş bloğun pürüzlülüğünü de etkiler. Yüksek sinterleme öncesi ısılar daha pürüzlü yüzeylere sebep olurlar. Son sinterleme sırasında uygun dengeleyici büzülme uygulanabilmesi için her bloğun yoğunluğu dikkatlice ölçülmektedir (Denry ve Kelly, 2007).

Blokların işlenmesi iki basamakta yapılmaktadır. İlk önce düşük devir hızıyla kaba bir işleme yapıldıktan sonra son işleme daha yüksek devir hızlarında yapılmaktadır.

Altyapının işlenmesi sonrası restorasyonlar seriyum, bismuth, demir gibi çeşitli tuzların veya bunların kombinasyonlarına batırılarak renklendirilebilir.

Son sinterleme safhasında renk gelişir. Solüsyonun konsantrasyonu son rengi etkilemektedir. %0,01 mol kadar düşük konsantrasyonlar bile tatmin edici bir renklendirme sağlayabilir. Son sinterleme ısı da elde edilen rengi etkilemektedir. Bu nedenle üretici firmanın talimatlarına dikkatlice uyulmalıdır. Alternatif olarak, başlangıçtaki toza çeşitli metal oksitler eklenerek renklendirilmiş zirkonyum elde edilebilir (Denry ve Kelly, 2007).

Sinterleme koşulları her ürüne göre özeldir. 1350-1550 °C arasındaki son sinterleme ısıları teorik yoğunluğun %99'undan daha büyük yoğunluğa neden olmaktadır. Sinterleme sıcaklıklarındaki farklılıklar, Y-TZP tozunun kimyasal yapısına göre değişmektedir. Örneğin, çok az miktarda alüminyum eklenmesi, daha düşük sinterleme ısı ve daha kısa sinterleme süresine olanak sağlamaktadır. Daha önce de bahsedildiği gibi sinterleme ısı ve süresi tanecik boyutunu etkilemektedir (Matsui ve ark., 2003).

Altyapının tam sinterlenmiş Y-TZP blokları millenenerek şekillendirilmesi:

Denzir (Cadesthetics AB) ve DC Zirkon (DCS Dental AG) tam sinterlenmiş zirkonyum blok üreten sistemlerdendir. Y-TZP blokları, 1500 °C'den daha düşük ısılarda sinterlenerek, teorik yoğunluğunun en az %95'ine ulaşılarak elde edilmektedir. Elde edilen bloklar, 1400–1500 °C'de yüksek basınçta gaz ortamı içinde sıcak isostatik basma işlemine tabii tutulmaktadır. Sıcak isostatik basma işlemine tabii tutulan bloklar oldukça yoğun hale gelerek teorik yoğunluğunun %99'una ulaşmaktadırlar (Sundh ve ark., 2005; Piconi ve Maccauro, 2006).

Geliştirilmiş CAM sistemleriyle tam sinterlenmiş zirkonyum oksit bloklar şekillendirilebilmektedir. Tam sinterlenmiş Y-TZP bloklarının yüksek sertlik ve düşük işlenebilirliğinden dolayı millenme sistemi güçlü olmak zorundadır. Blue ve arkadaşları (2005) yaptıkları çalışmada, Y-TZP'nin tam sinterlenmiş alüminyumdan belirgin bir şekilde daha zor işlendiğini bildirmişlerdir (Blue ve

ark., 2005). Yin ve arkadaşları (2004) yaptıkları çalışmada, kalın grenli elmas frezlerin Y-TZP'den daha etkili madde kaybına neden olduğunu bildirmişlerdir (Yin ve ark., 2004). Y-TZP'nin ince tanecik boyutu sayesinde işleme sonrası düzgün yüzeyler elde edilmektedir. Tüm yüzey işlemleri Y-TZP yüzeyinde bir miktar $t \rightarrow m$ (tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş) transformasyonuna neden olmaktadır. Kosmac ve arkadaşları (1999), zirkonyum yüzeyine uygulanan kumlamanın, aşındırmadan daha fazla transformasyona neden olduğunu ve böylece dayanıklılığının daha fazla arttığını bildirmişlerdir (Kosmac ve ark., 1999).

Grant ve arkadaşları (2001) yaptıkları çalışmada, sıcak isostatik presleme (Tam sinterlenmiş blok, HIP) yapılan 3Y-TZP'nin sıcak isostatik presleme yapılmayana göre (Yarı sinterlenmiş blok, non-HIP) düşük ısı yaşlanmasına daha az dayanıklılık gösterdiğini bildirmişlerdir. Tamamen sinterlenmiş Y-TZP bloklarının makine ile şekillendirildikten sonra belirgin miktarda monoklinik zirkonyum içerdiği gösterilmiştir (Guazzato ve ark., 2004c). Bu durum yüzey mikroçatlaklarına, düşük ısı yaşlanmasına daha yüksek hassasiğe ve daha az güvenilirliğe sebep olmaktadır (Huang, 2003).

Y-TZP'nin yüzey uygulamalarını inceleyen çalışmalar arasında bir standardizasyon bulunmadığından sonuçlar arasında karşılaştırma yapmak güçleşmektedir. Özet olarak, tam sinterlenmiş Y-TZP yüzey durumu hakkında soru işaretleri bulunurken, yarı sinterlenmiş Y-TZP'nin daha uyumlu son yüzeyi vardır (Grant ve ark., 2001).

Yarı sinterlenmiş blokları kullanan sistemler, tam sinterlenmiş sert blokların millenmesi esnasında yapının çok sert olmasından dolayı mikroçatlakların meydana geleceğini belirtmektedirler. Tam sinterlenmiş blokları kullanan sistemler ise, büzülme olmadığı için restorasyon uyumunun (destek dişe ve marjinal) daha iyi olduğunu savunmaktadırlar (Raigrodski, 2004b). Yarı sinterlenmiş bloklarda, altyapının şekillendirilmesi tam sinterlenmiş bloğa göre daha hızlı ve kesici aletin yıpranması daha az olur.

1.6.6. Zirkonyum Altyapısı İle Veneer Seramik Bağlantısı

Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin doğal görünüşleri, yüksek ışık geçirgenlikleri ile sağlanmaktadır. Işık geçişini sağlayan ise materyalin translüenslik özelliğidir (Tan ve Dunne, 2004). Alt yapı matriksi içindeki kristalin içeriği, emilen, yansıtılan ve geçirilen ışık miktarını belirlediğinden, yüksek dayanıklılığa sahip tüm seramiklerde kristalin içeriğinin artışı yüksek opasite ile sonuçlanmaktadır (Rasetto ve ark., 2004). Zirkonyum esaslı altyapılar, metal alaşımlarına eşit opasite göstermektedir. Günümüzdeki üretim teknikleri zirkonyum oksit altyapıları, gerçek diş kadar translüens yapamamaktadır. Bu yüzden gerekli estetiği sağlayabilmek için ışık geçirgenliği daha fazla olan porselen tabakası ile kaplanması gerekmektedir. Zirkonyum altyapısının üzerine estetik porselen uygulanması ile birlikte, restorasyonun opasitesi azalma göstermektedir (Heffernan ve ark., 2002).

Güçlendirilmiş altyapı ve veneer porseleninden oluşan tam seramik restorasyonların başarısızlık oranının incelendiği çalışmalarda, veneer porselenin altyapıdan ayrılması ortak bir başarısızlık nedeni olarak gösterilmiştir (Al-Dohan ve ark., 2004; Kelly ve ark., 1995). Bu tip kırıkların porselen tamir sistemleriyle onarılması için, bonding sistemlerinde yüksek beklentiler oluşmaktadır (Frankenberger ve ark., 2000). Homojen olmayan tam seramik restorasyonların dayanıklılığını, yapıdaki en zayıf bileşen belirlemektedir (Guzzato ve ark., 2004a). Bu genellikle altyapı ve veneer porseleni arasındaki bağlantı yeri veya veneer materyalinin kendisi olmaktadır. Çatlaklar, altyapı ve veneer porseleni arayüzünden, veneer porseleninin iç yüzeyinden ve kor iç yüzeyinden başlayabilir (Kelly, 1995).

Zirkonyum ile veneer seramiği arasındaki bağlantı mekanizması hala tam olarak bilinmemektedir. Seramiğin kırılması veya atmasına neden olabilecek kor-veneer arayüz bağlantısı restorasyonun en zayıf tarafıdır (Aboushelib ve ark., 2007). Kor-veneer arasındaki düşük bağlantı kuvveti veneer seramiğinin

küçük parçalar halinde kırılmasına ya da tabaka halinde kopmasına neden olabilmektedir (Aboushelib ve ark., 2005).

Veneer materyali esas olarak estetik nedenlerle uygulansa da, restorasyonun mekanik özellikleri üzerinde önemli rol oynayarak köprüdeki stres dağılımını direkt olarak etkileyebilmektedir. Veneer seramiğinin altyapıyı yetersiz ıslatması, fırınlama sırasında büzülmesi, altyapı-veneer ara yüzündeki zirkonyum kristallerinin ısı ve yüklerden etkilenerek dönüşüme uğraması, alt yapının yüzey pürüzlülüğü, ısıl genleşme katsayısının uyumsuzluğu nedeniyle oluşan artık stresler ve altyapı ile veneer seramiği ara yüzündeki yapısal defektler bağlantı kuvvetini etkileyen faktörlerdir. Bu özellikler, restorasyonların klinik başarı oranlarını etkilemektedir (De Jager ve ark., 2005).

Isıl genleşme katsayısı, birim hacimdeki bir maddenin birim sıcaklık değişiminde hacmindeki değişim miktarı olarak tanımlanır. Restorasyonlarda başarılı bir alt yapı-veneer bileşimi için önemli bir faktördür. Metal-porselen restorasyonlarda metal altyapının ısıl genleşme katsayısı, porselene göre daha fazla olmalıdır. Böylece fırınlama sıcaklığından oda sıcaklığına geçildiğinde metal porselenden daha fazla büzülme olmaktadır. Bu ısıl genleşme katsayısı farkı, porseleni baskı altında tutmakta ve restorasyona ekstra dayanıklılık sağlamaktadır. Aynı mekanizma çok tabakalı tam seramik restorasyonlarda da başarılı bir şekilde uygulanmaktadır (Anusavice, 2003).

Altyapı ve veneer seramiği arasındaki ısıl uyumsuzluk, veneer seramiğinin ısıl genleşme katsayısının alt yapı seramiğinden düşük ya da yüksek olmasına bağlı olarak, veneer seramik tabakasında baskı ya da gerilim stresleri oluşturur. Seramikler baskı streslerine karşı dayanıklıyken, gerilim streslerine karşı dayanıksızdır. Veneer seramiğinde küçük baskı streslerinin oluşması istenilen bir durumdur. Çünkü bu şekilde veneer porseleni kuvvetlenir ve kırılma direnci artar. Veneer seramiğinin ısıl genleşme katsayısının altyapıdan bir miktar düşük olması sayesinde, soğuma sırasında

bu tip istenilen baskı stresleri oluşmaktadır (Bagby ve ark., 1990). Veneer seramiğinin ısısal genleşme katsayısının, altyapı materyalininkinden yüksek olması durumunda ise veneer porselen tabakasının ayrılması ve mikroçatlaklar gözlenebilmektedir (De Jager ve ark., 2005). Zirkonyum, diğer seramiklere nazaran göreceli olarak daha düşük bir ısısal genleşme katsayısına sahiptir. Dolayısıyla son yıllarda, zirkonyum ile aynı yada daha düşük ısısal genleşme katsayısına sahip özel veneer seramikleri geliştirilmiştir.

Tam seramik sistemler, metal destekli seramik sistemlerinden yapısal olarak farklı olduklarından dolayı lokalize gerilim stresleri oluşabilir. Metal altyapı oluşan streslerin bir kısmını esneme özelliğinden dolayı telafi edebilirken, kırılğan olan tam seramik sistemlerde bu durum gözlenmez. Ayrıca çeşitli tam seramik materyallerin ısısal genleşme katsayılarının doğrusal (linear) olmadıkları bulunmuştur. Bu nedenle doğrusal denkleme dayalı olarak ısısal genleşme katsayılarının farklarının hesaplanması, oluşan streslerin eksik değerlendirilmesine yol açabilir (Guess ve ark., 2008). Zirkonyum alt yapısı üzerine, zirkonyumun ısısal genleşme katsayısına uygun, standart tabakalama tekniğiyle uygulanacak veneer seramikleri mevcuttur. Bunun yanında zirkonyum alt yapısına preslenen veneer seramikleri de geliştirilmiştir. Çoğu dental Y-TZP üreticileri şimdilerde hem veneer seramiği zirkonyum arasındaki bağlantıyı artırmak hem de biraz parlaklık ve translüsentlik katmak için astar (liner) materyalleri sağlamaktadırlar.

Günümüzde zirkonyum altyapıya, veneer seramiğinin işlenmesinde farklı iki teknik uygulanmaktadır:

- Tabakalama tekniği
- Presleme tekniği

Tabakalama Tekniği: Sinterlenmiş zirkonyumoksit altyapı üzerine veneer seramiği geleneksel tabakalama yöntemi ile hazırlanmaktadır. Altyapının hazırlanması sırasında aşağıdaki noktalara dikkat edilmesi gerekmektedir:

- Alt yapının minimum kalınlık değerlerine uyulması gerekmektedir. Altyapı tasarımı, restorasyonun genel şeklini ve tüberkülleri destekleyecek şekilde olmalıdır.
- Madde kaybı fazla olan dişlerde kayıp, zirkonyum kor materyali ile tamamlanmalıdır.
- Sinterleme işleminden sonra, köprü altyapısı kesinlikle separasyon diskleri kullanarak separe edilmemelidir. Böylece, seramik restorasyonun dayanıklılığını azaltan istenmeyen kırılma noktaları oluşumu engellenmektedir.
- Eğer mümkünse konnektörler yatay yn (horizontal) yerine dikey (vertikal) yönde genişletilmelidir.
- Seramik tabakalama işlemine başlamadan önce, altyapı su veya buhar ile temizlenmeli ve kurutulmalıdır.
- Altyapı kir ve yağlardan arındırıldıktan sonra herhangi bir temastan kaçınlmalıdır.

Hazırlık işlemleri tamamlandıktan sonra, altyapının renklendirilmesi ve veneer ile olan bağlantısının arttırılabilmesi amacıyla, üretici firmanın kendi zirkonyum blokları için özel geliştirdiği astar (liner) uygulanması önerilmektedir. Tozu, likiti ile karıştırılarak, kremi bir kıvamda hazırlanan astar, alt yapının tüm yüzeyine uygulanır. Astar maddesi altyapının üzerine uygulanırken kremi yeşil bir renkte olmalıdır. Eğer açık renkte olursa biraz daha koyulaştırılabilir. Kısa bir süre kurutulduktan sonra üretici firmanın belirlediği derecelerde fırınlama işlemi yapılır.

Tabakalama işlemleri için altyapı, model üzerine yerleştirilir. Kullanılacak seramik tozu kendi özel likiti ile karıştırılarak istenilen kıvama getirilir ve zirkonyum oksit altyapısının üzerine uygulanır. Dentin tabakası, yığma işlemi

tamamlandıktan sonra restorasyon modelden dikkatlice çıkartılır ve kontakt noktaları tamamlanır. Firmaların önerdikleri sıcaklıklarda pişirilir. Restorasyon gerekli işlemlerden sonra, ultrasonik su banyosunda veya buhar ile iyice temizlenir. Makyaj ve glazür pişirmesinden önce restorasyon, elmas frezlerle freze edilerek, doğal bir form ve yüzey görüntüsü sağlanır ve eksik kısımların ilavesi yapılır. Son olarak makyaj ve glazür fırınlanması da yapılarak restorasyon tamamlanır (Ivoclar ürün kataloğu: IPS e.max Ceram).

Presleme Tekniği: Son yıllarda geliştirilen zirkonyum altyapılar üzerine veneer porseleninin presleme tekniği ile uygulanması, farklı iki seramik sisteminin üstün özelliklerini bir araya getirerek başarılı restorasyonlar elde edilmesini sağlamıştır. Polikristalin yapıdaki zirkonyum altyapı ile restorasyona direnç ve dayanıklılık kazandırılırken; preslenebilen ve homojen bir yapıya sahip olan cam seramik ile de başarılı bir kenar uyumu, mükemmel estetik sonuçlar ve altyapı ile iyi bir bağlantı elde edilmektedir. Uygulama kolaylığı, işlem süresinin kısalığı ve ekonomik olması bu tekniğin diğer avantajları arasında sayılmaktadır. IPS e.max ZirPress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Ivoclar firması tarafından kullanıma sunulan, zirkonyum altyapı üzerine preslenen veneer seramiğidir. Hazırlanan altyapı toz ve artıklardan temizlenir. Minimum altyapı kalınlıklarına uyarak restorasyonun mum modelajı yapılır. Revetman tozu ve likiti karıştırılarak manşete alındıktan sonra seramik ingotlar ZrO_2 alt yapı üzerine yüksek ısıda ve basınçla preslenirler. Tekniğin uygulanması sırasında ortaya çıkan ısı ve basınç, zirkonyum oksit altyapıda direnci olumsuz yönde etkilediğinden alt yapının üretici firmanın belirttiği formda ve kalınlıkta hazırlanması önem kazanmaktadır. Tasarımı uygun şekilde yapılmamış alt yapılarda presleme aşamasında kırıklar oluşabilmektedir. (Ivoclar ürün kataloğu: IPS e.max ZirPress).

Presleme tekniğinde, IPS Empress sisteminde olduğu gibi farklı iki uygulama şekli bulunur:

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

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

Birçok araştırmacı zirkonyum altyapıya sahip seramik sistemlerinin en yaygın başarısızlık nedenlerini veneer porseleninin altyapıdan ayrılması veya kırılması olarak bildirmişlerdir (Tinsert ve ark., 2001; Steyern ve ark., 2005; Sundh ve Sjögren, 2005).

Aboushelib ve arkadaşları (2005), Cercon, Empress 2 ve Vita alt yapı materyalleri üzerine, üretici firmaların tavsiye ettiği veneer porselenlerini uygulayarak (Cercon Ceram, Empress Eris ve Vitadur Alpha), altyapı ve veneer porseleni arasındaki bağlantı kuvvetlerini değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak en düşük bağlantı kuvvetini zirkonyumun gösterdiğini ve kendi üst yapısıyla arasındaki bağlanma kuvvetini geliştirmek için yeni çalışmalar yapılması gerektiğini bildirmişlerdir (Aboushelib ve ark., 2005).

Aboushelib ve arkadaşları (2007), tek kronlar veya kısa köprülerin yapımında veneer seramiği ile bağlantı kuvveti yüksek bir altyapı seçiminin (örk: lityum disilikat ile güçlendirilmiş altyapı), zirkonyum gibi esneme direnci fazla olan materyal seçiminden daha önemli olduğunu belirtmişlerdir. Daha fazla dayanıklılık ve esneme direnci gerektiren bölgelerde ise zirkonyum materyallerin kullanılmasını önermişlerdir (Aboushelib ve ark., 2007).

Ashkanani ve arkadaşları (2008), zirkonyum ve metal destekli seramiklerin bağlantı kuvvetlerini inceledikleri çalışmada, metal destekli seramik sistemlerindeki metal altyapı ve veneer porseleni arasındaki bağlantı kuvveti

ile zirkonyum altyapıya sahip tam seramik sistemlerinin kor-veneer ara yüzündeki bağlantı kuvveti arasında belirgin bir fark bulmuşlardır.

Guess ve arkadaşları (2008), farklı zirkonyum altyapı materyalleri ve veneer seramikleri arasındaki bağlantı direncini inceledikleri çalışmada, metal altyapılı seramik sistemlerin bağlantısında mekanik kilitleme ve kimyasal bağlantı rol oynadığını belirtse de, zirkonyum altyapılı seramik sistemlerinde veneer seramiğinin zirkonyum altyapısı ile olan bağlanma mekanizması tam olarak anlaşılamadığını ve ısısal genleşme katsayısının önemi belirtmişlerdir (Guess ve ark., 2008).

Nakamura ve arkadaşları (2009), zirkonyum altyapı ile veneer seramiği arasındaki bağın zamanla değişmediğini ve bağlantı mekanizmasında, kimyasal kuvvetlerin rol oynayabileceğini belirtmişlerdir.

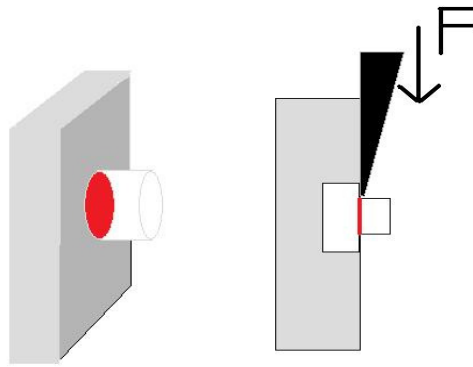
1.7. Makaslama (Shear) Testi

Herhangi bir cisime dışarıdan kuvvet uygulandığında cismin iç yapısında moleküler düzeyde bir kuvvet oluşur. Bir dış kuvvete karşı direnç gösteren bir kütlenin birim alanına uygulanan kuvvete gerilim denir. Kuvvetin birimleri pound veya kilogram'dır. Bilimsel çalışmalarda ise en çok tercih edilen kuvvet birimi Newton, gerilim birimi ise $N/mm^2 = MPa$ (Megapaskal)'dır (Philips 1991, Bidez ve Misch 1992, McNeill 1997).

Gerilim, bir yük uygulandığında cismin atomları arasında yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler olarak tanımlanabilir. Makaslama gerilimi bir yapının bir kısmının diğer kısmına paralel ancak ters yönlerde kaydırılarak deforme edildiğinde ortaya çıkan gerilimdir. Çekme uygulandığında, cisimi oluşturan moleküller çekilmeye karşı direnmek zorunda kalır, basma uygulandığında, bir arada daha yakın durmaya sıkışmaya karşı direnç oluşur ve makaslama geriliminin uygulanması durumunda ise cismin bir kısmı diğerinin üzerinden

kayarak geçmeye karşı direnmek durumunda kalır (Philips 1991). Kırılgan materyallere yük uygulama hızı, elastik materyallere uygulanandan düşük olmalıdır. Bağlantı testlerinde yük uygulama hızı genellikle 0.5 mm/dakikadır (Uludamar, 2007).

Bağlantı kuvveti, uygulanan kuvvetin birim alana bölünmesi ile pound/inch², kg/cm², MN/m² veya N/mm² (Megapaskal, MPa) olarak ifade edilebilir. (Uludamar, 2007)



Şekil1.6 Makaslama testi

Restorasyonların estetiğini arttırmak için zirkonyum oksit altyapılar üzerine tabakalama tekniği ile, ya da presleme tekniğiyle veneer seramikleri uygulanmaktadır. Zirkonyum alt yapılar kırılmaya oldukça dirençlidir, fakat üst yapının kırılması ve tabakalar halinde alt yapıdan ayrılması halen problem olmaya devam etmektedir. Bu nedenle yaptığımız çalışmanın amacı, zirkonyum alt yapılar üzerine farklı yapım teknikleri ile uygulanan veneer seramiklerin bağlantı kuvvetlerini incelemek ve Zirliner (astar madde) uygulaması ve ısıl döngü işleminin (termal siklus) bu bağlantıya etkisini araştırmaktır.

