

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

ZİRKONYUM VE ALÜMİNA ESASLI TÖM PORSELEN SİSTEMLERİNDE, YÖZEY İŞLEMLERİNİN, BÖKÖLME DAYANIKLILIĞINA ETKİSİNİN İNCELENEREK DEĞERLENDİRİLMESİ

DOKTORA TEZİ

Mehmet Serdar NALCI

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Cihan AKÇABOY

ANKARA
Haziran 2011

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**ZİRKONYUM VE ALÜMİNA ESASLI TÜM PORSELEN SİSTEMLERİNDE, YÜZEY
İŞLEMLERİNİN, BÜKÜLME DAYANIKLILIĞINA ETKİSİNİN İNCELENEREK
DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Mehmet Serdar NALCI

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Cihan AKÇABOY

Bu tez Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından SBE-03/2010-16 proje numarası ile desteklenmiştir.

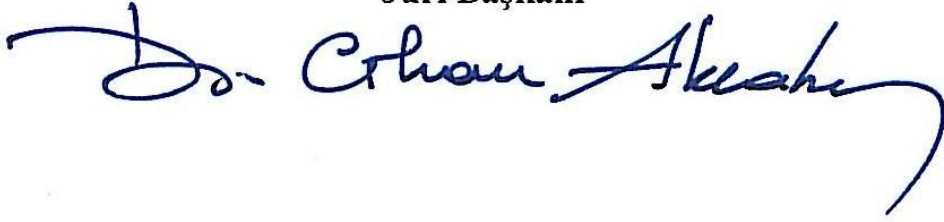
ANKARA
Haziran 2011

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Doktora Programı
çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından
Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi : 09./06./2011

Prof.Dr. Cihan AKÇABOY
Gazi Üniversitesi
Jüri Başkanı



Prof.Dr. Suat YALUĞ
Gazi Üniversitesi



Prof.Dr. Hışam DEMİRKÖPRÜLÜ
Gazi Üniversitesi



Prof.Dr. Hakan TERZİOĞLU
Ankara Üniversitesi



Doç.Dr. Turan KORKMAZ
Gazi Üniversitesi



İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	I
İçindekiler	II
Şekiller, Resimler, Grafikler	V
Tablolar	VII
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi	3
2.2. Dental Seramiklerin Yapısı	5
2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	9
A. Fırınlama Isılarına Göre	9
B. Kullanım Yerlerine Göre	10
C. İçeriklerine Göre	10
2.4. Yapım Tekniğine Göre Tam Seramik Sistemleri	10
A. Dökülebilir Porselen Sistemleri	11
A.1. Dicor	11
A.2. Cerapearl	12
B. Refraktör Day Üzerine Hazırlanan Porselen Sistemleri	12
B.1. Cerestore\ Alceram	12
B.2. Mirage	13
B.3. Optec	13
B.4. Hi-ceram	13
B.5. In-ceram Alümina	14
B.6. In-ceram Spinel	15
B.7. In-ceram Zirkonya	15
C. Isı Altında Sıkıştırılabilir Porselen Sistemleri	16
C.1. Ips Empres	16
C.2. Ips Empres II	17

D. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim Tekniği CAD/ CAM	17
D.1. CEREC	18
2.5. Turcom cera	19
2.6. Zirkonya Esaslı Seramikler	19
2.6.1. Uygulama Alanları	19
2.6.2. Yapısı ve Özellikleri	20
2.6.3. İtiryum Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP)	22
2.6.3.a. Y-TZP esaslı bloklar	24
2.6.4. Y-TZP Biyouyumluluğu	26
2.6.5. Yüzey İşlemlerinin Y-TZP ye Etkisi	27
2.6.5.a. Aşındırma	27
2.6.5.b. Kuşlama	28
2.7. Materyallerin Mekanik Özellikleri	28
2.7.1. Gerilim	28
2.7.2. Gerinim	29
2.7.3.Elastik Modül	30
2.7.4. Oransal Limit	30
2.7.5.Elastik Limit	30
2.7.6. Akma Dayanımı Noktası	30
2.7.7. Poisson Oranı	31
2.7.8. Kırılma Dayanımı	31
2.7.9. Kırılma Doygunluğu	31
2.7.10. Bükülme Dayanımı	31
2.7.11. Sertlik	31
2.7.12. Yorgunluk Dayanımı	32
2.8. Mekanik Testler	32
2.8.1. Bükme Testleri	32
2.8.1.a. Tek Eksenli Bükme Testleri	33
2.8.1.b. İki Eksenli Bükme Testleri	35
3. GEREÇ ve YÖNTEM	36
3.1. Örneklerin Hazırlanması	37
3.1.1. Copran Örneklerin Hazırlanması	37
3.1.2. Turcom-cera Örneklerin Hazırlanması	38