2.GEREÇ VE YÖNTEM

Tez çalışmasında zirkonyum altyapı üzerine uygulanan farklı veneer seramik tekniklerinin bağlantı kuvvetlerine etkisi incelenmiştir. Deneyler, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Porselen Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

Araştırmada kullanılan materyal ve cihazlar Çizelge 2.1' de gösterilmiştir

Çizelge 2.1 Çalışmada kullanılan malzeme ve aygıtlar

Materyal	Üretici firma
IPS e.max ZirCAD	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
IPS e.max ZirPress	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
IPS e.max Ceram	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Zirkonzahn Sinterleme Fırını	ZirkonZahn GmbH, Bruneck, İtalya
ZirLiner	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
EP-500 Pres fırını	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
IPS Press Vest Speed revetman	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Programat P-500 seramik fırını	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Lloyd-LRX Instron cihazı	Lloyd Instruments, Fareham, UK
Buhar makinası	Bego, Bremen, Germany
Işık mikroskopu	Leica Microsystems, Frankfurt, Germany
Mikrocut	Metkon, Bursa, Türkiye
Meliodent Akrilik rezin	Heraeus Kulzer, Hanau, Germany

Zirkonyum altyapı üzerine farklı tekniklerle hazırlanan veneer seramiklerinin bağlantı kuvvetinin incelenmesi ve astar maddesi ile termal siklusun bu bağlantıya etkisinin araştırılması için 8 grup oluşturulmuştur. Her grupta 10'ar

örnek bulunmaktadır. Çizelge 2.2’de deney gruplarında kullanılan veneer porselenleri ve uygulanan işlemler gösterilmiştir.

Çizelge 2.2 Örnek grupları

1.grup	IPS e.max Ceram
2.grup	IPS e.max Ceram + Zirliner
3.grup	IPS e.max ZirPress
4.grup	IPS e.max ZirPress + Zirliner
5.grup	IPS e.max Ceram + termal siklus
6.grup	IPS e.max Ceram + Zirliner + termal siklus
7. grup	IPS e.max ZirPress + termal siklus
8. grup	IPS e.max ZirPress + Zirliner + termal siklus

2.1. Zirkonyum Altyapıların Hazırlanması

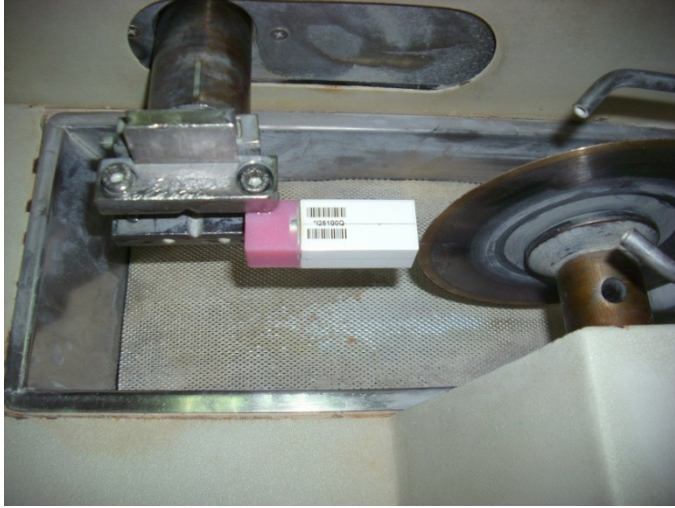
Bu çalışmada kullanılan zirkonyum örnekler prefabrik IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bloklardan elde edilmiştir.



Şekil 2.1. IPS e.max ZirCAD bloklar

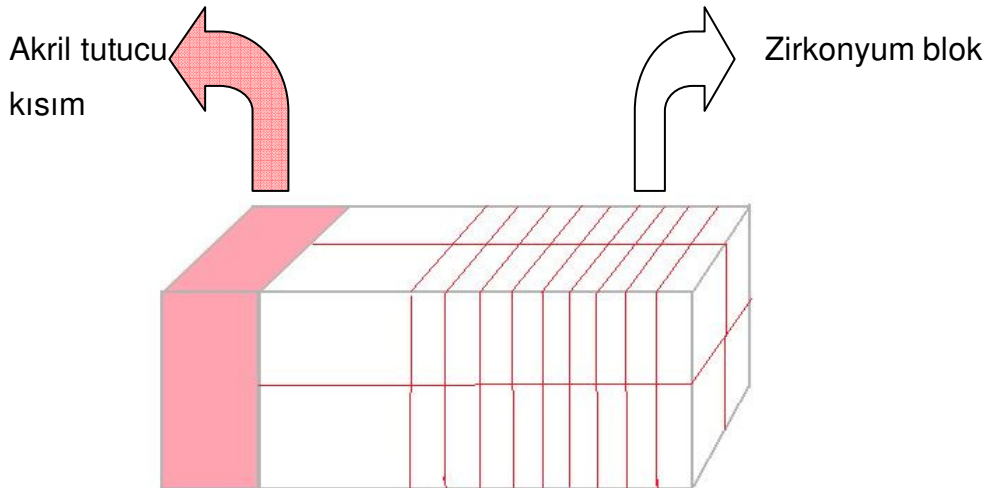
Örnekler diş yapısında olmayıp, geometrik şekilde oldukları için zirkonyum altyapıların şekillendirilmesinde CAD/CAM cihazı kullanılmadı. IPS e.max ZirCAD örnekler Mikrocut hassas kesim cihazı kullanılarak şekillendirildi. Blokların hassas kesme aletine yerleştirilmesi için, örneklerin metal tutucu kısmına Meliodent Akрил akrilik rezin materyali ile tutucu yer yapıldı. IPS

e.max ZirCAD zirkonyum bloklar, Mikrocut hassas kesim cihazının metal kavrayıcı kısmına yerleştirilerek sıkıştırıldı.



Şekil 2.2 IPS e.max ZirCAD blokların Mikrocut aletine sabitlenmesi

Elmas diskin dönme hızı 200 devir/dak. ayarlanarak, IPS e.max ZirCAD bloklar Şekil 2.3'de gösterilen çizgilerden kesme işlemi yapılmıştır.



Şekil 2.3 IPS e.max ZirCAD blokların kesim şekli

Örnekler son sinterleme sırasında meydana gelen hacim azalmasını dengelemek için %22 oranında büyük hazırlandı.



Şekil 2.4 Kesim işlemi tamamlanmış örnekler

Örnekler firmanın önerileri doğrultusunda su ile yıkanıp iyice kurutulduktan sonra Zircozahn sinterleme fırınında 1500 °C de 8 saat süreyle üretici firma önerisi doğrultusunda sinterlendiler.



Şekil 2.5 Zircozahn sinterleme fırını

Dikdörtgen şeklindeki örneklere sinterleme sonrası gerekli düzeltme işlemleri yapıldı. Örneklerin son boyutları 5.5 x 7 x 3 mm olarak ölçüldü.



Şekil 2.6 Sinterleme sonrası IPS e.max ZirCAD örnekler

2.2. Zirkonyum Altyapısına Uygulanan İşlemler

Elde edilen toplam 80 adet örnek, Bego buhar makinasında temizlenerek kir ve yağlardan arındırıldı ve örnekler rastgele 10'arlı 8 gruba ayrıldılar.

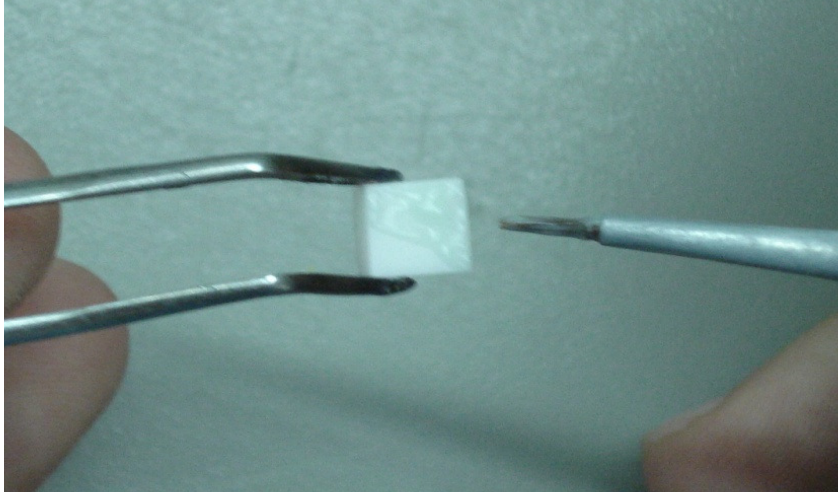
2.2.1 Zirliner Uygulanması

2'inci, 4'üncü 6'ıncı ve 8'inci gruptaki sinterlenmiş zirkonyum altyapılara veneer seramiği uygulanmadan önce, Zirliner'ın toz ve likiti karıştırılarak uygun kıvam elde edildi



Şekil 2.7 Zirliner hazırlanışı

Zirliner, fırça yardımıyla örneklerin yüzeyine sürüldü ve kurutuldu. Üretici firmanın tavsiye ettiği Çizelge 2.3'de verilen sıcaklıklarda Programat P500 fırınında pişirme işlemi tamamlandı.



Şekil 2.8 IPS e.max ZirCAD örneklerin üzerine Zirliner uygulaması

Çizelge 2.3 Zirliner pişirme ısıları

	B (°C)	S (dk)	t (°C)	T (°C)	H (dk)	V ₁ (°C)	V ₂ (°C)
Zirliner	403	4	40	960	1	450	959

T: Pişirme derecesi

B: Hazırlık ısısı

S: Ön kurutma süresi

t: Porselen fırın ısısının 1 dakikada yükselme derecesi

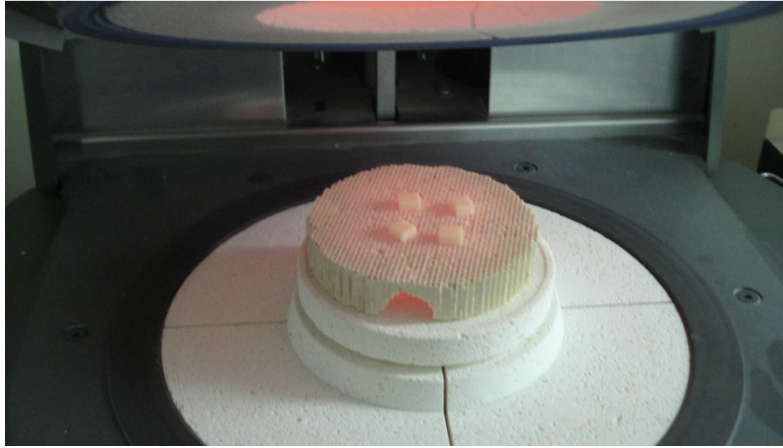
H: Pişirme derecesinde durma süresi

V₁: Vakum başlangıcı

V₂: Vakum bitişi



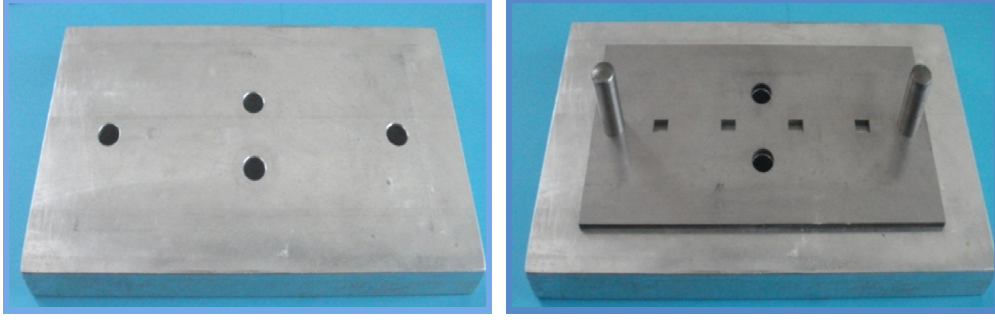
Şekil 2.9 Programat P500 fırını ve Zirliner pişirme programı



Şekil 2.10 Zirliner uygulanıp, fırınlama işlemi yapıldıktan sonra zirkonyum örnekler

2.2.2 Tabakalama Tekniği Kullanılarak Porselen Uygulanması

Zirkonyum altyapıların üzerine veneer seramiğinin standart olarak uygulanabilmesi amacıyla; paslanmaz çelikten 3 kademeli metal kalıp hazırlandı. Metal kalıp şekil 2.11 ve 2.12'de görüldüğü alt taban, üzerinde zirkonyum oksit altyapıların yer alacağı 5.5 x 7 x 3 cm boyutlarında 4 tane delik bulunan orta tabaka ve üzerinde veneer porselenin uygulanabilmesi için 4 mm çapında ve 3 mm yüksekliğinde delik bulunan en üst tabakadan oluşmaktadır.

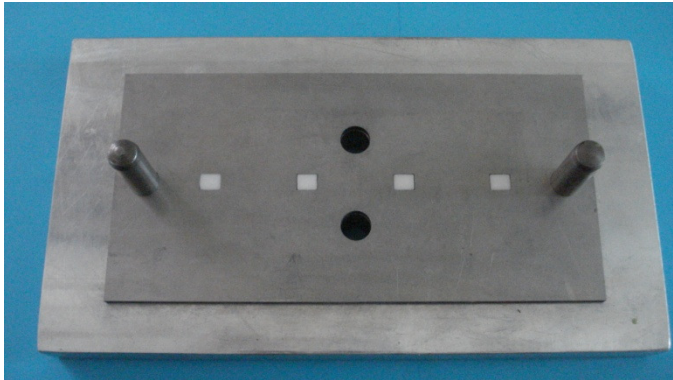


Şekil 2.11 Metal kalıbın alt ve orta tabakaları



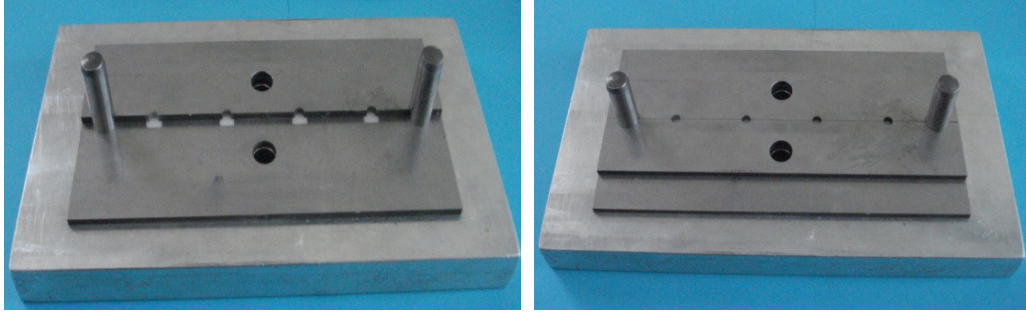
Şekil 2.12 Metal kalıbın üst tabakasının yerleştirilmesi

Zirkonyumdan elde edilen altyapı, kalıbın orta parçasında bulunan yerlerine konuldu (Şekil 2.13).



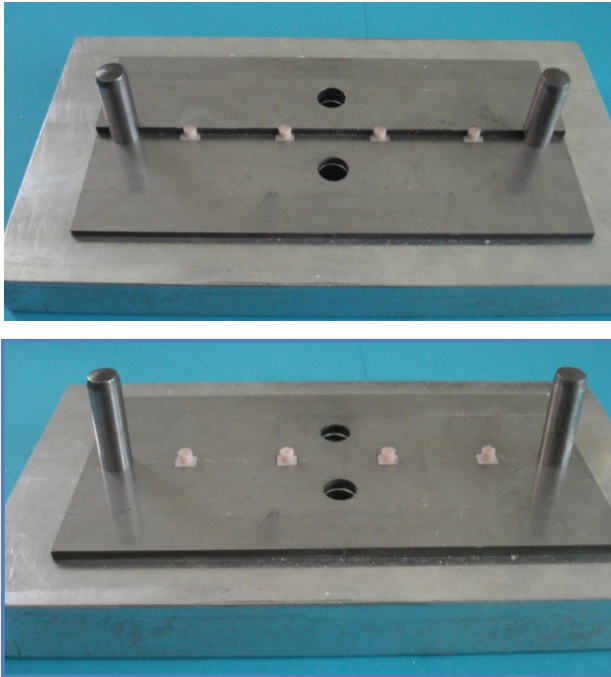
Şekil 2.13 Yerleştirilen zirkonyum altyapılar

Metal kalıba zirkonyum oksit altyapılar yerleştirildikten sonra tabakalama tekniği ile porselen uygulanabilmesi amacıyla kalıbın üst parçası da yerleştirilip sabitlendi (Şekil 2.14).



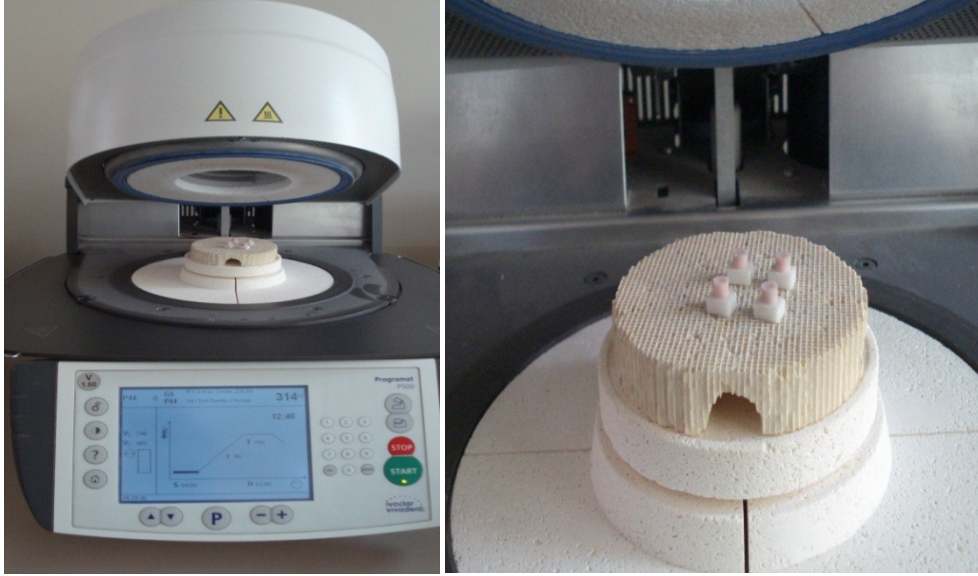
Şekil 2.14 Zirkonyum örnekler ve üst parçanın yerleştirilmesi

Tabakalama tekniği uygulanacak 1'inci, 2'inci, 5'inci ve 6'ıncı gruplarda; IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent AG; Schaan, Liechtenstein) porselen tozu IPS e.max Ceram Build-Up (Ivoclar Vivadent AG; Schaan, Liechtenstein) likiti ile karıştırılarak poröziteyi minimuma indirecek şekilde kondensasyon tekniği ile uygulandı ve kondensasyon sırasında açığa çıkan likit kağıt mendil ile ortamdaki uzaklaştırıldı. Kalıbın üst parçası kaldırılarak örnekler yerlerinden çıkarıldı.



Şekil 2.15 Örneklerin kalıptan çıkarılması

Kalıp içerisinden çıkarılan örnekler Programat P500 fırınına yerleştirilerek (Şekil 2.16), Çizelge 2.4 belirtilen ısı ve sürelerde pişirildi.



Şekil 2.16 Seramik fırınına konan örnekler

Çizelge 2.4 IPS e.max Ceram pişirme ısıları

	B (°C)	S (dk)	t (°C)	T (°C)	H (dk)	V ₁ (°C)	V ₂ (°C)
IPS e.max Ceram	403	4	40	750	1	450	749

T: Pişirme derecesi

B: Hazırlık ısısı

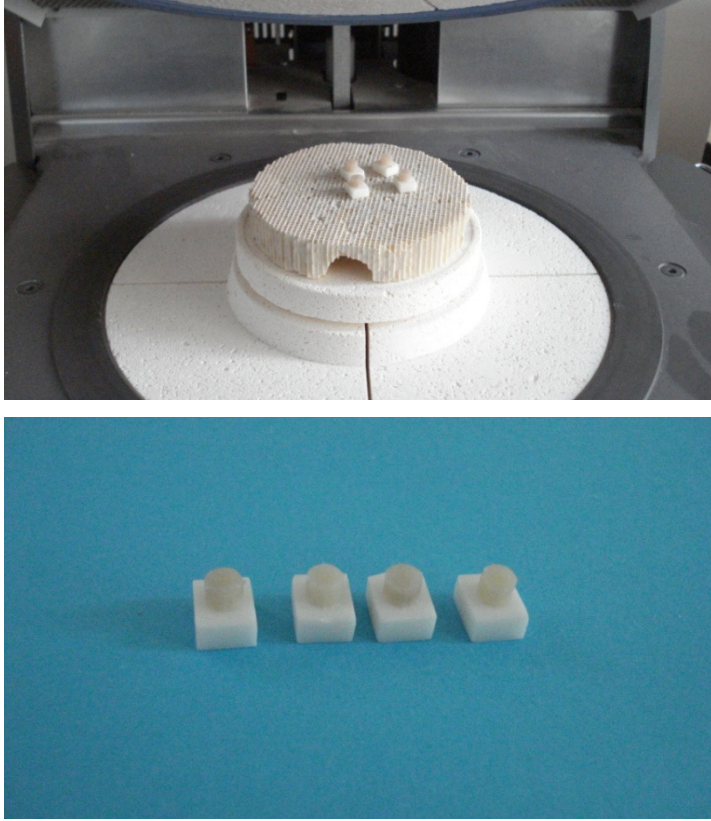
S: Ön kurutma süresi

t: Porselen fırın ısısının 1 dakikada yükselme derecesi

H: Pişirme derecesinde durma süresi

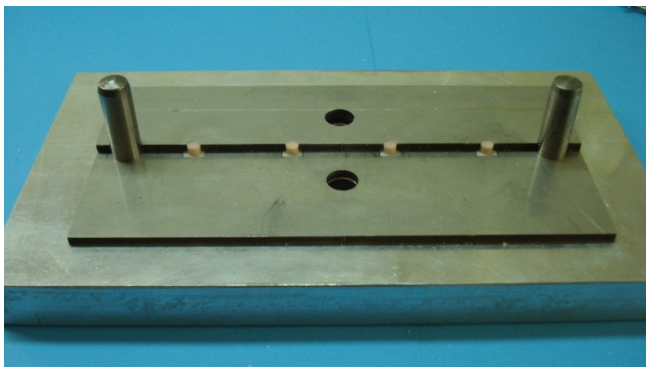
V₁: vakum başlangıcı

V₂: vakum bitişi



Şekil 2.17 Fırlama sonrası örnekler

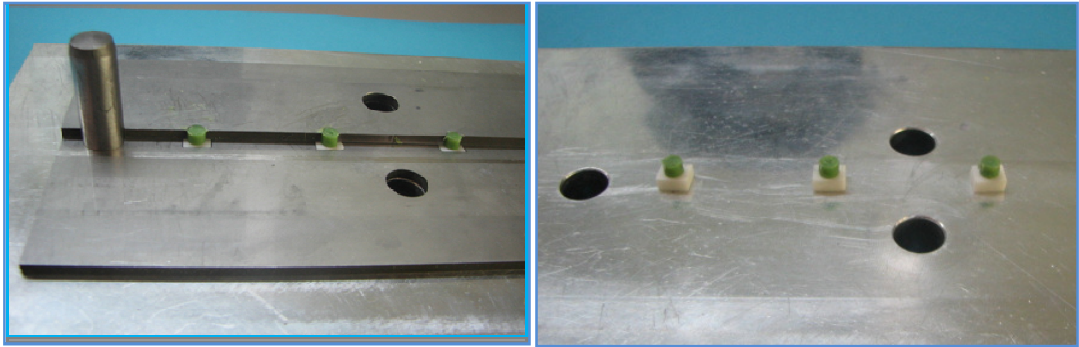
Meydana gelen büzülmeyi engellemek için fırından çıkan örnekler kalıba yerleştirilerek tekrar veneer seramiği uygulandı ve fırlama işlemi tekrarlandı (Şekil 2.18).



Şekil 2.18 Son fırlama işlemi için tekrar yerleştirilen örnekler

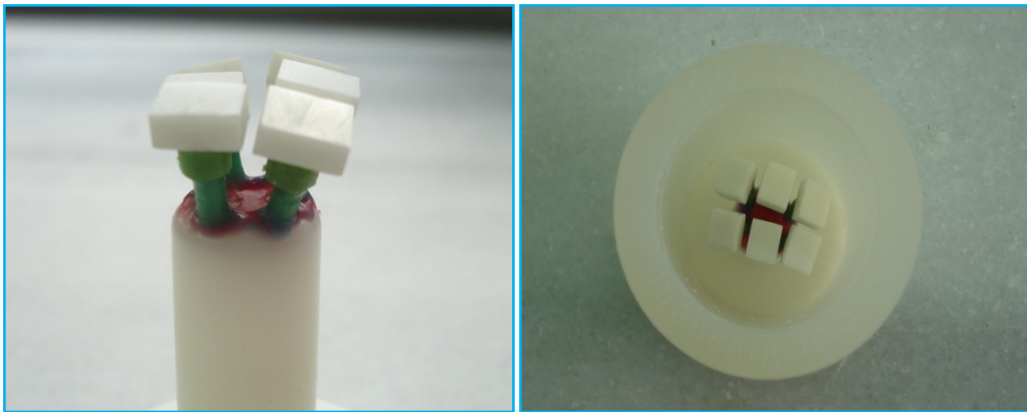
2.2.3 Presleme Tekniği Kullanılarak Porselen Uygulanması

Presleme tekniği uygulanan 3'üncü, 4'üncü, 7'inci ve 8'inci gruplarda ise; zirkonyum altyapılar, metal kalıbın alt bölümüne yerleştirildikten sonra, 3 mm kalınlığındaki ve 4 mm çapındaki üstyapıyı elde edebilmek için, özel döküm mumu ile mum modelajları yapıldı. Mum modelajları yapıldıktan sonra zirkonyum altyapılar modelden alındı (Şekil 2.19).



Şekil 2.19 Mum modelaj işlemi yapılmış zirkonyum oksit altyapılar

Hazırlanan mum örneklere tijler bağlandıktan sonra silikondan yapılmış manşet kalıba örnekler gruplar halinde bağlandı (Şekil 2.20).



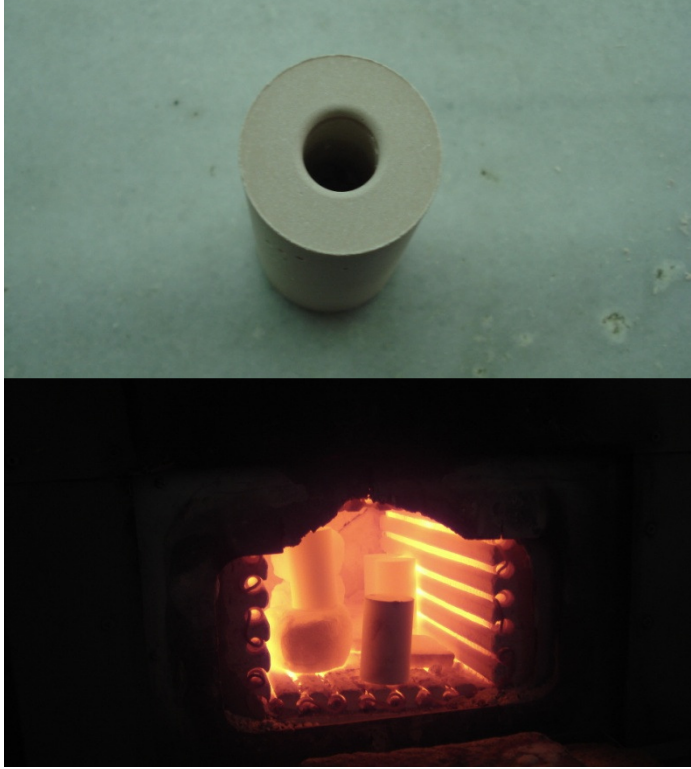
Şekil 2.20 Tijlerin bağlanması ve manşete alınması

IPS e.max ZirPress'e uygun IPS PressVEST Speed revetman tozu ve likiti önerilen oranlarda (16 ml:11 ml) karıştırılarak manşet kalıbına döküldü (Şekil 2.21).



Şekil 2.21 Revetman dökülmesi

Revetmanın 45 dakikalık donma süresi sonunda manşetten ayrılan revetman kalıp, 850 °C'ye kadar ısıtılmış olan ön ısıtma fırınına alındı. Firmanın tavsiyesi üzerine pres pistonu ve preslenecek seramik tabletleri ön ısıtma fırınına konulmadı (Şekil 2.22).



Şekil 2.22 Manşet ve ön ısıtma fırını

Bir saat sonra manşet ön ısıtma fırınından maşa ile alınarak içerisine üretici firma önerileri doğrultusunda ön ısıtma işlemi yapılmamış, IPS e.max ZirPress seramik tableti (Şekil 2.23) ve pres pistonu (Şekil 2.24) yerleştirildi.



Şekil 2.23 IPS e.max ZirPress seramik tableti



Şekil 2.24 Pistonun yerleştirilmesi

Seramik tablet ve pistonu taşıyan manşet, IPS Empress Ivoclar EP500 presleme fırını içerisine kondu (Şekil 2.26). Isı ve basınçla presleme tekniği uygulanarak Çizelge 2.5 belirtilen ısılarda presleme işlemleri tamamlandı.



Şekil 2.25 Ivoclar EP500 pres fırını

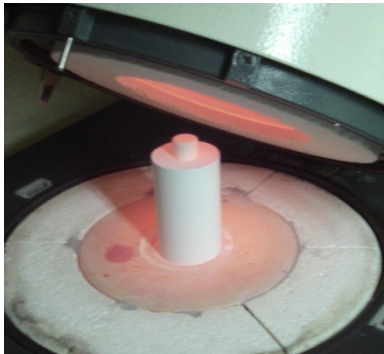


Şekil 2.26 Manşetin fırına yerleştirilmesi

Çizelge 2.5. IPS e.max Zirpress presleme ısıları

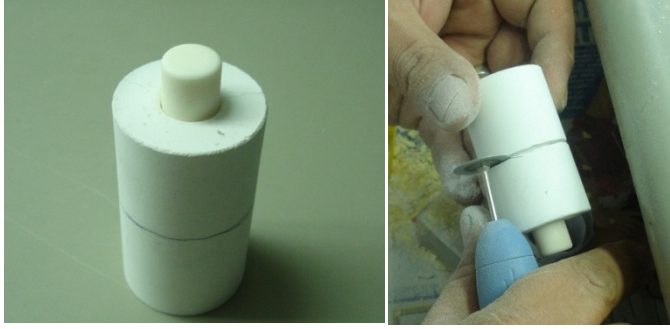
	B (°C)	S (dk)	t (°C)	T(°C)	H (dk)	V ₁ (°C)	V ₂ (°C)
IPS e.max zirPress	700	4	60	900	15	500	900

T: Pısırmeye derecesi, B: Hazırlık ısı, S: Ön kurutma süresi (dakika), t: Porselen fırın ısısının 1 dakikada yükselme derecesi, H: Pısırmeye derecesinde durma süresi, V1:vakum başlangıcı, V2:vakum bitişi



Şekil 2.27 Presleme işlemi tamamlanmış örnekler

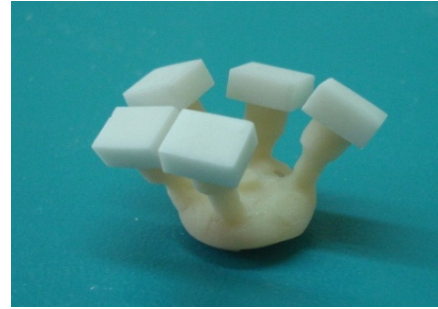
Presleme işlemleri tamamlandıktan sonra manşet fırından çıkartıldı ve soğumaya bırakıldı. Pistonun uzunluğu belirlenip manşet kalemle işaretlendikten sonra, işaretlenen yerden separe ile kesildi. Manşetten çıkartılan örnekler 50 μ m Al₂O₃ ile kumlanarak revetman artıklarından temizlendi.



Şekil 2.28 Örneklerin manşetten çıkarılması



Şekil 2.29 Al₂O₃ ile kumlanmadan önce



Şekil 2.30 Al₂O₃ ile kumlanmadan sonra

Döküm yolları elmas frez yardımı ile kesildi ve fazlalıklar tesviye edilerek orjinal boyutlarına getirildi.

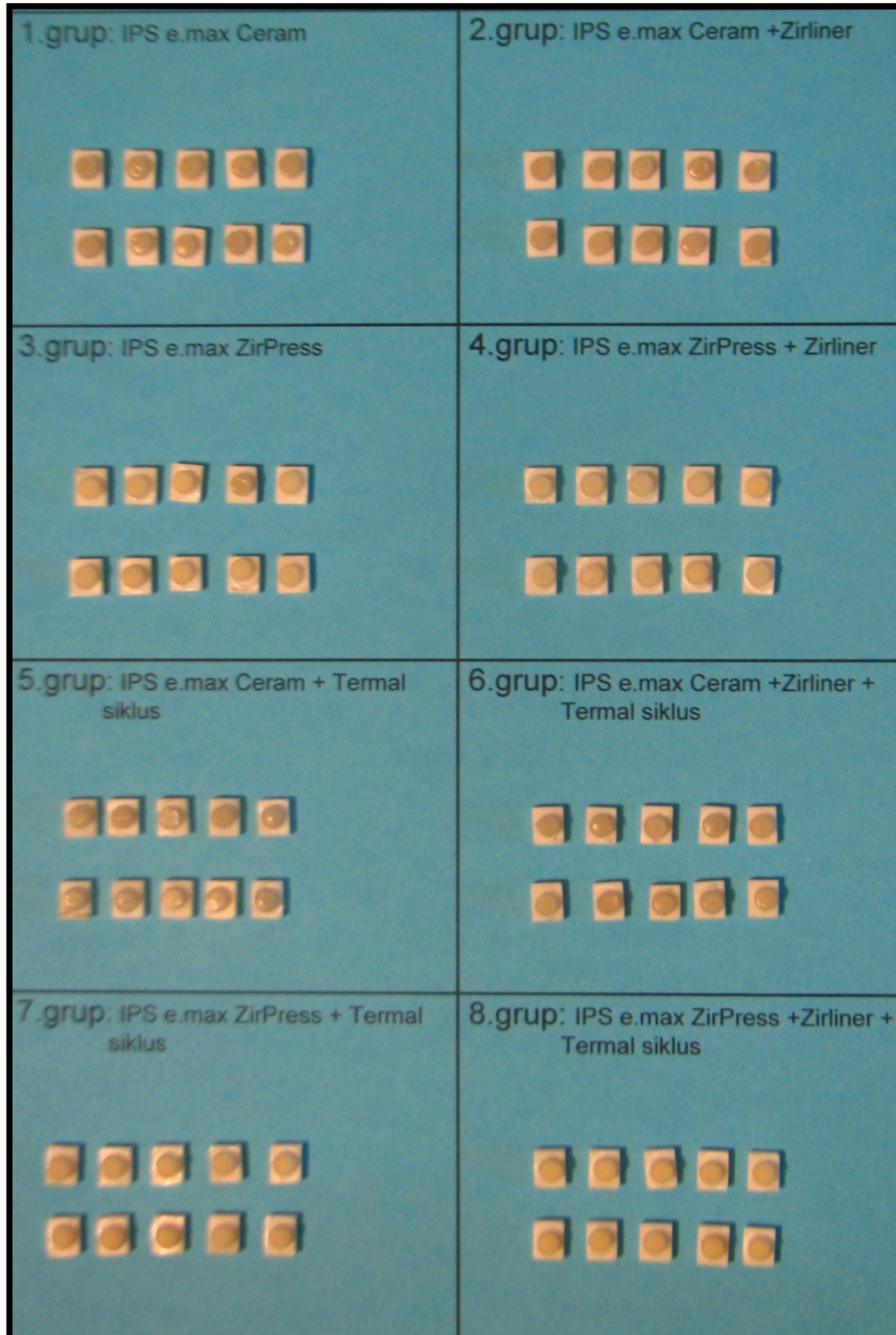


Şekil 2.31 Tij yolları kesilmiş örnekler



Şekil 2.32 Tesviyeleri tamamlanmış örnekler

Şekil 2.33'de tüm gruplardaki tamamlanmış örnekler görülmektedir.



Şekil 2.33 Bağlanma deneyi için hazırlanmış örnekler

2.3. Termal Siklus

5'inci, 6'ncı, 7'inci, 8'inci gruplara ait örneklere, 5°C ve 55°C arasında toplam 10000, termal siklus uygulandı. Termal siklus işlemi sırasında özellikle sıcak su kazanında buharlaşma ile meydana gelen su kaybını gidermek için su ilavesi gerekmektedir. Örneklere uygulanan suyun sıcaklığının değişmemesi için söz konusu ilave küçük miktarlarda azar azar yapıldı.



Şekil 2.34 Termal siklus cihazı

2.4. Bağlantı Testi (Makaslama Bağlantı Testi)

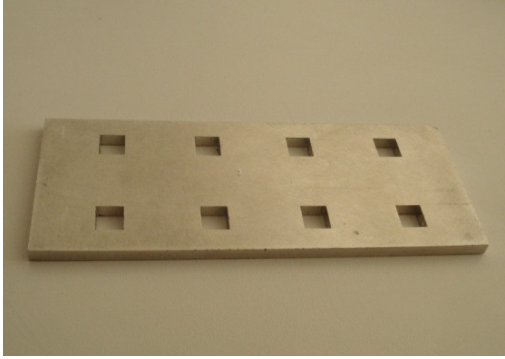
Bağlantı testi sırasında örneklerin sabitlenebilmesi için metal bir plaka hazırlandı (Şekil 2.35). Hazırlanan alt yapı-veneer bileşimleri, hazırlanmış metal kalıplar içine akrilik rezinle gömüldü. Veneer seramiğinde, fırınlama sırasında meydana gelen büzülmeden dolayı tüm bağlanma yüzeyleri dijital kumpas aracılığı ile ölçüldü. Bıçak ucu, örneklerdeki veneer porselen yüzeyiyle 90° lik bir açı yapacak şekilde Universal Test cihazına (Lloyd-LRX; Lloyd Instruments, Fareham, UK) yerleştirildi. Daha sonra örneklere Universal Test cihazında crosshead hızı 0.5 mm/min (Nexygen version 2.0; Lloyd Instruments) olacak şekilde makaslama testi uygulandı (Şekil 2.37). Kopma sırasında meydana gelen kuvvet, Newton (N) olarak ölçüldü. Birim

alana düşen yük miktarının saptanabilmesi için, aşağıdaki formül kullanılarak Newton (N) değerleri Megapascal (MPa) değerlerine çevrildi.

Makaslama direnci (MPa) = Yük (N) / Alan (mm^2)

Alan = ($\pi \times r^2$) (mm^2)

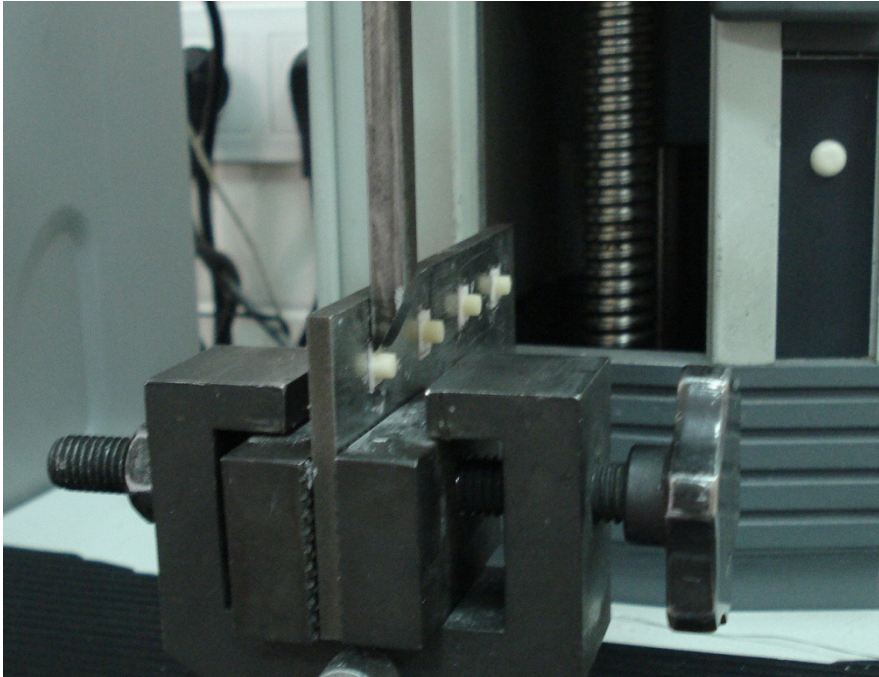
r = bağlanma yüzeyinin çapı



Şekil 2.35 Metal plaka



Şekil 2.36 Universal Test cihazı



Şekil 2.37 Makaslama kuvveti deneyi

2.5 Mikroskop İle Kopma Şekillerinin İncelenmesi

Örnekler kopma noktasının belirlenebilmesi için Leica mikroskobu ile incelendi. Örnekler kopma noktalarına göre 3 gruba ayrıldı:

Tip 1 (Adeziv Kopma): Veneer seramiği ile zirkonyum altyapı arasında meydana gelen kopma

Tip 2 (Koheziv Kopma): Veneer seramiğinin içinde meydana gelen kopma

Tip 3 (Karışık Kopma): Adeziv ve koheziv kopmanın birlikte meydana gelmesi

2.6 İstatiksel Analiz

Verilerin analizi SPSS (Statistical Package for Social Science: SPSS Inc., Chicago, USA) 16 paket programında yapılmıştır. Sürekli ölçümlü değişkenlerin normal dağılıma uygun dağılım gösterip göstermediği Shapiro Wilk testi ile araştırılmıştır. Porselen türü, Zirliner ve termal siklus uygulanmasının etkileri 2-Yönlü Varyans Analizi ile (Two-Way ANOVA) incelenmiştir. Daha kapsamlı bir araştırma için her bir porselen türü için Zirliner'ın etkisi ise Tek Yönlü Varyans (One-Way ANOVA) analizi ile test edilmiştir. Tanımlayıcı istatistikler ortalama \pm ve st.sapma biçiminde gösterilmiştir.

BULGULAR

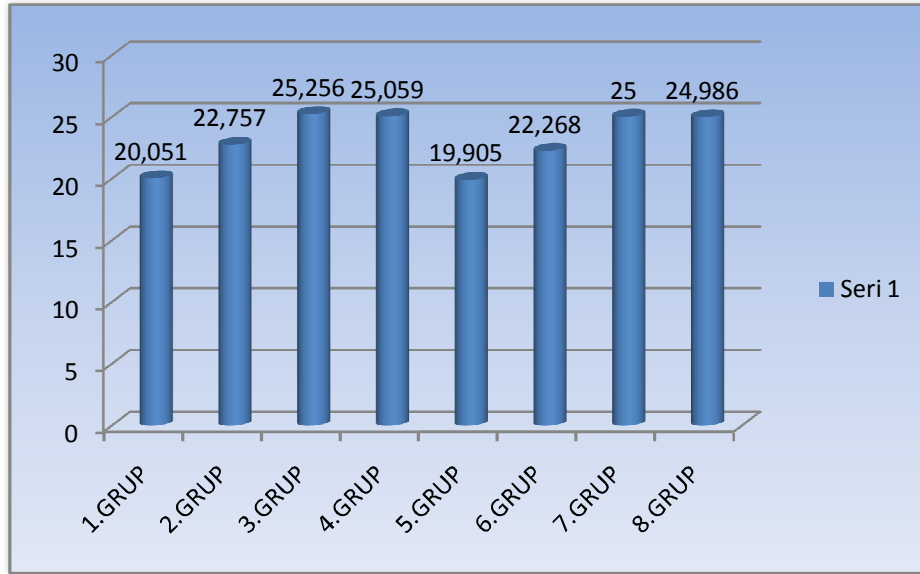
3.1 Bağlantı Testi Bulguları

Bu in-vitro çalışmada, 8 deney grubunun her birinde 10 adet olmak üzere toplam 80 adet örnekte zirkonyum altyapı ile veneer seramiği arasındaki bağlantı kuvveti değerleri incelenmiştir. Bağlantı testinden elde edilen sonuçların öncelikle grup ortalamalarına bakıldı.

Çizelge 3.1 Grupların bağlanma kuvveti değerleri

GRUP		n	Ortalama bağlantı gücü±sd
1.grup	IPS e.max Ceram	10	20,051±2,493
2.grup	IPS e.max Ceram +zir liner	10	22,757±2,259
3.grup	IPS e.max ZirPress	10	25,256±1,8759
4.grup	IPS e.max ZirPress + zir liner	10	25,059±3.7296
5.grup	IPS e.max Ceram + termal siklus	10	19,905±2,5462
6.grup	IPS e.max Ceram +zir liner + termal siklus	10	22,268±3.8192
7. grup	IPS e.max ZirPress + termal siklus	10	25,029±4.6898
8. grup	IPS e.max ZirPress + zir liner + termal siklus	10	24,986±5,0085

Çizelge 3.1'de görüldüğü üzere bağlantı kuvveti değerleri 19,905 MPa ile 25,256 MPa arasındadır. En fazla bağlantı kuvvetine, 25,256 MPa ile zirkonyum altyapısı üzerine Zirliner uygulanmamış IPS e.max ZirPress sahip iken, en düşük bağlanma kuvvetine ise 19,905 MPa ile altyapı üzerine Zirliner uygulanmamış ve termal siklus işlemine tabi tutulmuş tabakalama tekniğiyle uygulanan IPS e.max Ceram sahiptir.