3.2. Örneklerin Yüzey İşlemleri	40
3.2.1. Kumlama	41
3.2.2. Aşındırma	42
3.3. Tek Eksenli Bükülme Test	43
3.4. İstatiksel Analiz	45
4. BULGULAR	46
4.1. Tek Eksenli Bükülme Dayanıklılığı Testi Bulguları	46
4.1.1. Yüzey İşlemlerinin Zirkonya Örneklerin Bükülme Dayanıklılığına Etkisi	48
4.1.2. Yüzey işlemlerinin Alümina Örneklerin Bükülme Dayanıklılığına Etkisi	51
4.1.3.Uygulanan Yüzey İşlemlerinin Bükülme Dayanıklılığına Etkisi	54
5. TARTIŞMA	57
6. SONUÇ	68
7. ÖZET	69
8. SUMMARY	71
9. KAYNAKLAR	73
10. EKLER	86
10.1. Teşekkür	86
11. ÖZGEÇMİŞ	87

Şekil 1. Üç Nokta Yükleme Şematik Resmi

Resim 1. Yarı sinterize Copran Blok

Resim 2. Zirkonyum Örnekler

Resim 3. Turcom-cera jel

Resim 4. Turcom-cera likit

Resim 5. Turcom-cera için hazırlanan kalıp

Resim 6. Turcom-cera örnekler

Resim 7. Kuşlama işlemi standardizasyonunu sağlayan düzenek

Resim 8. Elmas Frezler

Resim 9. Örneklerin aşındırılması

Resim 10. 1.9 mm kalınlığındaki örneklerin kumpas ile kontrolü

Resim 11. Uniaksiyel bükülme Testi Cihazı ' Instron'

Resim 12. Örneklerin konumlandırılması

Resim 13. Sonuçları Newton cinsinden elde edilmesi

Grafik 1. Örneklerin ortalama bükülme dayanıklılık değerleri.

Grafik 2. Kuşlama ve Kontrol grubu arasındaki ortalama bükülme dayanıklılığı grafiği

Grafik 3. Aşındırma (50 μm) ve Kontrol grubu arasındaki ortalama bükülme dayanıklılığı grafiği

Grafik 4. Aşındırma (150 μm) ve Kontrol grubu arasındaki ortalama bükülme dayanıklılığı grafiği

Grafik 5. Kuşlama ve Kontrol grubu arasındaki ortalama bükülme dayanıklılığı grafiği

Grafik 6. Aşındırma (50 μm) ve Kontrol grubu arasındaki ortalama bükülme dayanıklılığı grafiği

Grafik 7. Aşındırma (150 μm) ve Kontrol grubu arasındaki ortalama bükülme dayanıklılığı grafiği

Tablo 1. Dental porselenlerde renk oluşturan metal oksitleri ve oluşturdukları renkler

Tablo 2. Çalışmada kullanılan materyaller ve üretici firmalar

Tablo 3. Turcom-cera örneklerin sinterleme programı

Tablo 4. Örnek grupları ve uygulanan yüzey işlemleri

Tablo 5. Zirkonyum örneklere uygulanan tek eksenli bükülme dayanıklılığı testi sonuçları (Mpa)

Tablo 6. Turcom-cera örneklere uygulanan tek eksenli bükülme dayanıklılığı testi sonuçları (Mpa)