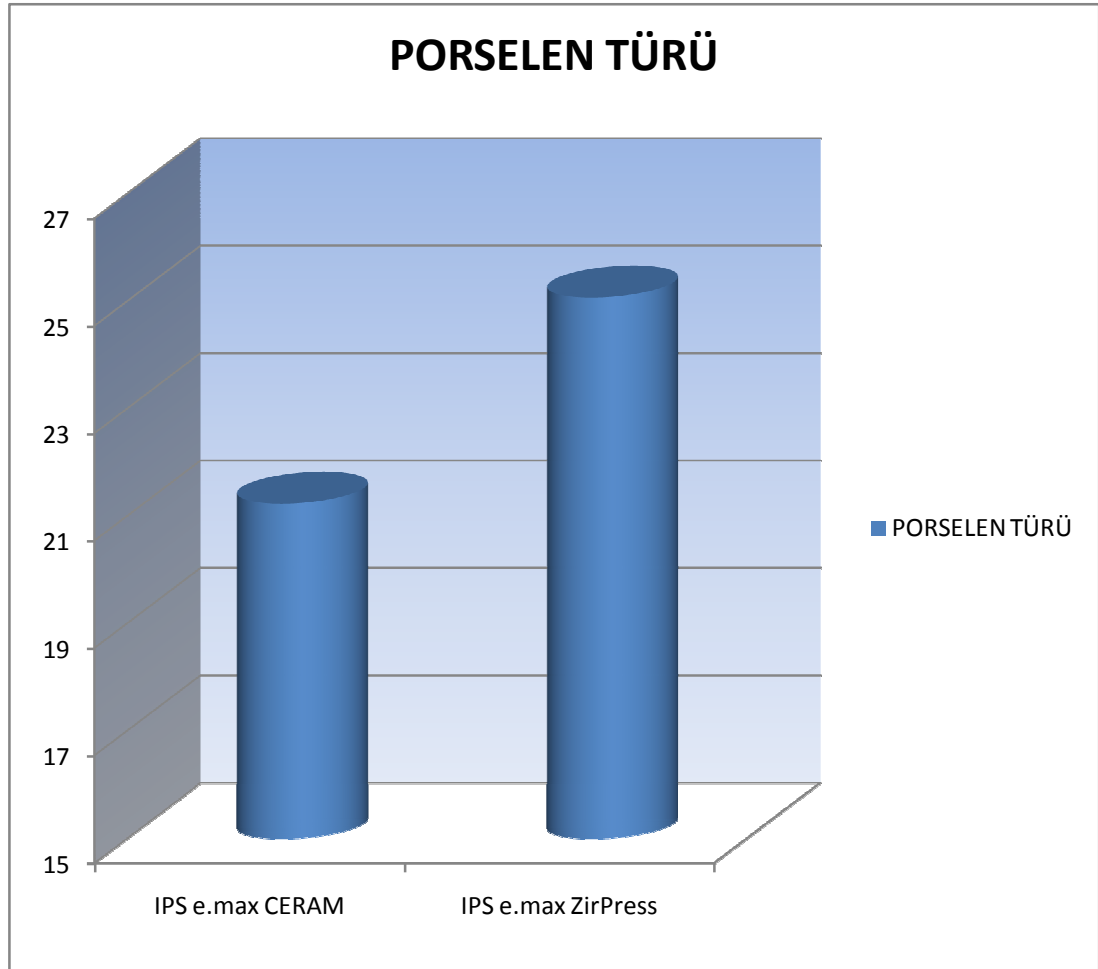
Şekil 3.1 Bağlantı kuvvetlerinin şeması

Bağlantı kuvvetini etkilediği düşünülen üç ana faktör olan porselen türü, Zirliner ve termal siklus ve bunların ikili ve üçlü etkileşimlerinin bağlantı kuvvetine olan etkileri İki Yönlü Varyans Analizi ile incelenmiştir.

Çizelge 3.2 İki Yönlü Varyans Analizi tablosu

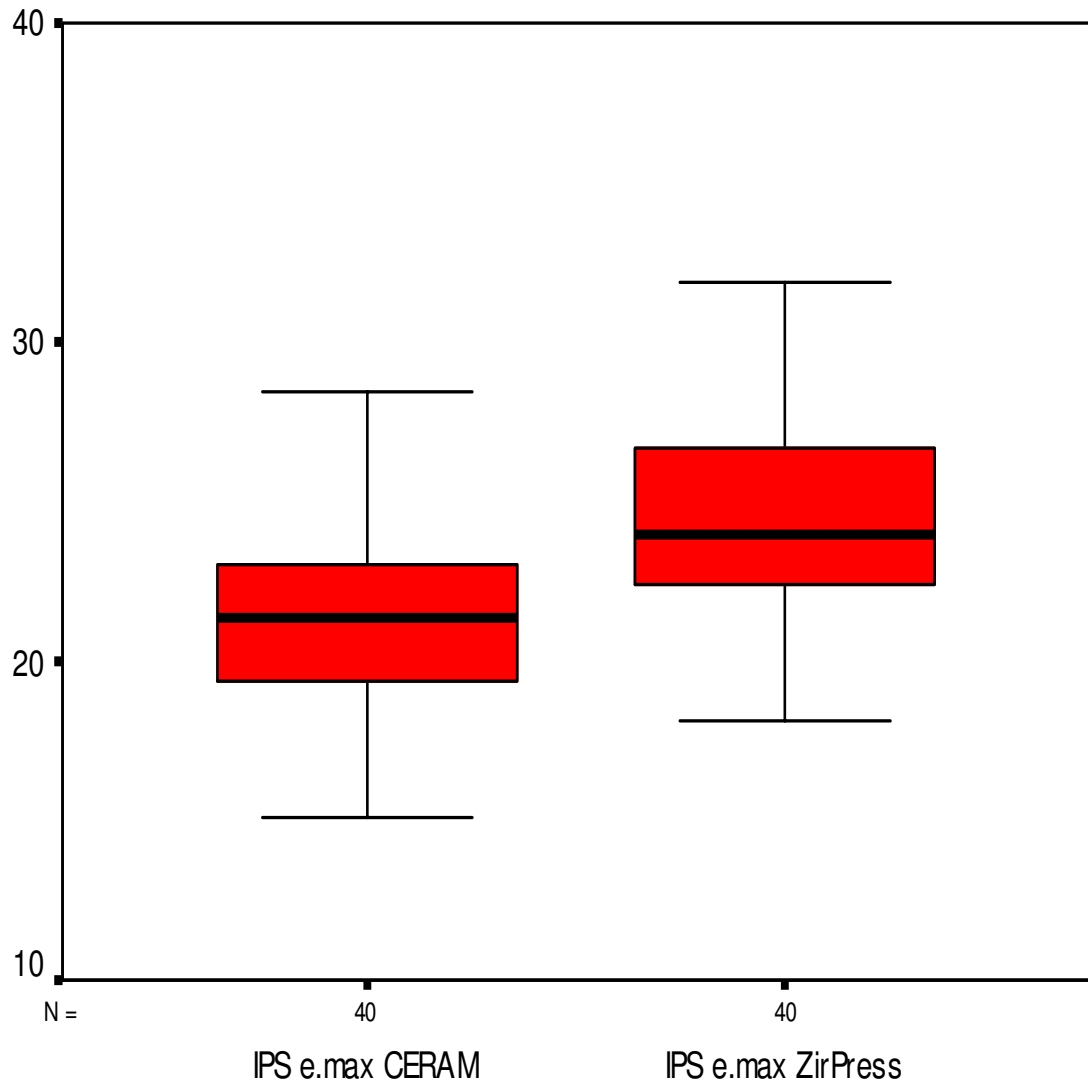
	TOPLAM KARELER	SD	ORTALAMA KARELER	F	P
Porselen türü	294,490	1	294,490	24,314	,000
Zirliner	29,149	1	29,149	2,407	,125
Termal Siklus	1,093	1	1,093	,090	,765
PorselenTürü*Zirliner	35,232	1	35,232	2,909	,092
PorselenTürü * Termal S.	,140	1	,140	,012	,915
Zirliner*Termal S.	4,465E-02	1	4,465E-02	,004	,952
PorselenTürü*Zirliner*Termal S.	,309	1	,309	,025	,874

IPS e.max Ceram veneer seramiği uygulanmış 1'inci, 2'inci, 5'inci ve 6'ıncı grupların bağlantı kuvvetlerinin ortalaması 21,24 MPa iken, IPS e.max ZirPress veneer seramiği uygulanmış 3'üncü, 4'üncü, 7'inci ve 8'inci grupların bağlantı kuvvetlerinin ortalaması 25,08 MPa olarak bulunmuştur (şekil 3.2).



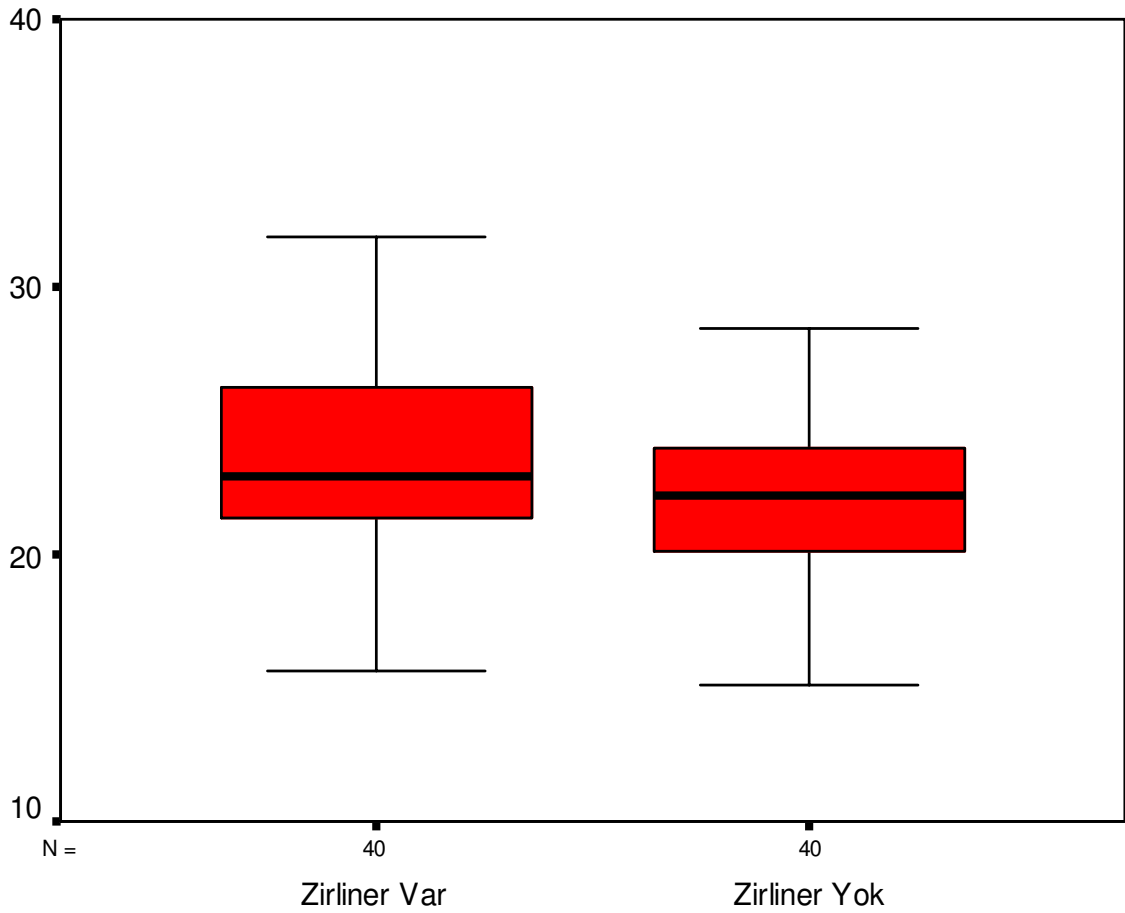
şekil 3.2 Farklı tekniklerle uygulanan veneer seramiklerin, bağlantı kuvvetleri ortalamaları

Porselen türüne bağlı değişim ($p=0,000<0,05$) istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Zirkonyum altyapıya presleme tekniği ile elde edilen IPS e.max ZirPress veneer seramiğinin bağlantı kuvveti, tabakalama tekniği ile elde edilen IPS e.max Ceram'ın bağlantı kuvvetinden daha yüksek bulunmuştur. Şekil 3.3 de ortalama ve değer aralıkları görülmektedir.



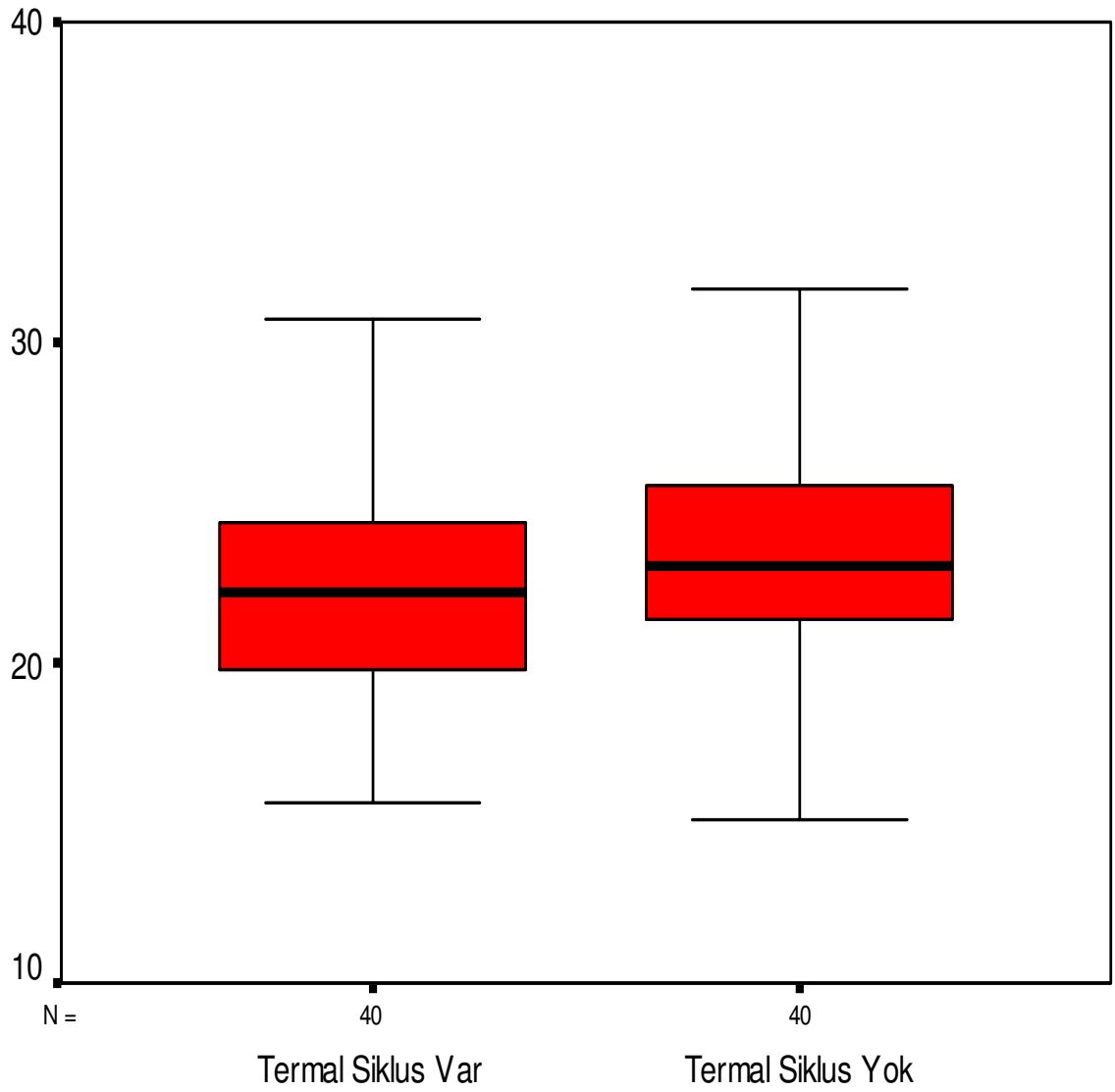
Şekil 3.3 Porselen yapım tekniklerinin bağlantı kuvvetleri dağılımı

Zirliiner uygulanmış 2'inci 4'üncü, 6'ıncı ve 8'inci grupların ortalama bağlantı değerleri 23,76 MPa'iken; Zirliiner uygulanmamış 1'inci, 3'üncü, 5'inci ve yedinci grupların ortalama bağlantı değerleri 22,56 MPa bulunmuştur. Porselen türü ve termal siklusun farkı gözetilmeden Zirliiner varlığı ve yokluğu durumunda ($p=0,125>0,05$), Zirliiner uygulaması istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Porselen türünde ve termal siklusta fark gözetilmeden Zirliiner uygulamasının bağlantı kuvvetini etkilemediği sonucuna varılmıştır. Şekil 3.4 de ortalamaları ve değer aralıkları görülmektedir



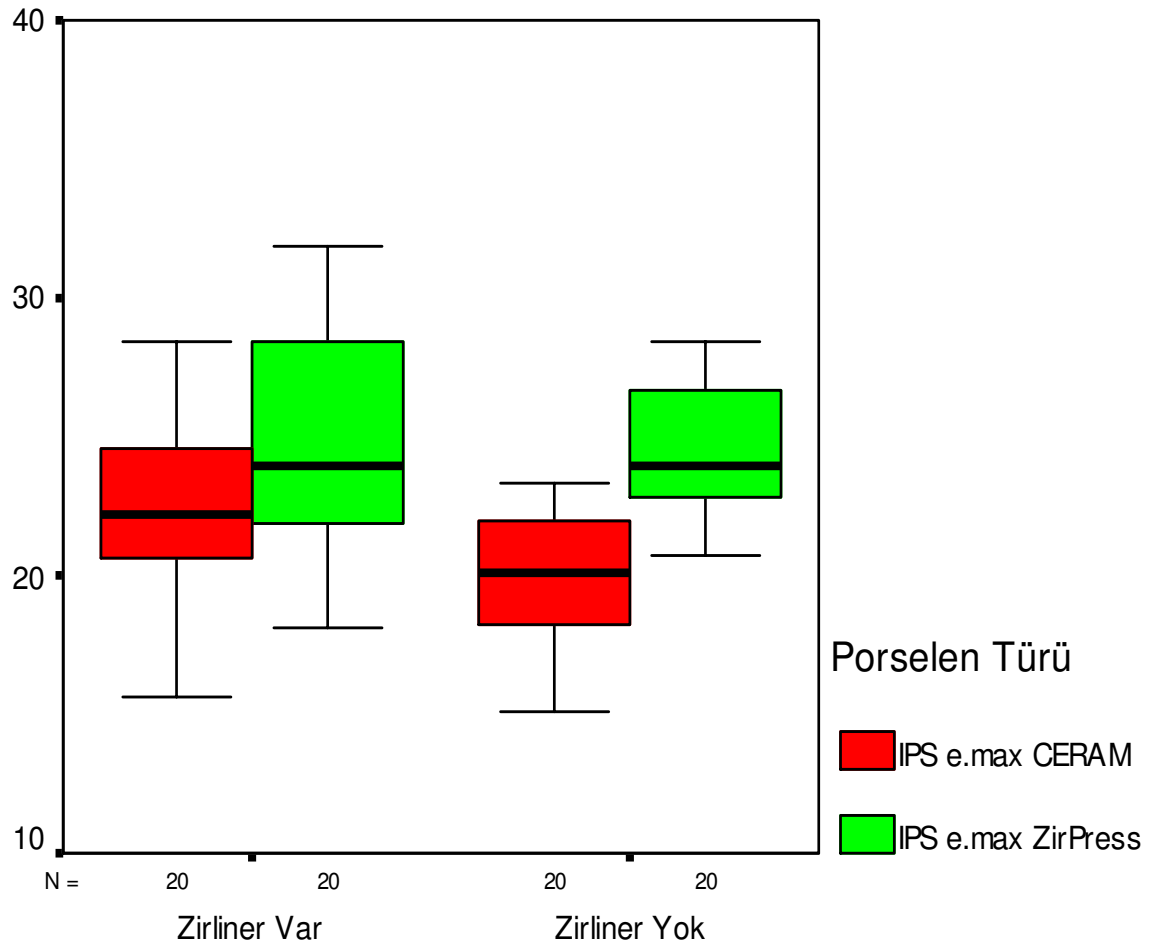
Şekil 3.4 Zirliiner uygulamasının ortalama bağlantı değerlerine etkisi

Termal siklus uygulanmış 5'inci, 6'ıncı, 7'inci ve 8'inci grupların bağlantı kuvvetleri ortalaması 23,04 olarak bulunmuştur. Termal siklus uygulanmamış 1.'inci, 2'inci, 3'üncü ve 4'üncü grupların bağlantı kuvvetleri ortalaması ise 23,28 bulunmuştur. Termal siklus uygulamasının bağlantı değerlerine etkisi ($p=0,765>0,05$) istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (Şekil 3.5).



Şekil 3.5 Termal siklus uygulamasının bağlantı değerlerine etkisi

Porselen türüne göre Zirliner uygulamasının bağlantı kuvvetine etkisi incelendiğinde; IPS e.max ZirPress üstyapısı ile tamamlanmış örneklerde zirkonyum altyapıya Zirliner uygulanıp uygulanmaması arasında bağlantı kuvvetleri açısından bir fark görülmezken, IPS e.max Ceram üstyapısı ile tamamlanmış örneklerde Zirliner'in varlığı bağlantı kuvvetini etkilemektedir. Şekil 3.6'da porselen türüne göre Zirliner uygulamasının bağlantı kuvveti değerlerinin dağılımı gösterilmiştir.



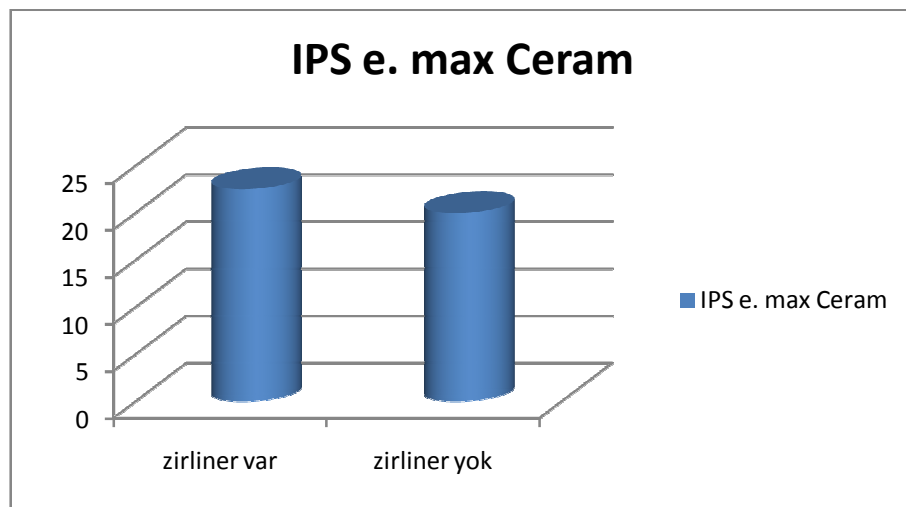
Şekil 3.6 Zirliner ve porselen türü etkileşimini gösteren dağılım tablosu

IPS emax Ceram için Zirliner'in uygulanıp uygulanmaması durumunda, ortalamaların istatistiksel olarak farklı olup olmadığını araştırmak için Tek Yönlü Varyans Analizi yapılmıştır (ANOVA). Sonuçlar, çizelge 3.3'te verilmiştir.

Çizelge 3.3 IPS emax Ceram için Zirliner'ı tek yönlü varyans analizi sonuçları

	TOPLAM KARELER	SD	ORTALAMA KARELER	F	P
GRUPLAR ARASI	64,237	1	64,237	8,337	,006
GRUP İÇİ	292,788	38	7,705		
TOPLAM	357,025	39			

P değeri=0,006< 0.05 olduğu için bu test sonucunda IPS e.max Ceram veneer seramiği kullanıldığında Zirliner'in varlığı veya yokluğu, bağlantı kuvvetini etkilediği sonucuna varılmıştır. Grup ortalamalarının farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Tabakalama yöntemi ile uygulanan IPS e.max Ceram'ın bağlantı kuvvetinin Zirliner varken daha yüksek olduğu sonucuna varılmıştır.



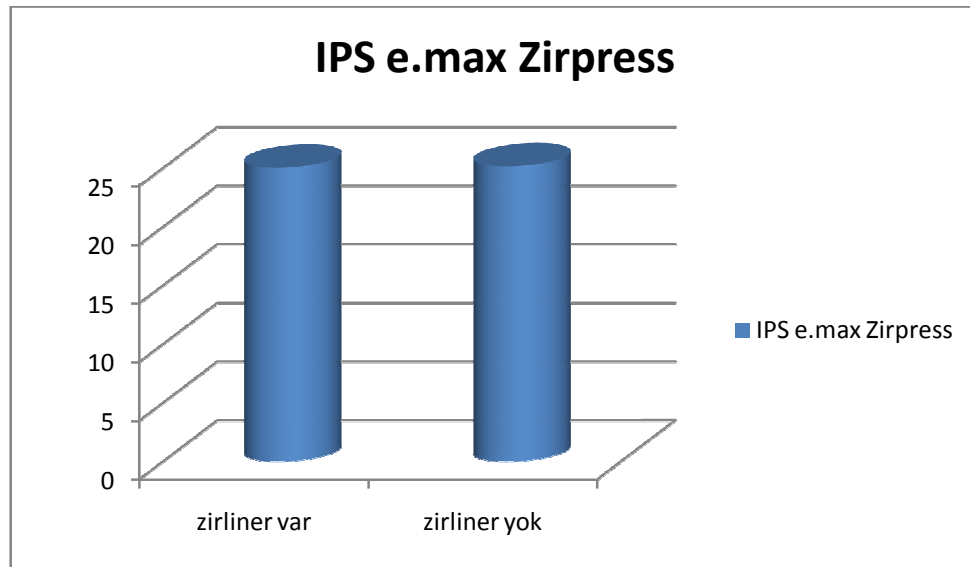
Şekil 3.7 Zirliner uygulamasının IPS emax Ceram'ın bağlantı değerlerine etkisi

Aynı şekilde porselen türü IPS e.max ZirPress iken, Zirliner var olup olmaması durumunda ortalamaların istatistiksel olarak farklı olup olmadığı Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) ile incelenmiştir. Sonuçlar Çizelge 3.4'te verilmiştir.

Çizelge 3.4 IPS emax Ceram için Zirliner'ı tek yönlü varyans analizi sonuçları

	TOPLAM KARELER	SD	ORTALAMA KARELER	F	P
GRUPLAR ARASI	6,844	1	6,844	,455	,504
GRUP İÇİ	571,144	38	15,030		
TOPLAM	577,988	39			

P değeri=0,504 > 0,05 olduğu için bu test sonucunda IPS e.max ZirPress veneer porseleni kullanıldığında Zirliner'ın varlığı veya yokluğunun bağlantı kuvvetini etkilemediği sonucuna varılmıştır. Grup ortalamalarının farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.



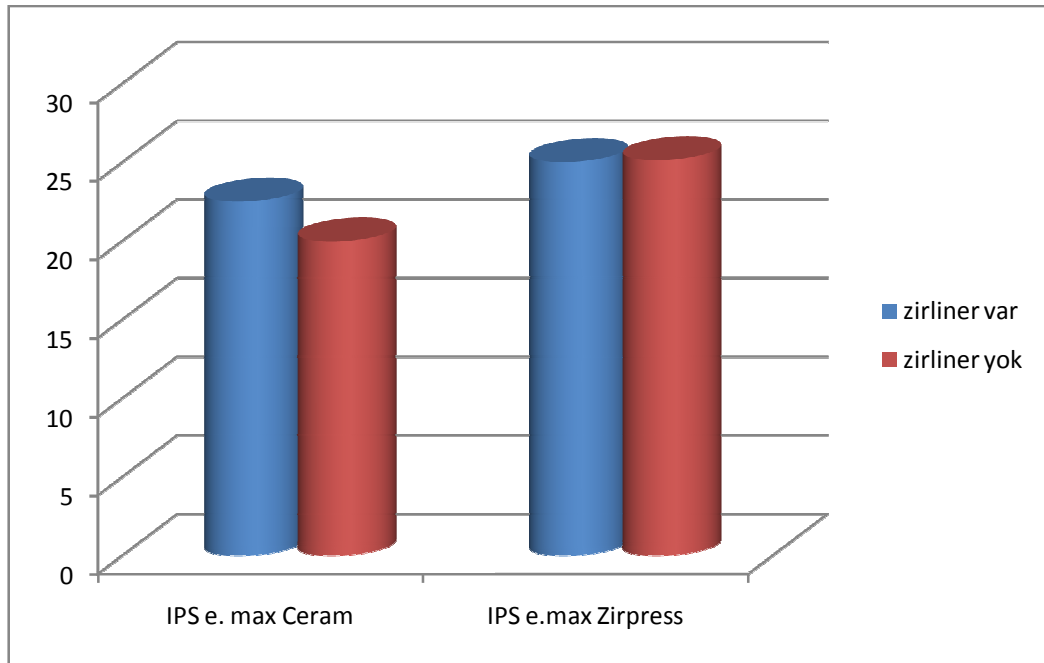
Şekil 3.8 Zirliner uygulamasının IPS emax zirPress'in bağlantı kuvvetine etkisi

Çizelge 3.5 Porselen türü ve Zirliner etkileşimine göre bağlantı kuvvetleri değerleri

	IPS e.max CERAM	IPS e.max ZirPress
ZİRLİNER VAR	22,51	25,022
ZİRLİNER YOK	19,978	25,142

Zirliner uygulanmamış IPS e.max CERAM'ın bağlantı değerleri ortalaması 19,978 MPa; Zirliner uygulanmış IPS e.max CERAM'in 22,51 MPa olarak bulgulanmıştır.

Zirliner uygulanmamış IPS e.max ZirPress'in bağlantı değerleri ortalaması 25,14 MPa; Zirliner uygulanmış IPS e.max ZirPress'in 25,02 MPa olarak bulgulanmıştır (Şekil 3.9).



Şekil 3.9 Porselen türü ve Zirliner etkileşimine göre bağlantı kuvvetleri tablosu

3.2 Mikroskop Bulguları

Örneklerin makaslama deneyi sonrasındaki kopma şekilleri mikroskop altında incelenmiştir. Hiçbir örnekte tamamen adeziv veya tamamen koheziv kopma şekillerine rastlanmamıştır. Örneklerin tümünde kombine (adeziv + koheziv) kopma şekilleri gözlemlenmiştir. Kombine kopmanın ise veneer porselenin parçasının ufak bir parçası altyapı üzerinde kalması şeklinde olduğu bulgulanmıştır. Kombine kopma gösteren örneklerin adeziv ve koheziv kopma oranları incelenmiş ve sonuçlar Çizelge 3.6'da gösterilmiştir.

Çizelge 3.6 Kombine kopmaların adeziv ve koheziv kopma oranları

	Kombine kopma	
	adeziv	koheziv
IPS e.max Ceram	%93	%7
IPS e.max Ceram +zir liner	%92	%8
IPS e.max ZirPress	%83	%17
IPS e.max ZirPress+ zir liner	%84	%16
IPS e.max Ceram + termal siklus	%91	%9
IPS e.max Ceram + zir liner + termal siklus	%93	%7
IPS e.max ZirPress + termal siklus	%86	%14
IPS e.max ZirPress + zir liner + termal siklus	%85	%15

Kombine kopma gösteren tüm gruplarda, kırılma yüzeyleri incelendiğinde IPS e.max Ceram'a ait örneklerde, IPS e.max ZirPress grubuna ait örneklerle oranla daha fazla altyapıda veneer seramiği varlığı gözlemlenmiştir. Ayrıca IPS e.max ZirPress porselenleri daha homojen bir yapı sergilediği görülmüştür.

4.TARTIŞMA

Diş eksiklerinin neden olduğu fonksiyon, fonasyon ve estetik kaybı ve bu eksikliklerin tedavisi diş protez biliminin temel konusudur. Dişlerin ve kısmi diş eksikliklerinin restorasyonunda metal altyapılı seramik restorasyonlar 40 yıla yakın bir süredir başarıyla uygulanmaktadır (Tan ve ark., 2008). Ancak metal-seramik sistemlerin estetik olarak yeterince doğal görünmemesi, metal alerjisi oluşturabilmesi ve metalin korozyona uğrayabilmesi gibi dezavantajlarından dolayı günümüzde ön ve arka bölge kron-köprü protez uygulamalarında metal desteksiz tam seramik sistemlerin kullanımı daha fazla önem kazanmıştır. Zirkonyum ile güçlendirilmiş seramik sistemleri, sahip oldukları mekanik ve estetik özellikler ile hem ön hem de arka bölge köprü protezi uygulamalarına olanak sağlayarak giderek daha yaygın bir kullanım alanı bulmuşlardır. Bu sistemler genel olarak güçlü bir zirkonyum altyapı ve üzerine uygulanan veneer seramiğinden oluşmaktadır. Bu noktada iki farklı özellikteki seramik yapının bütünlüğü ve bağlanma direnci birtakım sorunları da beraberinde getirmektedir.

Studart ve arkadaşları (2007) yaptıkları çalışmada, Empress, Cercon ve In Ceram-Zirkonya alt yapılara sahip sistemlerin kırılma dayanımlarını, bükülme dirençlerini incelemişler ve kırılma şekillerinin başlangıç yerlerini mikroskopta gözlemlemişlerdir. Yüksek bükülme direncine ve kırılma dayanımına sahip altyapı materyallerinin (Cercon ve In Ceram-Zirconia), zayıf veneer seramiğindeki stresleri azalttığı, köprünün yük taşıma kapasitesini arttırdığı ve restorasyonun kırılmasını geciktirdiğini belirtmişlerdir. Dayanıklı altyapı materyaline sahip restorasyonlarda, veneer seramiğinin dış yüzeyinden başlayan çatlak, altyapı-veneer seramiği ara yüzüne doğru yön değiştirip veneer seramiğinin tabaka halinde ayrılmasına neden olduğunu belirtmişlerdir. Empress altyapılı örneklerde ise çatlağın, veneer seramiğinin yüzeyinde düz bir şekilde yayılma gösterip altyapı materyalinde de kırığa yol açtığını gözlemlemişlerdir. Zayıf bir altyapıya sahip altyapı-veneer seramiği

bileşiminin mekanik özellikleri, esas olarak veneer seramiğinin düşük kırılma direnci tarafından belirlenmektedir. Çünkü altyapı-veneer ara yüzünde çatlak durdurucu ve hapsedici bir mekanizma bulunmamaktadır. Dolayısıyla posterior köprü restorasyonları için yüksek dayanımlı alt yapı materyallerinin kullanılması tavsiye edilmektedir.

Zirkonyum porselenleri dayanıklılığı, dönüşüm sertleşmesi, beyaz rengi, kimyasal ve yapısal stabilitesi gibi özellikleri nedeniyle tam seramik sistemlerde altyapı kor materyali olarak tercih edilmektedir (Guazzato ve ark, 2004c).

Ancak zirkonyum alt yapı doğal dişe benzer translüenslikte olmadığından, restorasyonun estetiğini geliştirmek için zirkonyum alt yapı için özel olarak geliştirilmiş çeşitli veneer seramikleriyle restorasyon tamamlanmaktadır. Dayanıklı bir seramik kor yapının üzerine üstün estetik özelliği olan daha zayıf yapıda bir veneer seramiğininin birleştirilmesi, daha güvenilir ve daha biyouyumlu bir restorasyon sağlamaktadır (Lawn ve ark., 2001).

Çeşitli çalışmalarda veneer seramiğin dayanıklılığının, restorasyonun sonuç dayanıklılığını belirlediği gösterilmiştir. Bu restorasyonların dayanıklılığı gerilme streslerinin kompleks dağılımdan etkilenebilmektedir. Eğer gerilme stresleri restorasyon yapımında dikkate alınmazsa beklenmedik düşük kuvvetlerde bile başarısızlık görülmektedir (Guazzato ve ark., 2005; Isgro ve ark., 2003).

Yapılan klinik çalışmalarda da zirkonyum oksit altyapılı restorasyonlarda başarısızlık nedeni, veneer seramiğinin ufak parçalara ayrılması veya kırılması olarak belirtilmiştir.

Steyern ve arkadaşları (2005), 3-5 üyeli sabit protezleri iki yıl süreyle inceledikleri çalışmalarında, vakaların %15'inde veneer seramiğinin

ayrılmasını tespit etmişlerdir. Raigrodski ve arkadaşlarının (2006) yaptıkları çalışmada, 3 üyeli sabit protezleri 31,2 ay süreyle gözlemlenmişler ve vakaların %25'inde veneer seramiği ayrılması görüldüğünü bildirmişlerdir. Sailer ve arkadaşlarının (2007) yaptıkları çalışmada, 3-5 üyeli posterior sabit protezlerde 35,1 ay sonunda %15,2 veneer seramiği ayrılması görüldüğünü bildirmişlerdir. Tinschert ve arkadaşları (2008), 37 ay gözlemledikleri posterior sabit protezlerde %8 oranında veneer seramiği ayrılması görüldüğünü belirtirken, anterior sabit protezlerde hiç veneer seramiği ayrılmasının görülmeyişini bildirmişlerdir. Crisp ve arkadaşları (2008) 3-4 üyeli sabit protezleri 1 yıl süreyle inceledikleri çalışmalarında sadece bir vakada küçük veneer seramiğinin ayrılmasını gözlemlenmişlerdir.

Zirkonyum alt yapılar kırılmaya oldukça dirençlidir. Klinik gözlemlere dayalı çalışmalar göz önüne alındığında, zirkonyum altyapılı tam seramik restorasyonlarda veneer seramiğinin ayrılması en yaygın başarısızlık oranı olarak öne çıkmaktadır. Bu sebeple, yaptığımız çalışmada zirkonyum alt yapılar ile üzerine farklı tekniklerle uygulanan veneer seramiklerinin bağlantı kuvvetlerinin araştırılmasına karar verildi.

Ağız içi ortamın kompleks klinik yapısını, in-vitro test ile tam olarak taklit etmek imkansızdır. Her ne kadar tam seramik restorasyonların klinik başarısızlığı, hastaya bağlı faktörler, dinamik yüklemeler, materyal özellikleri, restorasyonun geometrisi, ve yorgunluk olgusu gibi birçok faktöre bağlı olsa da, in-vitro testler bu başarısızlığa etki eden mekanik parametreleri aydınlatmaktadır (White ve ark, 2005).

Standardize edilmiş anatomik olmayan örneklerin laboratuvarında test edilmesi, mekanik özelliklerin incelenmesi için daha kontrollü şartlar sağlamasına rağmen karmaşık geometriye sahip dental restorasyonların etkisini gösteremez (Fischer ve ark, 2002). Diğer bir yandan, anatomik restorasyonların doğrudan yüklenmesi klinik durumu daha iyi taklit edebilmesine rağmen verilerin karşılaştırılması güçleşmektedir (Peterson ve

ark., 1998). Çalışmamızda, verilerin karşılaştırılmasının daha rahat yapılabilmesi için geometrik formda örnekler kullanılmıştır.

Ağız içerisinde, rutin yeme, içme ve nefes alma sırasında sıcaklık değişimleri gözlenir. Herhangibir ısı uygulaması olmadan ve ağız kapalı iken ağız içerisindeki sıcaklık ortalama 35°C ölçülmüştür. Yapılan çalışmalarda sıcak ve soğuk içeceklerle diş yüzeyindeki sıcaklıklar ölçülerek en düşük 4,5 °C ve en yüksek 50-55°C (Palmer ve ark., 1992) kaydedilmiştir. Bu nedenle termal siklus testleri en düşük 5°C ve en yüksek 55°C aralığında gerçekleştirilmektedir. Ağız içerisindeki siklus sayısı ile ilgili çok kesin bilgi olmadığı için günde 20-50 siklus olabileceği düşünülerek 10000 siklusun 1 seneye denk gelebileceği bildirilmiştir (Gale ve ark., 1999). Çalışmamızda da 10000 siklus uygulanmıştır.

Aboushelib ve arkadaşları (2006), zirkonyum tipinin, renginin ve veneer seramiği uygulama tekniklerinin, bağlanma kuvveti üzerine etkisini değerlendirdikleri çalışmada, zirkonyum tipinin ve renginin bağlantı kuvvetinde önemli etkisi olduğunu bulmuşlardır. Renklendirilmiş zirkonyum gruplarındaki bağlantı kuvvetinin, beyaz zirkonyuma nazaran anlamlı derecede düşük olduğunu belirtmişlerdir. Aboushelib ve arkadaşları (2008b), sonraki çalışmalarında da bu bulguyu desteklemişler ve zirkonyumun renklendirilmesinde kullanılan ferrik oksidin erime noktasının (1565 °C), stabilize ajan olarak kullanılan yitriumun erime noktasından (2410 °C) daha düşük olmasından dolayı sinterleme işlemi sırasında ferrik oksidin yitriumla ile yer değiştirebileceğini ve böylece stabilize edici olarak kullanılan yitriumun azalmasına bağlı olarak tetragonal-monoklinik transformasyon gösterebileceğini bildirmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda beyaz zirkonyum altyapılı bloklar kullanılmış olup renklendirme işlemi yapılmamıştır.

Zirkonyum altyapısı ile veneer seramiğinin bağlantısını artırmaya yönelik farklı yüzey işlemleri değişik çalışmalarda incelenmiştir. Zirkonyum altyapısına uygulanan, kumlama veya aşındırma gibi işlemler artan yüzey

pürüzlülüğü ile birlikte tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüme sebep olurlar. Transformasyona bağlı olarak altyapının bükülme direnci artarken mikro çatlaklara da sebep olmaktadır. Faz dönüşümü sonucu meydana gelen sıkıştırıcı yüzey tabakasının bağlantıya olumsuz etkileri olduğu düşünülmektedir (Guazzato ve ark., 2004c).

Fischer ve arkadaşları (2008), oluşan faz dönüşümünün zirkonyumun ısıl genişleme katsayısını etkilediğini bildirmişlerdir. Zirkonyum oksit seramiklerde bulunan monoklinik fazın ısıl genişleme katsayısının $7.5 \times 10^{-6}/K$, tetragonal fazın ısıl genişleme katsayısının $10.8 \times 10^{-6}/K$ değerlerinde olduğunu belirtmişlerdir.

Wang ve arkadaşları (2008), transformasyon sonucu meydana gelen ısıl genişleme katsayısı değişikliğinin, zirkonyum altyapı ve veneer seramiği arasındaki bağlantı kuvvetini olumsuz etkileyebileceğini, ayrıca kumlama veya aşındırma işleminin fazla miktarda yapılmasının, zirkonyum altyapının kuvvetinde azalmaya neden olabileceğini bildirmişlerdir. Kosmac ve arkadaşları (2008), kumlama ve aşındırma gibi işlemlerin aşırı yüzey hasarı meydana getirdiğini ifade etmişlerdir. Tetragonal fazın monoklinik faza geçisiyle birlikte yaşanmaya daha yatkın olduğunu bildirmişlerdir.

Guazzato ve arkadaşları (2004a), zirkonyum esaslı restorasyonların altyapı ve veneer seramiği ara yüzünde monoklinik fazın bulunması, ara yüzde mikroboşlukların oluşmasına neden olabileceğini belirtmişlerdir. Oluşan mikroboşlukların, veneer seramiğinde mikro çatlaklara sebep olan lokalize streslerin oluşumunu tetikleyebileceğini söylemişlerdir.

Nakumara ve arkadaşları (2009), yaptıkları çalışmada, mikrogerilim testini kullanarak kumlanmış zirkonyum altyapısı ile veneer seramiği arasındaki bağlantı kuvvetini incelemişlerdir. Çalışmada zirkonyum örnekler sinterlendikten sonra $70\mu m$ alüminyum tozuyla 0.2, 0.4 veya 0.6 MPa basınçlarda kumlanmıştır. Kumlanmamış örnekler kontrol grubu olarak

kullanılmıştır. 0.4 MPa basınçla kumlanan örnekler, hiç kumlanmamış veya 0.2 MPa basınçla kumlanmış örneklerle göre daha kuvvetli bağlanma göstermişlerdir. Çalışma bulgularına göre araştırmacılar kumlama basıncının 0.4 MPa basınçla yapıldığı sürece zirkon yüzeyinin faz transformasyonu veya mikro çatlaklar göstermediği sonucuna varmışlardır.

Deville ve arkadaşları (2006), yüzey işlemlerinin zirkonyum oksit seramiklerin yaşlanmasına etkilerini araştırdıkları çalışmada, kaba parlatmanın zirkonyum oksit yüzeyinde yaşlanmaya dirençli sıkıştırıcı tabaka oluşturduğunu belirtmişlerdir. 2 saat 1200 °C' de ısı uygulandığında artık streslerin çözüldüğünü bildirmişlerdir. Zirkonyum seramiklerin yaşlanmaya karşı hassasiyetlerinin, yapısındaki artık streslerin çeşidi (baskı veya gerilim) ve miktarı ile ilgili olduğunu belirtmişlerdir (Deville ve ark., 2006).

Kler ve arkadaşları (2007), kumlama işlemi sonrası zirkonyumun tetragonal fazdan monoklinik faza geçtiğini ve görülen monoklinik fazın veneer seramiğinin fırınlanması sırasında tekrar tetragonal faza geçtiğini ifade etmişlerdir.

Fischer ve arkadaşları (2008), zirkonyum altyapı materyali ile veneer seramiği arasındaki bağlantı kuvvetini makaslama bağlantı testi ile değerlendirdikleri çalışmada, kumlama işlemiyle pürüzlendirilen zirkonyum yüzeylerinin bağlantı kuvvetine etkisinin olmadığını belirtmişlerdir.

Aboushelib ve arkadaşları (2005), kumlama işlemi yapılmış zirkonyum altyapının veneer seramikleriyle olan bağlantı kuvvetiyle, sinterlendikten sonra yüzey işlemi yapılmamış altyapı arasında bir fark görülmediğini bildirmişlerdir.