Tablo 7. Kuşlama ve Kontrol grubu arasındaki ortalama bükülme dayanıklılıkları farklarının istatistik değerlendirmesi (Zirkonyum)

Tablo 8. Aşındırma (50 μm) ve Kontrol grubu arasındaki ortalama bükülme dayanıklılıkları farklarının istatistik değerlendirmesi (Zirkonyum)

Tablo 9. Aşındırma (150 μm) ve Kontrol grubu arasındaki ortalama bükülme dayanıklılıkları farklarının istatistik değerlendirmesi (Zirkonyum)

Tablo 10. Kuşlama ve Kontrol grubu arasındaki ortalama bükülme dayanıklılıkları farklarının istatistik değerlendirmesi (Turcom-cera)

Tablo 11. Aşındırma (50 μm) ve Kontrol grubu arasındaki ortalama bükülme dayanıklılıkları farklarının istatistik değerlendirmesi (Turcom-cera)

Tablo 12. Aşındırma (150 μm) ve Kontrol grubu arasındaki ortalama bükülme dayanıklılıkları farklarının istatistik değerlendirmesi (Turcom-cera)

Tablo 13. Uygulanan yüzey işlemleri arasındaki ortalama bükülme dayanıklılıkları farklarının istatistik değerlendirmesi

Tablo 14. Zirkonyum ve Alümina örneklere uygulanan yüzey işlemlerinin tek yönlü varyans analizi ile istatistiksel değerlendirilmesi

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde, kron-köprü protezlerinde estetik materyal olarak porselen çok yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Metal destekli porselen restorasyonlar, geleneksel porselenlerin metal bir alt yapıyla desteklenmesiyle oluşmaktadırlar. Yaygın ve başarılı bir şekilde kullanımına rağmen estetik özelliklerinin kısıtlı olmaları ve korozyona uğrama gibi bazı dezavantajları nedeniyle araştırmacıları, metal alt yapıya gereksinim duyulmayan daha dirençli porselenler geliştirmeye teşvik etmiştir^{1,2}. Böylece ortaya çıkan tam seramik restorasyonlar, doğal diş yapısına yakın estetik özellikleri, biyolojik uyumlulukları, doğal diş dokusuna yakın elastikiyet modülü ve sıkışma kuvvetlerine karşı dayanıklı olmaları gibi özelliklerinden dolayı metal destekli porselen restorasyonların yerini almaktadır^{3,4,5}. Ancak, kırılma direnci ve gerilim stresleri karşısında düşük dayanıklılık göstermesi bu materyaller için önemli bir problem oluşturmaktadır. Zirkonyum ve Alüminyum oksit materyalleri tüm seramik restorasyonların fiziksel ve mekanik özelliklerini artırmak amacıyla kullanılan materyallerdir^{6,7,8}.

Tam seramik restorasyonların önemli ve yeni bir türü de zirkonya materyalidir. Diş hekimliği alanında kullanılan zirkonya, itriya tetragonal zirkonya polikristalin (Y-TZP) yapıdadır. Kron ve köprü protez restorasyonlarının alt yapılarını oluşturan Y-TZP seramikler genellikle CAD/CAM sistemlerinde kullanılan freze teknikleri kullanılarak şekillendirilmektedirler. Bu teknikler de bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) gerektirmektedir.

McLean 1965 yılında tam seramik sistemlerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesi amacı ile feldspatik porselene Al_2O_3 ilavesi etmişlerdir^{9,10}. Sadoun tarafından 1989 yılında geliştirilen in ceram alümina tam porselen sistemi, yüksek kırılma direnci sayesinde

anterior bölgede üç üyeli köprü restorasyonlarında tam seramik sistemlerin kullanılmasına olanak sağlamıştır¹⁰.

Tam seramik restorasyonların yapımları sırasında uygulanan bazı işlemler dental seramiğin mekanik özelliklerini etkilediği ileri sürülmektedir. Bu işlemlerden özellikle zirkonyum esaslı tam seramik kronların üretim sırasındaki kesme ve aşındırma işlemleri dikkat çekmektedir.