Aboushelib ve arkadaşları (2008b), yaptıkları diğer bir çalışmada ise, kumlama işlemine tabi tutulmuş grupta, yüzey pürüzlülüğü ile birlikte bağlantı

kuvvetinin arttığını bildirmişlerdir. Ayrıca, zirkonyum altyapının kumlama işlemi sırasında, CAD/CAM şekillendirilmesi sonrası ortaya çıkan yüzey izlerinin silindiğini belirtmişlerdir.

Evli'nin (2008) yaptığı tez çalışmasında, zirkonyum altyapısına kumlama, aşındırma, plazma sprej gibi işlemler uygulanması sonucunda en fazla yüzey pürüzlülüğü kumlama grubunda elde edilmişken, yüzey pürüzlülüğünün zirkonyum altyapı materyali ile veneer seramiği arasındaki bağlantı kuvvetini etkilemediğini belirtmişlerdir.

Aboushelib ve arkadaşları (2008b), değişik zirkonyum seramiklerinin partikül büyüklükleri, şekilleri, içerikleri, yoğunlukları farklı olmasından dolayı zirkonyum altyapıya uygulanan yüzey işlemlerinin materyalin yapısında farklı sonuçlara yol açabileceğini belirtmişlerdir.

Liu ve arkadaşlarının (1991), Y-TZP'nin yorgunluk davranışını inceledikleri çalışmalarında, kırılmanın nedeninin önceden var olan mikroçatlaklardan kaynaklandığını ve yorgunluğa bağlı hasara neden olduğunu ifade etmişlerdir (Liu, 1991). Zhang ve arkadaşları, keskin çarpmalara bağlı oluşan yüzey girintilerinin Y-TZP üzerindeki uzun dönem etkisini inceledikleri çalışmalarda, hem kumlamanın ve hem de oluşan keskin girintilerin çok düşük yüklemelerde bile Y-TZP'nin uzun dönem performansına zarar verdiğini göstermişlerdir (Zhang Y 2004; Zhang Y, 2004; Zhang Y, 2005). Bu çalışmalar biyomedikal uygulamalar için Y-TZP'nin son yüzey durumunu kontrol etmenin önemini vurgulamaktadır. Özet olarak, dental uygulamalar için yüksek dayanıklılık yararlı bir özellik olarak görünmesine rağmen, uzun dönem performansı ve güvenilirliği de düşünülmelidir. Fischer ve arkadaşları (2008), silisyum içeren 110 µm AL₂O₃ tozu püskürtülerek zirkonyum altyapının silika kaplanmasının bağlantı kuvvetine etkisini inceledikleri çalışmada, farklı bir yüzey işlemi olan silika kaplamanın bağlantı kuvvetini artırmadığını belirtmişlerdir. Evli (2008), yaptığı tez çalışmasında, zirkonyum altyapıyı plazma spreji ile pürüzlendirmiş ve bu yüzey işleminin de bağlantı

kuvvetini etkilemediğini bildirmiştir. Günümüzde çoğu dental Y-TZP üreticileri, hem veneer seramiği ile zirkonyum arasındaki bağlantı kuvvetini artırmak, hem de biraz parlaklık ve translüenslik katmak için astar (liner) materyalleri sağlamaktadırlar. Çalışmamızda kullandığımız Ivoclar IPS ZirCad zirkonyum bloklarından üretilen örneklerde, sinterlendikten sonra aşındırma veya kumlama gibi yüzey işlemlerinin yapılması yüzeyin faz bütünlüğünü bozduğundan dolayı, üretici firma tarafından tavsiye edilmediği için, örneklere kumlama veya aşındırma gibi işlemler uygulanmamıştır. Çalışmamızda üretici firma tarafından kullanımı tavsiye edilen Zirliner'ın bağlantı kuvvetine etkisi incelenmiştir.

Güçlü zirkonyum altyapısı ve zayıf veneer seramiği arasındaki bağlantı, bu farklı iki katman arasında yük transferi yapabilecek kadar uygun bir değerde olmalıdır. Çiğneme sırasında restorasyonlar, geçici deformasyon yaratan fonksiyonel streslere maruz kalırlar ve sistem içinde yüklenirler. Yükleme ortadan kalkınca restorasyon elastik olarak tekrar eski şekline döner ve yüklenen enerji salınır. Zirkonyum ve veneer seramiği arasındaki bağlantı kuvveti, fonksiyon sırasında oluşan bu değişikliklere dayanmalıdır (Aboushelib ve ark., 2009; Aboushelib ve ark., 2005).

Kimyasal bağlanma, mekanik kilitleme, ara yüzeydeki hataların tipi ve konsantrasyonu, ıslanma özellikleri ve zirkonyum altyapı ile veneer seramiği arasındaki ısıl genleşme katsayı farkına bağlı olarak meydana gelen gerilim stresleri gibi pek çok faktör, bağlantı kuvvetini etkilemektedir (Fischer ve ark, 2008).

Guazzato ve arkadaşları (2004a) yaptıkları çalışmada, kırığın veneer seramiğinde bağlantı noktasına yakın bir yerden başladığını bildirmişlerdir. Sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan analizlerine göre, kor ve veneer porseleni arasındaki ısıl genleşme katsayısının farkına bağlı stres yoğunluk bölgelerinin görüldüğünü rapor etmişlerdir.

Altyapı- veneer tabakaları arasındaki bağlantı kuvvetinin ölçülmesinde farklı deney yöntemleri kullanılmaktadır. Bunlar; makaslama kuvvetlerine karşı direnç (SBS, shear bond strength), gerilim kuvvetlerine karşı direnç (MTBS, microtensile bond strength) ve üç/dört nokta bükme (three/four point bending) ve biaksiyel bükme deneyleridir. (Aboushelib ve ark, 2005). Metal seramik sistemlerin bağlanma dayanıklılığının ölçülmesi, Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu tarafından üç nokta bükülme testi ile standardize edilmiştir. Metal seramik restorasyonlar için, en az 25 MPa bağlantı kuvveti gerektiği bildirilmektedir (Guess ve ark., 2008). Fakat seramik kor materyalleri kırılğan olduğundan bu test tam seramik sistemleri için kullanılamamaktadır. Tam seramik sistemleri için gerekli minimum bağlantı kuvveti değeri ve standardize edilmiş test modeli henüz belirlenememiştir (Al-Dohan ve ark., 2004; Dündar ve ark., 2005; Dündar ve ark., 2007).

Makaslama testi deneyi, iki materyalin bir adeziv ajan aracılığıyla birleştirildiği ve sıyrıma ile ayrılma meydana gelene kadar yük uygulandığı bir deneydir (Craig ve Powers, 2002). Bağlantı kuvveti, uygulanan maksimum yükün bağlantı yüzeyine bölünmesiyle hesaplanır (Versluis ve ark., 1997). Yaygın olarak kullanılmasının nedenleri; örneklerin kolay hazırlanması (McDonough ve ark., 2002), deney protokolünün basit olması, ve çabuk sonuç alınmasıdır (Hadavi ve ark., 1993). Bu avantajları nedeniyle çalışmamızda da makaslama deney yöntemi kullanılmıştır.

Makaslama testinde yük uygulama hızının yüksek olması durumunda, incelenen örneklerde anormal stres dağılımlarının gelişmesi nedeniyle, örnekte koheziv kopmalar görülebilir (Al-Dohan ve ark., 2004). Hara ve arkadaşları (2001), makaslama testinde daha doğru sonuçlar elde etmek için yük uygulama hızının 0.50 ve 0.75 mm/dk olması gerektiğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda da anormal stres dağılımları oluşturmamak için makaslama deneyinde yük uygulama hızı 0.50 mm/dk olarak ayarlanmıştır.

Literatürde ısısal genleşme katsayısı farklılıklarının altyapı ve veneer seramiği arasındaki bağlantı kuvvetine üzerine etkisi çeşitli çalışmalarda incelenmiştir (Aboushelib ve ark., 2005; Kler ve ark., 2007, Fischer ve ark 2009). ısısal genleşme katsayısı farklılığından dolayı oluşan stresler aradaki bağlantı kuvvetini etkileyebilmektedir.

Aboushelib ve arkadaşları (2005) yaptıkları çalışmada, ısısal genleşme katsayısı $12,5 \times 10^{-6}$ /K olan deneysel bir veneer seramiğini, ısısal genleşme katsayısı $10,5 \times 10^{-6}$ /K olan zirkonyum alt yapı üzerine uygulamış ve veneer seramiğinde spontan kırıklar gözlemlemişlerdir. ısısal genleşme katsayısı $9,5 \times 10^{-6}$ /K olan başka bir veneer seramiğini aynı zirkonyum alt yapı üzerine uygulandığında ise daha iyi sonuçlar elde edildiğini ifade etmişlerdir (Aboushelib ve ark., 2005).

Fischer ve arkadaşları (2009), ısısal genleşme katsayısının zirkonyum altyapı ve veneer seramiği arasındaki bağlantı kuvvetine etkisini incelemişlerdir. Çalışmada, zirkonyum altyapı üzerine 12 değişik ısısal genleşme katsayısına sahip veneer seramikleri kullanılmıştır. Veneer seramikleri, yüzey işlemi yapılmamış zirkonyum altyapısına uygulanmıştır. Zirkonyum ile veneer seramiği arasındaki ısısal genleşme katsayısı farkının, zirkonyum altyapı ile veneer seramiği arasındaki bağlantı kuvvetini etkilediğini belirtmişlerdir.

Üretici firmalar zirkonyum altyapıya sahip tam seramik sistemlerde kullanılmak üzere, zirkonyum ve veneer seramiğinin ısısal genleşme katsayılarını birbirlerine uyumlu olarak üretmektedirler. Ivoclar tarafından IPS e.max ZirCAD blokların ısısal genleşme katsayısı $10,8 \times 10^{-6}$ /K belirtilmiştir. Tez çalışmamızda firmanın tavsiyeleri doğrultusunda, presleme tekniği için ısısal genleşme katsayısı $9,75 \times 10^{-6}$ /K olan IPS e.max ZirPress'in ve tabakalama tekniği için ısısal genleşme katsayısı $9,50 \times 10^{-6}$ /K olan IPS e.max Ceram'ın kullanılmasına karar verilmiştir.

İsgro ve arkadaşları (2004), çeşitli tam seramik materyallerin ısısal genleşme katsayılarının doğrusal (linear) olmadıklarını ve bu nedenle doğrusal denkleme dayalı olarak ısısal genleşme katsayılarının farklarının hesaplanması ile oluşan streslerin eksik değerlendirilmeye yol açabileceğini belirtmişlerdir.

Fırınlanma aşamasında veneer seramiği plastik fazda bulunur ve plastik akışkanlığına bağlı olarak stres oluşmamaktadır. Soğuma esnasında belli bir değer geçilince veneer seramiği plastik formdan katı forma geçer. Bu sıcaklık değerine cam geçiş ısı (glass transition temperature) denilmektedir (Fischer ve ark., 2009). Taşkonak ve arkadaşları (2008), fırınlama sırasında veneer seramiklerinin cam geçiş ısısında viskoelastik davranış sergilerken, zirkonyumun elastik yapı sergilemesinin ek stres yoğunlaşmasına sebep olduğunu bildirmişlerdir. Fischer ve arkadaşları (2009) ise cam geçiş ısısından oda sıcaklığına kadar olan ısısal genleşme katsayısının önemli olduğunu belirtmişlerdir.

Diş hekimliğinde kullanılan metal bileşimleri, yüksek oranda ısı iletkenliğine sahip iken (kıymetli alaşımlar için $300 \text{ Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$), zirkonyum altyapı materyalleri yalıtıkcıdır. Zirkonyum altyapının ısı iletkenliği $2-2.2 \text{ Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$ aralığında ve uyumlu olarak veneer seramiğinin ısı iletkenliği $2.39 \text{ Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$ civarında olduğu belirtilmiştir (Guess ve ark., 2008). Hermann ve arkadaşları (2006), kor ve veneer seramiğinin düşük ısı iletkenliğinin arayüzdeki porselen soğuma hızını geciktirebileceğini ve porselende ilave streslere neden olabileceğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda bu yüzden üretici firma tavsiyesine uygun olarak ısının yükselme hızı $40 \text{ }^\circ\text{C/dk}$ olarak ayarlanmıştır ve örnekler fırından iyice soğuduktan sonra oda ısısına çıkarılmıştır.

Çalışmamızda zirkonyum altyapılar ile veneer seramikleri arasındaki bağlantı kuvveti, $19,90-25,256 \text{ MPa}$ arasındaki değerlerde değişmektedir. Tam seramik sistemlerdeki altyapı ve veneer seramikleri arasındaki makaslama bağlantı kuvvetini inceleyen literatürdeki çalışmalarda, Dünder ve arkadaşları

(2005) 23-41 MPa, Al-Dohan ve arkadaşları (2004) 22-31 MPa olduğunu belirtmişlerdir. Zirkonyum altyapı ve veneer seramiğinin bağlantı kuvvetini inceleyen Aboushelib ve arkadaşları (2006), bağlantı kuvvetini, 17-41 MPA arasında değiştiğini bildirmişlerdir. Özkurt ve arkadaşları (2010), bağlantı kuvvetini 18,66-40.49 MPa arasında; Guess ve arkadaşları (2008) 9,4-12,5 MPa aralığında, Fischer ve arkadaşları (2009) ise 21.9-31.0 MPa arasında değiştiğini belirtmişlerdir.

Al-Dohan ve arkadaşları (2004), makaslama testlerinde bağlantı bulgularında büyük farklılıklar olduğundan bunların standardize edilmesi gerektiğini ifade etmişlerdir. Materyalin tipi, saklama koşulları, örneğin hazırlanması, yük uygulama hızı, örneklerin kesitsel yüzey alanı ve araştırmacıların deneyimleri, göz önüne alınması gereken önemli etkenler olarak bildirilmiştir. Nakamura ve arkadaşları (2009) ise zirkonyum altyapı ve veneer seramiği arasındaki bağlantı kuvvetini araştıran bağlantı testleri standardize edilmediklerden, farklı test sonuçlarını karşılaştırmanın doğru olmayacağını belirtmişlerdir.

Zirkonyum altyapısı opak ve tek renkli olduğundan dolayı gerekli estetiğin sağlanabilmesi için güçlendirilmiş altyapı üzerine geleneksel veneer seramikleri tabakalama tekniğiyle uygulanmaktadır. Geleneksel tabakalama tekniğiyle porselen uygulanmasında uygun görülen renk, şekil ve formun elde edilmesi zaman alıcı ve teknisyenin teknik becerisine bağlı bir işlem olmaktadır. Uygulama sırasında çok dikkatli olunsa bile hava kabarcıkları, mikro boşluklar gibi yapısal hataların oluşması olasıdır. Bu tür yapısal hatalar sonucu oluşan stres bölgeleri, veneer seramiğinin kırılmasına veya ayrılmasına neden olan kırık başlangıç yerlerini oluşturabilir (Aboushelib ve ark., 2009).

Günümüzde yeni bir teknoloji olarak uygulanan zirkonyum altyapısına preslenen veneer seramikleri geliştirilmiştir. Üstyapı, zirkonyum altyapısı üzerine mum modelaj tekniğiyle istenilen şekil ve formda hazırlandıktan

sonra revetmana alınarak eritilmekte ve elde edilen boşluğa ısıtılmış veneer seramiği ısı ve basınçla preslenmektedir. Bu teknikte geleneksel tabakalama yolu ile elde edilemeyen kompleks anatomik restorasyonlar elde edilebilmektedir. Ayrıca zirkonyum altyapı bir kere kontrollü fırınlamaya girdiği için zirkonyumun termal yaşlanma ihtimali azalmaktadır. Presleme tekniğinde, fabrikasyon seramik ingotlar kullanıldığı ve sıcaklık, vakum, basınç kontrolü tam olacağı için veneer seramiğinde yapısal hataların gözlenme riski oldukça azalmaktadır (Aboushelib ve ark., 2009).

Çalışmamızda zirkonyum oksit altyapıya presleme tekniği ile elde edilen IPS e.max ZirPress veneer seramiklerinin bağlantı kuvvetleri, tabakalama tekniği ile elde edilen IPS e.max Ceram'ın bağlantı kuvvetlerinden daha yüksek bulunmuştur. IPS e.max Ceram veneer seramiği uygulanmış 1'inci, 2'inci, 5'inci ve 6'nci grupların bağlantı kuvvetleri sırasıyla; 20,05, 22,75, 19,90 ve 22,26 MPa, IPS e.max ZirPress veneer seramiği uygulanmış 3'üncü, 4'üncü, 7'inci ve 8'inci grupların bağlantı kuvvetleri ise sırasıyla; 25,25, 25,05, 25,02 ve 24,98 MPa olarak bulunmuştur. Çalışmada, farklı yöntemlerle uygulanan veneer seramiklerin, bağlantı kuvvetini etkilediği saptanmıştır.

Aboushelib ve arkadaşları (2008c), zirkonyum altyapıya veneer seramiklerinin presleme yoluyla uygulanmasının daha kontrol edilebilir bir sistem olduğunu ve presleme işlemi sırasında eriyik halde bulunan seramik ingot zirkonyum altyapıya basınç ve vakumla uygulandığı için artan ıslanabilirlik ile birlikte daha iyi yüzey teması sağlandığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda, makaslama deneyi sonrasında veneer seramiğinin ayrılma yüzeyini incelediğimizde presleme yöntemi ile uygulanan IPS e.max ZirPress'te, tabakalama yöntemi ile uygulanan IPS e.max Ceram'dan daha az yapısal hataların varlığı saptanmıştır. IPS e.max ZirPress'in bağlantı kuvveti bulgularının IPS e.max Ceram'dan istatistiksel olarak anlamlı çıkması preslenen porselenlerin daha iyi yüzey teması oluşturdukları, şeklinde açıklanabilir.

Sato ve arkadaşları (2004), geleneksel tabakalama tekniğiyle porselen uygulamasının başarısını, uygulayan kişiye bağlı olduğunu ve porselen tozu ile likitinin karıştırma oranının ve tekniğinin, porselenin yoğunluğunu, gücünü, yüzeysel ve yapısal hataları etkileyebileceğini belirtmişlerdir.

Isgro ve arkadaşları (2004), tabakalama tekniği ile uygulanan seramiklerin bağlantı kuvvetlerinin, presleme tekniğiyle uygulanan veneer seramiklerinden daha düşük olmasının nedenini; altyapıya presleme tekniğiyle uygulanan seramiklerin ısısal genleşme katsayılarının zirkonyuma daha yakın olması ve böylece bağlantı bölgesinde daha az stres olduğu şeklinde belirtmişlerdir.

Çömlekoğlu ve arkadaşlarının (2008) yaptıkları çalışmada, 4 farklı marjin seramiğinin zirkonyum altyapı ile bağlantı kuvvetlerini incelemişlerdir. 3 felspatik porselen: Cerabien, Ceramco, Triceram ve 1 florapatit seramik E.max test edilmiştir. Ceramco'nun ortalama bağlantı kuvveti değerleri, diğer seramiklerden belirgin olarak daha az bulunmuştur. Araştırmacılar bu farkın zirkonyum ve marjin seramiği arasındaki ısısal genleşme katsayısı farkından meydana gelebileceğini belirtmişlerdir. Ceramco için başarısızlık büyük ölçüde adeziv iken, diğer seramikler için koheziv olduğu bildirilmiştir. Çömlekoğlu ve arkadaşları çalışmada, ısısal genleşme katsayısının bağlantı direncini etkileyebileceği sonucuna varmışlardır.

Çalışmamızda, IPS e.max Zirpress'in bağlantı kuvveti değerlerinin IPS e.max Ceram'dan daha yüksek çıkmasının sebebinin, IPS e.max Zirpress'in ısısal genleşme katsayısının zirkonyumun ısısal genleşme katsayısına daha yakın olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Tholey ve arkadaşları (2010), tabakalama tekniğiyle porselen uygulamasının, zirkonyuma etkisini inceledikleri araştırmalarında, veneer porseleninin fırınlanması aşamasında oluşan sıcaklığın ve porselen likitindeki nemin zirkonyumda tetragonal-monoklinik faz dönüşümüne neden olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda zirkonyum üzerine Zirliner'in uygulanması, tabakalama tekniğiyle uygulanan IPS e.max Ceram'ın bağlantı kuvvetini artırmışken, altyapı üzerine presleme tekniğiyle uygulanan IPS e.max ZirPress'in zirkonyum altyapıya bağlantı kuvvetini etkilemediği saptanmıştır. Zirlinerin yalnızca tabakalama tekniği uygulanan IPS e.max Ceram gruplarında bağlantı kuvvetini arttırması, etki mekanizmasının zirkonyumun ıslanabilirliğini artırdığı şeklinde açıklanabilir.

Aboushelib ve arkadaşları (2005), Cercon, Empress 2 ve Vita alt yapı materyalleri üzerine, üretici firmaların tavsiye ettiği veneer porselenlerini uygulayarak (Cercon Ceram, Empress Eris ve Vitadur Alpha), altyapı- veneer seramiği arasındaki bağlantı kuvvetlerini değerlendirmişlerdir. Altyapı-veneer seramiği arasındaki bağlantı kuvvetlerini Cercon için $29,1 \pm 13,7$ MPa, Empress 2 için $37,2 \pm 10,8$ MPa ve Vita için $32,2 \pm 7,8$ MPa olarak belirlemişlerdir. Bununla birlikte, Cercon zirkonyum altyapı üzerine liner uygulamasının, bağlanma kuvvetini neredeyse iki kat arttırdığını ve $16,9$ MPa' dan $29,1$ MPa' ya yükselttiğini bulmuşlardır. Çalışmamızda Cercon Ceram gibi tabakalama seramiği olan IPS e.max Ceram için Zirliner uygulanmasının bağlantı kuvvetini artırdığı saptanmıştır. Bu bulgular çalışmamızla paralellik göstermektedir.

Fischer ve arkadaşları (2008), zirkonyum altyapılara kumlama, silika kaplama ve liner uygulanması gibi farklı yüzey işlemlerinin bağlantı kuvveti üzerindeki etkisini makaslama testi kullanarak incelemişlerdir. Vita YZ (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) bloklardan elde edilen zirkonyum altyapılara, Triceram (Dentaurum, Ispringen, Germany), Cerabien ZR (Noritake, Nagoya, Japan), Vintage ZR (Shofu, Kyoto, Japan), VM9 (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) ve IPS e.max Ceram veneer seramiklerini uygulamışlardır. Makaslama deneyinde yük uygulama hızını 1mm/dk olarak belirlemişlerdir. Zirkonyum altyapıya liner uygulanıp uygulanmamasına göre IPS e.max Ceram'ın bağlantı kuvvetinin $23,5$ MPa ile 21 MPa arasında değiştiğini rapor etmişlerdir. Uygulanan liner materyalinin ve diğer yüzey

işlemlerinin, bağlantı kuvveti üzerine istatistiksel olarak etkisi olmadığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda liner uygulaması IPS e.max Ceram'ın, IPS ZirCad zirkonyum bloktan yapılmış altyapıyla arasındaki bağlantı kuvvetini artırmıştır. Fisher ve arkadaşlarının zirkonyum altyapı olarak Vita YZ bloklar kullanmış olmaları ve makaslama testi düzeneğinin farklı olması nedeniyle, liner uygulamasının bağlantı direncini etkilemediğini düşünmekteyiz.

Aboushelib ve arkadaşları (2006) yaptıkları çalışmada, yedi farklı zirkonyum altyapıya sahip seramik sistemlerinin altyapı-veneer seramiği bağlantı kuvvetlerini incelemişlerdir. Altyapı-üstyapı bağlanma dayanıklılığının sadece materyale bağlı olmadığını ayrıca uygulanan linerında etkili olduğunu belirtmişlerdir. Liner uygulanması Ceram S porseleninin bağlantı kuvvetini artırırken, Lava, Rondo ve Sakura gibi zirkonyum sistemlerinde istatistiksel olarak bir fark yaratmamıştır. Preslenen veneer seramikler, liner uygulanmadıysa koheziv olarak, liner uygulandıysa arayüzden başarısızlığa uğramıştır. Zirkonyum altyapı üzerine basamak seramiği kullanılmasının zirkonyum-veneer seramiği arasındaki bağlantı kuvvetini azalttığını belirtmişlerdir. Preslenen veneer seramiklerinin zirkonyum ile daha iyi yüzey kontağı oluşturduğunu bildirmişlerdir. Liner materyalinin sadece bazı tabakalanan veneer seramikleriyle kullanılması gerektiğini, preslenen seramiklerle kullanılmaması gerektiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda zirkonyum altyapı üzerine liner uygulanması altyapıya presleme tekniğiyle uygulanan IPS e.max ZirPress gruplarında bir fark yaratmazken, tabakalama tekniğinde uygulanan gruplarda bağlantı direncini artırmıştır.

Aboushelib ve arkadaşları (2008a) yaptıkları çalışmada, preslenen ve tabakalanan veneer seramiklerin bir restorasyonda birleştirilmesinin, bağlantı kuvveti üzerine etkisini incelemişlerdir. Çalışmada, Cercon zirkonyum altyapıya 3 mm preslenen veneer seramiği Cercon Express veya 1mm preslenen ve üzerine 2mm tabakalanan Cercon Ceram Kiss seramiği uygulanmıştır. Deney sonuçlarına göre bağlantı kuvvetleri arasında istatistiksel olarak belirgin bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Aboushelib ve

ark. (2008a) yaptıkları bu çalışmada, preslenen ve tabakalanan seramikler arasında yapısal hata gözlenmediğini ve iyi bir yüzey teması bulunduğunu belirtmişlerdir. Tabakalanan veneer seramik eklenmesi, %100 koheziv başarısızlık gösteren preslenen veneer grubuna göre arayüzdeki başarısızlık oranında artışa sebep olmuştur. Bunun sebebi olarak, preslenen ve tabakalanan seramikler arasındaki ısıl genleşme katsayı farkı olabileceğini belirtmişlerdir ve bu farkın istenmeyen gerilim streslerine yol açabileceğini ifade etmişlerdir. Bu çalışma sonuçları göstermiştir ki çift veneer tekniği, altyapı-veneer seramiği arasındaki bağlantı kuvvetini etkilememektedir. Ancak, çift katmanlı veneer uygulaması arayüz başarısızlığını arttırmıştır.

Aboushelib ve arkadaşları (2008b) yaptıkları çalışmada, beyaz veya renkli zirkonyum tipinin ve yüzey bitirilmesinin farklı iki veneer seramiğinin bağlantı kuvveti üzerine etkisini incelemişlerdir. Kullanılan zirkonyum altyapı çeşitleri; Cercon beyaz ve renkli, Lava beyaz ve renkli ve Procera'dır. Üstyapı seramiklerinde olan Noble Rondo veya Ceram Express ile kaplanmadan önce liner uygulayarak veya uygulamayarak; zirkonyum yüzeyi dokunulmadan veya kumlanarak bırakılmıştır. Bu çalışma sonuçlarına göre renkli zirkonyumun bağlantı kuvveti, beyaz zirkonyumuna göre daha zayıftır. Beyaz zirkonyum altyapıların kumlanması yüzey pürüzlülüğünü artırdığı için arayüz başarısızlığını azaltmış ve bağlantı kuvvetini artırmıştır. Kumlama sonrası liner uygulanması ise bağlantı kuvvetini azaltmış ve arayüz başarısızlığını artırmıştır. Sarı zirkonyum altyapıların kumlanması, bağlantı kuvveti değerlerini azaltmış ve arayüz başarısızlığını artırmıştır. Bu nedenle, zirkonyum altyapıya renklendirici pigmentlerin eklenmesi ile daha farklı yüzey uygulamaları gerekebileceğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda kumlama işlemi yapılmamış olup, liner materyali uygulaması ise bu çalışmadan farklı olarak, tabakalanan veneer seramiğinin bağlantı kuvvetinde artış sağlamıştır. Aboushelib ve arkadaşlarının (2008b) yaptıkları çalışmada, test metodunun makaslama testi yerine mikrogerilim olması ve farklı zirkonyum altyapı materyali kullanmalarının değişik sonuçlara neden olduğu düşüncesindeyiz.

Aboushelib ve arkadaşları (2008c), zirkonyum altyapıya veneer seramiklerinin bağlantı kuvvetlerini inceledikleri çalışmalarında, zirkonyum altyapıya veneer seramiğinin preslenebilmesi için mumdan yapılmış modelaj yerine CAD /CAM teknolojisi ile üretilen resin replika kullanmışlardır. Araştırmada geleneksel tabakalama tekniğiyle uygulanan IPS e.max Ceram'ın bağlantı kuvveti 15.1 MPa bildirmişlerken preslenen IPS e.max ZirPress bağlanma kuvveti ise 26.6 MPa olarak bildirmişlerdir. Çalışmamızda IPS e.max ZirPress uygulanan grupların bağlantı kuvveti bulguları 24,986 MPa ve 25,256 MPa arasında değişmektedir. Preslenen gruba ait sonuçlar çalışmamızdaki değerler ile benzerlik gösterirken geleneksel tabakalama yöntemi ile uygulanan IPS e.max Ceram'ın değerleri çalışmamızda bulduğumuz değerlerden daha düşük belgelenmiştir. Aboushelib ve arkadaşlarının, tabakalama tekniğiyle uygulanan veneer seramiği IPS e.max Ceram'ın liner materyalinde yapısal hatalar ve hava kabarcıkları görüldüğünü bildirmeleri bağlantı direncinin düşük bulmalarını açıklayabileceği düşüncesindeyiz.

Özkurt ve ark (2010) , yaptıkları çalışmada ZirkonZahn, Cercon, Lava, ve DC-Zirkon olmak üzere dört farklı zirkonyum alt yapı sistemi kullanmışlardır. Her bir gruba ait farklı zirkonyum altyapılara IPS e.max Ceram, Vita VM9 ve kendi üreticilerinin tavsiye ettikleri veneer seramiklerini uygulamışlardır. Zirkonyum altyapı ve veneer seramikleri arasındaki bağlantı kuvvetini makaslama testi ile ölçmüşlerdir. Altyapı ve veneer seramiği arasındaki bağlantı kuvvetini 18,66 MPa ve 40.49 Mpa arasında tespit etmişlerdir. Özkurt ve arkadaşları, bağlantı kuvvetini zirkonyumun ve veneer seramiğinin markasına göre değiştiğini ve zirkonyum üreticisi firmaların kendi tavsiye ettiği üstyapı seramiklerinin kullanılması gerektiğini tavsiye etmişlerdir.

Çalışmamızda termal siklus uygulamasının, presleme tekniğiyle uygulanan IPS e.max ZirPress'in ve tabakalama tekniğiyle uygulanan IPS e.max Ceram'ın zirkonyum altyapı arasındaki bağlantı kuvvetine istatistiksel olarak etkisinin olmadığı saptanmıştır.

Guess ve arkadaşları (2008), farklı zirkonyum altyapılar ve veneer seramikleri arasındaki bağlantı kuvvetini makaslama testi ile ölçmüşler ve termal siklusun bağlantı kuvveti üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Çalışmada zirkonyum altyapısı olarak Cercon, Vita YZ Cubes, DC-Zirkon kullanmışlar ve sırasıyla üreticilerinin tavsiye ettiği üstyapı porselenlerini (Cercon CeramS, Vita VM9, IPS e.max Ceram) uygulamışlardır. Örneklerin yarısına 20000 termal siklus uygulamışlardır. Termal siklus uygulanmamış örneklerin sonunda bağlantı kuvveti bulgularını; Cercon Base/Cercon Ceram S için 9.4 ± 3.2 MPa; Vita YZ Cubes/Vita VM9 için 12.5 ± 3.2 MPa; DC-Zirkon/IPS e.max Ceram için 11.5 ± 3.4 MPa olarak açıklamışlardır. Termal siklus işlemi sonunda bağlantı kuvveti bulgularını ise; Cercon Base/Cercon Ceram S için 9.6 ± 4.2 MPa; Vita YZ Cubes/Vita VM9 için 9.7 ± 4.2 MPa; DC-Zirkon/IPS e.max Ceram için 11.5 ± 1.7 olarak belirtmişler ve termal siklusun bağlantı kuvvetine etkisini istatistiksel olarak anlamlı olmadığını tespit etmişlerdir. Termal siklus uygulamasının bağlantı kuvveti üzerinde etkisinin olmayışı çalışmamızla paralellik göstermektedir. Guess ve arkadaşlarının elde ettiği bağlantı kuvveti bulguları bizim çalışmamızda elde ettiğimiz değerlerden oldukça düşük olmasının, makaslama test düzeneğinin ve zirkonyum alt yapıların farklı oluşundan kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Ashkanani ve arkadaşları (2008) yaptıkları çalışmada, zirkonyum altyapıya sahip seramik sistemlerin kor-veneer ara yüzündeki makaslama bağlantı kuvvetini ve termal siklusun etkisini incelemişlerdir. Zirkonyum ve metal destekli seramik grupları arasında belirgin bir bağlantı kuvveti farkı saptamışlardır. Termal siklus uygulamasının, zirkonyum ve veneer seramiği arasındaki bağlantı kuvvetini etkilemediği belirtilmiştir. Bu sonuç çalışmamız ile benzerlik göstermektedir.

Al-Dohan ve arkadaşları (2004) yapmış oldukları çalışmada, deney örneklerinin mikroskopik incelemesinde üst yapının tamamen ayrılması ya da bağlantı bölgesinde adeziv bir başarısızlık gözlenmediğini belirtmişlerdir. Başarısızlık, esas olarak arayüze yakın bir noktada, veneer seramiğinin ufak

bir parçası, altyapı materyali üzerinde kalacak şekilde gerçekleşmiştir. Al-Dohan ve arkadaşlarının bulguları çalışmamızla paralellik göstermektedir.

Adeziv kopmalar altyapı kor ve veneer porseleni arasındaki bağlantının güçlü olması durumunda meydana gelmezler (Al-Dohan ve ark., 2004). Çalışmamızda bütün gruptaki örneklerde veneer porseleninin ufak bir parçasının altyapı üzerinde kalacak şekilde kombine kopma görülmesi, zirkonyum altyapı ile veneer seramiğinin arasındaki bağlantı kuvvetinin güçlü olması şeklinde düşünmekteyiz. Ayrıca yapılan mikroskobik incelemede zirkonyum altyapıya presleme tekniğiyle yapılan üstyapı seramiklerinde, geleneksel yolla yapılan veneer seramiklere oranla, altyapıda daha fazla üstyapı seramiğinin görülmesi; presleme tekniğiyle yapılan veneer seramiğinin bağlantısının daha iyi olduğunu şeklinde açıklanabilir. Yapılan yüzey incelemeleri sonucunda, veneer seramiğinin pörözitesiz bir yapıya sahip olmasının bağlantı kuvvetini artırdığını düşündürmektedir. Presleme tekniği ile uyguladığımız seramik ingotların homojen bir yapıya sahip olmaları daha kuvvetli bir bağ sağlamaktadır.

SONUÇLAR

Çalışmamızda IPS e.max ZirCAD zirkonyum alt yapılar üzerine tabakalama ve presleme olmak üzere farklı iki teknikle uygulanan, IPS e.max ZirPress ve IPS e.max Ceram veneer seramiklerinin bağlantı kuvvetlerinin incelenmesi, Zirliner uygulamasının ve termal siklusun bu değerlere etkileri karşılaştırmalı olarak araştırılmıştır. Bu in vitro çalışmanın kendi deneysel çerçevesinde elde edilen sonuçlar şu şekilde sıralanabilir:

1. IPS e.max ZirCAD zirkonyum altyapısı üzerine presleme tekniğiyle IPS e.max ZirPress uygulanmış grupların hepsinde bağlantı kuvveti değerleri, geleneksel tabakalama tekniğiyle uygulanan IPS e.max Ceram'dan yüksektir. Presleme tekniğiyle uygulanan IPS e.max ZirCAD zirkonyum altyapıyla daha güçlü bir bağlantı sağlamaktadır.
2. Zirkonyum altyapı üzerine uygulanan Zirliner astar maddesinin geleneksel tabakalama tekniğiyle uygulanan IPS e.max Ceram'ın bağlantı kuvvetini artırmaktadır.
3. Zirliner astar maddesinin presleme tekniğiyle uygulanan IPS e.max ZirPress'in bağlantı kuvvetini etkilememektedir.
4. Mikroskopik olarak incelendiğinde Zirpress tekniğinin üstyapıda daha homojen bir yapı oluşturduğu gözlenmiştir.
5. Mikroskopik incelemelerde ayrılan bağlantı yüzeylerinin daha çok adeziv karakterde olduğu belirlenmiştir.
6. Termal siklus uygulamasının bağlantı kuvveti üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olmamıştır.

ÖZET

Zirkonyum Altyapı Üzerine Uygulanan Farklı Veneer Seramik Tekniklerinin Bağlantı Kuvvetlerine Etkisi

Tam seramik sistemler estetik, biyouyumluluk ve renk stabilitesi gibi avantajlara sahiptirler. Yüksek mekanik dayanıklılık gösteren zirkonyum esaslı seramikler, tam seramik restorasyonların güvenilirliğini artırmıştır. Şu andaki üretim metodları zirkonyum esaslı altyapıları gerçek diş kadar translusens yapamamaktadır. Restorasyonların estetiğini arttırmak için zirkonyum oksit altyapılar üzerine tabakalama tekniği ile ya da preslenebilen veneer seramikleri uygulanmaktadır. Zirkonyum alt yapılar kırık oluşumuna karşı oldukça dirençlidir, fakat veneer seramiğinin kırılması ve tabakalar halinde alt yapıdan ayrılması halen problem olmaya devam etmektedir. Bu nedenle yaptığımız çalışmanın amacı, zirkonyum esaslı alt yapılara üzerine değişik yapım teknikleri ile yapılan veneer seramiklerin bağlantı dirençlerini incelemek ve Zirliner uygulamasının ve termal siklusun bu bağlantıya olan etkisini araştırmaktır. Bu çalışmada, 80 adet altyapı IPS e.max ZirCAD bloklardan hazırlanmıştır. Veneer seramikleri 2 farklı metotla yapılmıştır. 40 örnek IPS e.max ZirPress ile ve diğer 40 örnek IPS e.max Ceram ile veneerlenmiştir. Bütün örnekler veneer seramik çeşidine, Zirliner uygulamasına ve termal siklus uygulamasına göre 8 gruba ayrılmıştır. Daha sonra tüm örneklerin zirkonyum oksit kor altyapısı ile veneer seramiği arasındaki bağlantı kuvveti incelenmesi için universal test cihazında shear bond test yapılmıştır. Bağlantı kuvvetleri incelendiği zaman, presleme tekniğiyle uygulanan IPS e.max ZirPress gruplarının ortalama bağlantı kuvveti değerleri tabakalama tekniğiyle uygulanan IPS e.max Ceram'dan daha yüksek bulunmuştur. Zirliner, IPS e.max ZirPress'in bağlantı kuvvetini artırırken IPS e.max Ceram'ın bağlantı kuvvetini etkilememiştir. Termal siklus uygulamasının, test gruplarındaki bağlantı kuvveti üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olmamıştır.

Anahtar kelimeler: Makaslama, Seramik, Termal siklus, Zirkonyum, Zirliner

SUMMARY

The effect of different veneer ceramic techniques on shear bond strengths of zirconium frameworks

All ceramic systems have advantages such as esthetics, biocompatibility and colour stability. The zirconium-based ceramics that demonstrate high mechanical strength increase the reliability of the all ceramic restorations. Current processing methods cannot make zirconium cores as translucent as natural teeth. To improve the esthetic appearance, zirconium cores are veneered with layering technique or with pressable ceramics suitable for the zirconia based ceramics. Zirconium cores are very resistant to crack formation, but chipping and delamination of the veneer ceramic is still problematic. So, the aim of our study is to evaluate the shear bond strengths of zirconia ceramics with varying veneer ceramics with different processing methods and the effect of zirliner and thermal cycling to the shear bond strength. In this study, 80 zirconia cores are prepared from IPS e.max ZirCAD blocks. The veneering ceramics are made with two different processing methods. 40 specimens are veneered with IPS e.max ZirPress and 40 specimens are veneered with IPS e.max Ceram. All of the specimens were divided into eight groups according to veneer ceramic type, Zirliner application and thermal cycling. Following these procedures, each specimen was loaded with universal testing machine, to evaluate the shear bond strength between zirconia and veneering ceramics. When the bonding strengths were examined, the mean shear bond strength IPS e.max ZirPress groups which was made by using pressing technique was higher than the IPS e.max Ceram which was applied by using layering technique. Zirliner enhances the bond strength of IPS e.max ZirPress but didn't effect the bond strength of IPS e.max Ceram. The effect of thermocycling on the shear bond strength of the test groups was not statistically significant.

Keywords: Ceramic, Shear, Thermocycling, Zirconium, Zirliner

KAYNAKLAR

- ABOUSHELIB, M. N., JAGER, N., KLEVERLAAN, C. J., FEILZER, A. J. (2005) Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent. Mater.*, **21**: 984-991
- ABOUSHELIB, M.N., KLEVERLAAN, C.J., FEILZER, A.J. (2006). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 2: Zirconia veneering ceramics. *Dent. Mater.*, **22**: 857-863
- ABOUSHELIB, M.N., DE JAGER, N., KLEVERLAAN, C.J., FEILZER, A.J., (2007). Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dent. Mater.*, **23**: 952-959
- ABOUSHELIB, M.N., KLEVERLAAN, C.J., FEILZER, A.J. (2008a) Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 3: double veneer technique. *J. Prosthodont.*, **17**: 9-13
- ABOUSHELIB, M. N., KLEVERLAAN, C. J., FEILZER, A. J. (2008b). Effect of Zirconia Type on Its Bond Strength with Different Veneer Ceramics. *J. Prosthodont.*, **17**: 43-46
- ABOUSHELIB, M.N., DE KLER, M., VAN DER ZEL, J.M., FEILZER, A.J. (2008c) Effect of veneering method on the fracture and bond strength of bilayered zirconia restorations. *Int. J. Prosthodont.*, **21**: 237-240
- ABOUSHELIB, M.N., KLER, D.M., VAN DER ZEL, J.M., FEILZER, A.J. (2009). Microtensile bond strength and impact energy of fracture of CAD-veneered zirconia restorations. *J. Prosthodont.*, **18**: 211-216
- AL DOHAN, H. M., YAMAN, P., DENNISON, J. B., RAZZOOG, M., LANG, B. R. (2004). Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J. Prosthet. Dent.*, **91**: 349-355
- ANUSAVICE, K.J. (2003). Dental Ceramics. In: Philips' Science of dental Materials 12th Ed. St. Louis: Saunders: 655-719
- ARDLIN, B.I. (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**: 590-595
- ASHKANANI, H.M., RAIGRODSKI, A.J., FLINN, B.D., HEINDL, H., MANCL, L.A. (2008) Flexural and shear strengths of ZrO₂ and a high-noble alloy bonded to their corresponding porcelains. *J. Prosthet. Dent.*, **100**: 274-284
- BAGBY, M., MARSHALL, S.J., MARSHALL, G.W. (1990). Metal ceramic compatibility: a review of the literature. *J. Prosthet. Dent.*, **63**: 21-25
- BINDL, A., MÖRMANN, W.H. (2002). An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns. *Int. J. Prosthodont.*, **15**: 451-456

- BINDL, A., MORMANN, W.H. (2005). Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown copings on chamfer preparations. *J. Oral. Rehabil.*, **32**: 441-447
- BLATZ, M.B., SADAN, A., KERN, M. (2003). Resin-ceramic bonding: A review of the literature. *J. Prosthet. Dent.*, **89**: 268-274
- BLUE, D.S., GRIGGS, J.A., WOODY, R.D., MILLER, B.H. (2003). Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *J. Prosthet. Dent.*, **90**: 247-254
- BURGER, W., RICHTER, H.G., PICONI, C., VATTERONI, R., CITTADINI, A., BOCCALARI, M. (1997). New Y-TZP powders for medical grade zirconia. *J Mater. Sci. Mater. Med.*, **8**: 113-118
- CATTELL, M.J., CLARKE, R.L., LYNCH, E.J. (1997). The transverse strength, reliability and microstructural features of four dental ceramics-Part I. *J. Dent.*, **25**: 399-407
- CHAI, J., TAKAHASHI, Y., SULAIMAN, F., CHONG, K., LAUTENSCHLAGER, E.P. (2000). Probability of fracture of all-ceramic crowns. *Int. J. Prosthodont.*, **13**: 420-424
- CHEN, Y.M., SMALES, R.J., YIP, K.H.K., SUNG, W.J. (2008). Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dent. Mater.*, **24**: 1506-1511
- CHEVALIER, J. (2006). What future for zirconia as a biomaterial?. *Biomaterials*, **27**: 535-543
- CHEVALIER, J., CAL`ES, B., DROUIN, J.M. (1999). Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *J. Am. Ceram. Soc.*, **82**: 2150-4
- CHEVALIER, J., DEVILLE, S., MUNCH, E., JULLIAN, R., LAIR, F. (2004). Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials*, **25**: 5539-45
- CHRISTEL, P., MEUNIER, A., HELLER, M., TORRE, J.P., PEILLE, C.N. (1989). Mechanical properties and short term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J. Biomed. Mater. Res.*, **23**: 45-61
- CONRAD, H.J., SEONG, W., PESUN, I.J. (2007). Current Ceramic Materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J. Prosthet. Dent.*, **98**: 389-404
- COVACCI, V., BRUZZESE, N., MACCAURO, G., ANDREASSI, C., RICCI, G.A., PICONI, C. (1999). In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*, **20**: 371-376
- CRAIG, R. G., POWERS, J. M. (2002). Restorative dental materials. 11th ed., New York: Mosby Publication, Chapter:18

- CRISP, R.J., COWAN, A.J., LAMB, J., THOMPSON, O., TULLOCH, N., BURKE, F.J. (2008). A clinical evaluation of all-ceramic bridges placed in UK general dental practices: first-year results. *Br. Dent. J.*, **205**: 477-482.
- ÇÖMLEKOĞLU, M.E., DÜNDAR, M., ÖZCAN, M., GÜNGÖR, M.A., GÖKÇE, B., ARTUNÇ, C. (2008). Evaluation of bond strength of various margin ceramics to a zirconia ceramic. *J. Dent.*, **36**: 822-827.
- DE JAGER, N., PALLAV, P., FEILZER, A.J. (2005). The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent. Mater.*, **21**: 242-251
- DENISSEN, H., DOZIĆ, A., VAN DER ZEL, J., VAN WAAS, M. (2000). Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J. Prosthet. Dent.*, **84**: 506- 513
- DENISSEN, H.W., VAN DER ZEL, J.M, VAN WAAS, M.A. (1999). Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *Int. J. Prosthodont.*, **12**: 395-400
- DENRY, I., KELLY, R. (2007). State of the art of zirconia for dental applications. *Dent. Mater.*, **24**: 299-307
- DERAND, P., DERAND, T. (2000). Bond strength of luting cements to zirconia oxide ceramics. *Int. J. Prosthodont.*, **13**: 131-135
- DEVILLE, S., CHEVALIER, J., GREMILLARD, L. (2006). Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials*, **27**: 2186-92.
- DOZIĆ, A., KLEVERLAAN, C.J., MEEGDES, M., VAN DER ZEL, J., FEILZER, A.J. (2003). The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. *J. Prosthet. Dent.*, **90**: 563-570
- DÜNDAR, M., ÖZCAN, M., ÇÖMLEKÇİOĞLU, E., GÜNGÖR, M.A. (2005). Bond strengths of veneering ceramics to reinforced ceramic core materials. *Int. J. Prosthodont.*, **18**: 71-72
- DÜNDAR, M., ÖZCAN, M., GÖKÇE, B., LEİTE, F.P.P., VALANDRO, L.F. (2007). Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dent. Mater.*, **23**: 630-636.
- EDGERTON, M., LEVINE, J.M. (1993). Biocompatibility: It's future in prosthodontic research. *J. Prosthet. Dent.*, **69**: 406-415
- EVLİ, D. (2008). Zirkonyum esaslı seramiklerin bağlantı dirençlerinin değerlendirilmesi. Doktora tezi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
- FASBINDER (2002). Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compend. Contin. Educ. Dent.*, **23**: 911- 916
- FILSER, F., KOCHER, P., WEIBEL, F., LUTHY, H., SCHARER, P., GAUCKLER, L.J. (2001). Reliability and strength of all-ceramic dental restorations

- fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int. J. Compute. Dent.*, **4**: 84-106
- FISCHER, H., MARX, R. (2002). Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. *Dent. Mater.*, **18**: 12-19
- FISCHER, J., GROHMANN, P., STAWARCZYK, B. (2008). Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dent. Mater. J.*, **27**: 448-454
- FISCHER, J., STAWARCZYK, B., TROTTMANN, A., HAMMERLE, C.H. (2009). Impact of thermal properties of veneering ceramics on the fracture load of layered Ce-TZP/A nanocomposite frameworks. *Dent. Mater.*, **25**: 326-330
- FRADEANI, M., REDEMAGNI, M. (2002). An 11- year clinical evaluation of leucitereinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int.*, **33**: 503-510
- FRANKENBERGER, .R, KRAMER, N., SINDEL, J. (2000). Repair strength of etched vs silica-coated metal-ceramic and all-ceramic restoration. *Oper. Dent.*, **25**: 209–219
- GALE, M.S., DARVELL, B.W., (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J. Dent.*, **27**: 89- 99
- GIORDANO, R.A., PELLETIER, L., CAMPBELL, S., POBER, R. (1995) Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J. Prosthet. Dent.*, **73**: 411- 418.
- GRANT, K.L., RAWLINGS, R.D., SWEENEY, R. (2001). Effect of HIPping, stres and surface finish on the environmental degradation of Y-TZP ceramics. *J. Mater. Sci: Mater. Med.*, **12**: 557–564
- GUAZZATO, M., ALBAKRY, M., SWAIN, MV., IRONSIDE, J. (2002). Mechanical Propertes of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int. J. Prosthodont.*, **15**: 339-346
- GUAZZATO, M., PROOS, K., SARA, G., SWAIN, M.V. (2004a). Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain- core ceramics. *Int. J. Prosthodont.*, **17**: 142- 149
- GUAZZATO, M., ALBAKRY, M., RINGER, S.P., SWAIN, M.V. (2004b). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of allceramic materials. Part I. Pressable and alumina glassinfiltrated ceramics. *Dent. Mater.*, **20**:441-448
- GUAZZATO M., ALBAKRY M., RINGER S.P., SWAIN M.V. (2004c). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent. Mater.*, **20**: 449- 456
- 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

- GUESS, P.C., KULIS, A., WITKOWSKI, S., WOLKEWITZ, M., ZHANG, Y., STRUB, J. (2008). Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent. Mater.*, **24**: 1556-1567
- GUO, X. (1999). On the degradation of zirconia ceramics during low-temperature annealing in water or water vapor. *J. Phys. Chem. Solids.*, **60**: 539–546
- HADAVI, F., HEY, J.H., AMBROSE, E.R., LOUIE, P.W., SHINKEWSKI, D.J. (1993). The effect of dentin primer on the shear bond strength between composite resin and enamel. *Oper. Dent.*, **18**: 61-65
- HANKS, C.T., WATAHA, J.C., SUN, Z. (1996). In vitro models of biocompatibility: a review. *Dent. Mater.*, **12**: 186-193
- HANSEN, P.A., WEST, L.A. (1997). Allergic reaction following insertion of a Pd-Cu-Au fixed partial denture: A clinical report. *J. Prosthodont.*, **6**: 144-148
- HARA, A.T., PIMENTA, L.A.F., RODRIGUES, J.R. 2001 Influence of cross-head speed on resin dentin shear bond strength. *Dent. Mater.*, **17**: 165-169.
- HASELTON, D.R., DIAZ-ARNOLD, A.M., HILLIS, S.L. (2000). Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J. Prosthet. Dent.*, **83**: 396-401
- HEFFERNAN, M., AQUILINO, S.A., DIAZ-ARNOLD, A.M., HASELTON, D.R., STANFORD, C.M., VARGAS, M.A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. *J. Prosthet. Dent.*, **88**: 4-9
- HERMANN, I., BHOWMICK, S., ZHANG, Y., LAWN, B.R. (2006). Competing fracture modes in brittle materials subject to concentrated cyclic loading in liquid environments: Trilayer structures. *J. Mater. Res.*, **21**: 512–521.
- HEUER, A.H., CLAUSSEN, N., KRIVEN, W.M., RUHLE, M. (1982). Stability of tetragonal ZrO₂ particles in ceramic matrices. *J. Am. Ceram. Soc.*, **65**: 642-650
- HÖLAND, W., SCHWEIGER, M., FRANK, M., RHEINBERGER, V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glassceramics. *J. Biomed. Mater. Res.*, **53**: 297-303
- HUANG, H. (2003). Machining characteristics and surface integrity of yttria stabilized tetragonal zirconia in high speed deep grinding. *Mater. Sci. Eng. A: Struct.*, **345**: 155–163
- ISGRO, G., KLEVERLAAN, C.J., WANG, H., FEILZER, A.J. (2004). Thermal dimensional behavior of dental ceramics. *Biomaterials*, **25**: 2447-2453
- ISGRO, G., PALLAV, P., VAN DER ZEL, J.M., FEILZER, A.J. (2003). The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. *J. Prosthet. Dent.*, **90**: 465-473
- IVOCLAR DÖKÜMANI: IPS Empress II research and scientific service.

IVOCLAR ÜRÜN KATOLOĞU: IPS e.max Ceram.

IVOCLAR ÜRÜN KATOLOĞU: IPS e.max ZirPress

JONES, D. W. (1985). Development of dental ceramics. *Dent. Clin. North Am.*, **29**: 621-644

JOSSET, Y., OUM'HAMED, Z., ZARRINPOUR, A., LORENZATO, M., ADNET, J.J., LAURENT-MAQUIN, D. (1999). In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. *J. Biomed. Mater. Res.*, **47**: 481-493

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

KELLY, J.R., NISHIMURA, I., CAMPELL, S. (1996). Ceramic in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J. Prosthet. Dent.*, **75**: 18-32

KELLY, J.R., TESK, J.A., SORENSEN, J.A. (1995). Failure of all-ceramic fixed partial dentures invitro and in vivo: analysis and modeling. *J. Dent.*, **74**: 1253-1258

KLER, M. D., JAGER, N. D., MEEGDEES, M., VAN DER ZEL, J. M. (2007) Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. *J. Oral Rehabil.*, **34**: 841-847

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., 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

LANGE, F.F., DUNLOP, G.L., DAVIS, B.I. (1986). Degradation during aging of transformation-toughened ZrO₂-Y₂O₃ materials at 250 °C. *J. Am. Ceram. Soc.*, **69**: 237-240

LAWN, B.R., DENG, Y., THOMPSON, V.P. (2001). Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crown like layer structures: A review *J. Prosthet. Dent.*, **86**: 495-510

LIU, S.Y., CHEN, I.W. (1991). Fatigue of yttria-stabilized zirconia. I. Fatigue damage, fracture origins, and lifetime prediction. *J. Am. Ceram. Soc.*, **74**: 1197-205

- LUTHARDT, R.G., HOLZHÜTER, M.S., RUDOLPH, H., HEROLD, V., WALTER, M.H. (2004). CAD/CAM machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent. Mater.*, **20**: 655-662.
- MAGNE, P., BELSER, U. (1997). Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int. J. Prosthodont.*, **10**: 459-466
- MATSUI, K., HORIKOSHI, H., OHMACHI, N., OHGAI, M., YOSHIDA, H., IKUARA, Y. (2003). Cubic-formation and grain-growth mechanisms in tetragonal zirconia polycrystal. *J. Am. Ceram. Soc.*, **86**: 1401-1408
- MCDONOUGH, W.G., ANTONUCCI, J.M., HE, J., SHIMADA, Y., CHIANG, M.Y., SCHUMACHER, G.E. (2002). A microshear test to measure bond strengths of dentin-polymer interfaces. *Biomaterials*, **23**: 3603–3608
- MCLEAN, J. W. (1979). *The Science and Art of Dental Ceramics. Volume I: The Nature of Dental Ceramics and Their Clinical Use.* Chicago: Quintessence Pub. Co., p.: 23-51
- NAKAMURA, T., WAKABAYASHI, K., ZAIMA, C., NISHIDA, H., KINUTA, S., YATANI, H. (2009). Tensile bond strength between tooth-colored porcelain and sandblasted zirconia framework. *J. Prosthodont. Res.*, **53**: 116-119
- O'BRIEN, W.J. (1997). *Dental Materials and Their Selection.* 2th Ed. Chicago: Quintessence Pub. Co., Chapter 21.
- O'BRIEN, W.J. (2002). *Dental Materials: and Their Selection.* 3th Ed. Chicago: Quintessence Pub. Co., Chapter 15.
- ODEN, AGNETA, MATTS ANDERSSON, IVANA KRYSTEK-ONDRACEK, DAGMAR MAGNUSSON (1998). Five- year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J. Prosthet. Dent.*, **80**: 450-456
- ÖZKURT, Z., KAZAZOĞLU, E., ÜNAL, A. (2010). In vitro evaluation of shear bond strength of veneering ceramics to zirconia. *Dent. Mater. J.*, **29**: 138-146
- PALMER, D.S., BARCO, M.T., BILLY, E.J. (1992). Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J. Prosthet. Dent.*, **67**: 325-357
- PETERSON, I.M., WUTTIPHAN, S., LAWN, B.R., CHYUNG, K. (1998). Role of Microstructure on Contact Damage and Strength Degradation of Micaceous Glass-ceramics. *Dent. Mater.*, **14**: 80-89
- PICONI, C., MACCAURO, G., PILLONI, L., BURGER, W., MURATORI, F., RICHTER, H.G. (2006). On the fracture of a zirconia ball head. *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, **17**: 289–300
- PICONI, C., MACCAURO, G. (1999). Review Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, **20**: 1-25
- POWERS, J. M., SAKAGUCHI, R. L. (2006). *Craig's Restorative Dental Materials,* 12th ed. New York: Mosby, Chapter 18.

- QUALTROUGH, A.J.E., PIDDOCK, V. (1997). Ceramics update. *J. Dent.*, **25**: 91-95
- QUALTROUGH, A.J.E., PIDDOCK, V. (2002). Dental ceramics: What's new?. *Dent. Update.*, **29**: 25-33
- QUINN, J.B., SUNDAR, V., LLOYD, I.K. (2003). Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent. Mater.*, **19**: 603- 611
- RAIGRODSKI, A.J. (2004a). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent. Clin. North. Am.*, **48**: 531-544
- RAIGRODSKI, A.J. (2004b). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J. Prosthet. Dent.*, **92**: 557-562
- RAIGRODSKI, A.J., CHICHE, G.J., POTIKET, N., HOCHSTEDLER, J.L., MOHAMED, S.E., BILLIOT, S., MERCANTE, D.E. (2006). The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J. Prosthet. Dent.*, **96**: 237-44
- RASETTO, F.H., DRISCOLL, C.F., PRESTIPINO, V., MASRI, R., VON FRAUNHOFER, J.A. (2004). Light transmission through allceramic dental materials: A pilot study. *J. Prosthet. Dent.*, **91**: 441-446
- RIMONDINI, L., CERRONI, L., CARRACI, A., TORRICELLI, P. (2002). Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, **17**: 793-798
- ROSENBLUM M.A., (1997). Schulman A. A review of all ceramic restorations. *J. Am. Dent. Assoc.*, **128**: 297-307
- ROSENSTIEL, S.F., LAND, M.F., FUJIMOTO, J. (2001). Contemporary Fixed Prosthodontics, 3th ed., New York: Mosby, Chapter 25
- RUIZ, L., READEY, M.J. (1996). Effect of heat-treatment on grain size, phase assemblage, and mechanical properties of 3mol% Y-TZP. *J. Am. Ceram. Soc.*, **79**: 2331–2340
- SADAN, A., BLATZ, M. B., LANG, B. (2005). Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations: part 1. *Int. J. Perio. Rest. Dent.*, **25**: 213-219
- SAILER, I., FEHER, A., FILSER, F. (2006). Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3 year follow up. *Quintessence Int.*, **37**: 685-693
- SATO, T., OHTAKI, S., SHIMADA, M. (1985). Transformation of yttria partially stabilized zirconia by low-temperature annealing in air. *J. Mater. Sci.*, **20**: 1466–1470

- SATO, T., SHIMADA, M. (1984). Crystalline phase-change in yttria-partially-stabilized zirconia by low-temperature annealing. *J. Am. Ceram. Soc.*, **67**: 212–213
- SATO, T., SHIMADA, M. (1985) Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *J. Am. Ceram. Soc.*, **68**: 356-359
- SATO, T., TSUJI, K., KAWASHIMA, N. (2004). Effect of defect size on fracture strength of dental low fusion porcelain. *Colloids Surf. B. Biointerfaces*, **38**: 77-82
- SCARANO, A., PIATELLI, M., CAPUTI, S., FAVERO, G.A., PIATELLI, A. (2004). Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium disks: an in vivo human study. *J. Periodontol.*, **75**: 292- 296
- SCHILLINGBURG, H.T., HOBBS, S., WHITSETT, L.D., JACOBI, R., BRACKETT, S.E. (1997). Fundamentals of fixed prosthodontics, 3rd ed., Chicago: Quintessence, p.: 433–480.
- SCOTT, H.G. (1975). Phase relationships in the zirconia–yttria system. *J. Mater. Sci.*, **10**: 1527–1535
- SEGHI, R.R., SORENSEN, J.A. (1995). Relative Flexural Strength of Six New Ceramic Materials *Int. J. Prosthodont.*, **8**: 239-246
- SEVÜK, Ç., GÜR, H., AKKAYAN, B. (2002). Fabrication of one-piece-all-ceramic coronal post and laminate veneer restoration: a clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, **88**: 565-568
- SORENSEN JA, CRUZ M, MITO WT, RAFFEINER O, MEREDITH HR, FOSER HP. (1999). A clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with a lithium disilicate glass. *Prac. Periodontics. Aesthet. Dent.*, **11**: 95-106
- SORENSEN, J.A., CRUZ, M., MITO, W.T., RAFFEINER, O., MEREDITH, H.R., FOSER, H.P. (1999). A clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with a lithium disilicate glass. *Prac. Periodontics. Aesthet. Dent.*, **11**: 95-106
- STAPPERT, C.F., ATT, W., GERDS, T., STRUB, J.R. (2006). Fracture resistance of different partial coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J. Am. Dent. Assoc.*, **137**: 514-522
- STEYERN, P. V. V., CARLSON, P., NILNER, K. (2005). All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *Journal of Oral Rehabilitation*, **32** : 180–187
- STUDART, A. R., FILSER, F., KOCHER, P., LUTHY, H., GAUCKLER, L. L. (2007). Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent. Mater.*, **23**: 177-185
- SUNDH, A., MOLIN, M., SJOGREN, G. (2005). Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent. Mater.*, **21**: 476–482

- SUNDBH, A., SJÖGREN, G.A., (2004). Comparison of fracture strength of yttrium oxidepartially- stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J. Oral. Rehabil.*, **31**: 682-688
- SWAB, J.J. (1991). Low temperature degradation of Y-TZP materials. *J. Mater. Sci.*, **26**: 6706-6714
- TAN, P.L., DUNNE, J.T. (2004). An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: A clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, **91**: 215-218
- TAŞKONAK, B., BORGES, G.A., MECHOLSKY, J.J., ANUSAVICE, K.J., MOORE, B.K., YAN, J. (2008). The effects of viscoelastic parameters on residual stress development in a zirconia/glass bilayer dental ceramic. *Dent. Mater.*, **24**: 1149-1155
- TCHIKAWA, Y., AKAGAWA, Y., NIKAI, H., TSURU, H. (1992). Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J. Prosthet. Dent.*, **68**: 322-326
- THOLEY, M.J., BERTHOLD, C., SWAIN, M.V., THIEL, N. (2010). XRD2 micro-diffraction analysis of the interface between Y-TZP and veneering porcelain: role of application methods. *Dent. Mater.*, **26**: 545-552
- TINSCHERT, J., NATT, G., HASSENPFUG, S., SPIEKERMANN H. (2004). Status of current CAD/CAM technology in dental medicine . *Int. J. Comput. Dent.*, **7**: 25-45
- TINSCHERT, J., NATT, G., MAUTSCH, W., AUGTHUN, M., SPIEKERMANN, H., (2001). Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int. J. Prosthodont.*, **14**: 231-238
- TINSCHERT, J., NATT, G., MAUTSCH, W., SPIEKERMANN, H., ANUSAVICE, K.J. (2001). Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper. Dent.*, **26**: 367-374.
- TINSCHERT. J, SCHULZE, K.A., NATT, G., LATZKE, P., HEUSSEN, N., SPIEKERMANN, H. (2008). Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int. J. Prosthodont.*, **21**: 217-222
- TSUKUMA, K., SHIMADA, M. (1985). Strength, fracture toughness and Vickers hardness of CeO₂-stabilized tetragonal ZrO₂ polycrystals (Ce-TZP). *J. Mater. Sci.*, **20**: 1178-1184
- VAN DER ZEL, J.M., VLAAR, S., DE RUITER, W.J., DAVIDSON. (2001). The CICERO system forCAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *J. Prosthet. Dent.*, **85**: 261-267
- VAN NOORT, R (2002). Introduction to Dental Materials, 2. Edition. New York: Mosby p.: 231-256
- VERSLUIS, A., TANTBIROJN, D., DOUGLAS, W.H. (1997). Why do shear bond test pull out dentin? *J. Dent. Res.*, **76**: 1298-1307.

- WAGNER W.C., CHU T.M. (1996). Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J. Prosthet. Dent.*, **76**: 140-144
- WANG, H., ABOUSHELIB, M. N., FEILZER, A. J. (2008). Strength influencing variables an CAD/CAM zirconia frameworks. *Dent. Mater.*, **24**: 633-638
- WHITE, S.N., MIKLUS, V.G., MCLAREN, E.A., LANG, L.A., CAPUTO, A.A. (2005). Flexural strength of layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J. Prosthet. Dent.*, **94**: 125-131
- WHITTERS, C.J., STRANG, R., BROWN, D., CLARKE, R.L., CURTIS, R.V., HATTON, P.V., IRELAND, A.J., LLOYD, C.H., MCCABLE, J.F., NICHOLSON, J.W., SCRIMGEOUR, S.N., SETCOS, P.V., SHERRIF, F.M., NOORT, R., WATTS, D.C., WOOD, D. (1999). Dental materials. *J. Dent.*, **27**: 401-435
- XIAO-PING, L., JIE-MO, T., YUN-LONG, Z., LING, W. (2002). Strength and fracture toughness of MgO-modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. *Dent. Mater.*, **18**: 216-220
- YIN, L., HUANG, H. (2004). Ceramic response to high speed grinding. *Mach. Sci. Technol.*, **8**: 21-37
- ZAIMOĞLU, A., CAN, G., ERSOY, A. E., AKSU, L. (1993). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara Üniversitesi Basımevi, Bölüm 16.
- ZHANG, Y., LAWN, B. (2005). Fatigue sensitivity of Y-TZP to microscale sharp-contact flaws. *J. Biomed. Mater. Res: Appl. Biomater.*, **72B**: 388-392.
- ZHANG, Y., LAWN, B.R., REKOW, E.D., THOMPSON, V.P. (2004). Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J. Biomed. Mater. Res. B: Appl. Biomater.*, **71B**: 381-386
- ZHANG, Y., PAJARES, A., LAWN, B.R. (2004). Fatigue and damage tolerance of Y-TZP ceramics in layered biomechanical systems. *J. Biomed. Mater. Res. B: Appl. Biomater.*, **71B**:166-171.

ÖZGEÇMİŞ

I- Bireysel Bilgiler

Adı : Orhan

Soyadı : Kandemirsoy

Doğum yeri ve tarihi : Karşiyaka- 01.03.1978

Uyruğu : T.C.

Medeni durumu : Bekar

İletişim adresi ve telefonu : A-5 Blok no:48 Çayyolu/Ankara

Ev telefon : 0 312 2402925

II- Eğitimi

2004- :Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi,

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı/ Doktora

1997-2003 :Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi,

Yüksek Lisans

1993-1996 : Atatürk Anadolu Lisesi

1989-1993 : Karşiyaka Anadolu Lisesi

1984-1989 : Ankara İlköğretim Okulu

Yabancı Dil : İngilizce

III- Ünvanları

2004- 2010 :Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik

Diş Tedavisi Anabilim Dalı / Doktora Öğrencisi

IV- Mesleki Deneyimler

- 2001- 2007 :Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı / Doktora Öğrencisi

V- Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar

- Türk Protodonti ve İmplantoloji Derneği

VI- Bilimsel Etkinlikler

- Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Boston Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Toplantısı, 24–26 Kasım 2006, Ankara, Türkiye, 2006
- Türk Protodonti ve İmplantoloji Derneği Bilimsel Toplantısı, 22-23 Ekim 2005, Ankara, Türkiye.
- EDAD '9. Uluslararası Estetik Diş Hekimliği Kongresi', 16-18/09/2005
- EDAD '10. Uluslararası Estetik Diş Hekimliği Kongresi ' İstanbul 15-17/09/2006