Bu tez çalışmasında, aşındırma ve kumlama işlemlerinin zirkonyum ve alümina kor materyallerine uygulanması sonrası ,bu durumun materyallerin bükülme dayanıklılıklarına olan etkilerinin incelenmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

Seramikler, orjinini Yunanca 'topraktan yapılma' anlamına gelen 'keramikos' sözcüğünden almaktadırlar¹¹. Silika yapısında olan seramikler, yapıları değiştirilerek birçok farklı amaçla kullanılan ilk inorganik cam fazlı kristalin yapısındaki materyallerdir. Seramikler, M. Ö. 50 yıllarında Çinli' ler tarafından bulunmuş, 16. Yüzyılda Portekizli denizciler tarafından Avrupa'ya getirilmiştir.

Çoğunlukla silikat yapısında olan seramik, bir ya da daha fazla metalin, metal olmayan bir element ile yaptığı bir birleşimdir. Diş hekimliğinde kullanılan seramikler metal oksitleri ile karıştırılarak kullanıldığından dolayı okside seramikler olarak isimlendirilmektedirler. Bunlar, oksijen atomlarının daha küçük olan metal veya yarı metal atomlarını kimyasal bağlar ile sarması ile oluşmaktadır^{11, 12}.

2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Porselen diş hekimliğinde ilk olarak, 1774 yılında Paris'li eczacı Alexis Duchateau tarafından kullanılmıştır. 1778 yılında Nicholas Dubois De Chemant, Duchateau ile hareketli protezlerde kullanılan ilk porselen dişleri geliştirmiş ve patentini almışlardır^{11,13}. Ancak o yıllarda, bu porselen dişlerin protez kaide materyaline bağlanması mümkün olmadığından dolayı kullanılamamışlardır.

1808 yılında Paris'te yaşayan İtalyan kökenli diş hekimi olan Giuseppangelo Fonzi, platin kramponlar içeren ilk kişisel porselen takım dişleri tanımlamıştır¹¹. Porselen dişlerin arka kısımlarına yerleştirilen bu platin kramponlar, metalik bir dayanağa lehimlenebilme olanağı sağlamıştır. 1838 yılında Elis Wildman, ilk olarak vakumlu

fırınlamayı kullanarak eski porselenlere oranla daha translüsent olan porselenleri kullanıma sunmuştur^{11,12}.

1873 yılında Beers'in seramik tam kron fikrini ortaya atması sonucu, seramiğin sabit protez alanında kullanımı başlamıştır. 1884 yılında Dr. Marshall Logan, platin bir güdük üzerine porselen uygulayarak 'Richmond kron' olarak isimlendirdiği kronları tanıtmıştır. 1886 yılında A. E. Matteson altın yaprak kullanarak ilk estetik kuronu yapmış ve üstüne porselen pişirmiştir. 1887 yılında Dr. Charles Land porseleni diş kavitesine göre pişirmeyi ortaya koymuştur^{11,12,13}. Porselen inleylerin güncel yapım metodu bu şekilde ortaya çıkmıştır. Dr. Charles Land 1889 yılında platin yaprak üzerine porselen fırınlamayı gerçekleştirerek, porselen jaket kuron yapımını ortaya koymuştur.

1958 yılında Vines ve arkadaşları vakumlu fırınlamayı tanımlamışlardır. 1962 yılında Weinstein %11-15 oranında potasyum oksit içeren seramik tozu ile metal destekli restorasyon yapımını gerçekleştirmiştir. Bundan sonra metal destekli seramik restorasyonlar ortaya çıkmış ve kullanılmaya başlamıştır.

1965 yılında Mclean ve Huges feldspatik porselene alüminyum oksit (Al_2O_3) ilave ederek porselenin mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirdiklerini bildirmişlerdir¹⁰. Feldspatik porseleni %40-50 oranında Al_2O_3 kristalleri ilavesi ile kuvvetlendirmiş ve böylece jaket kuron yapımını geliştirmişlerdir. 1984 yılında Adair ve Grossman camın kontrollü kristalizasyonu ile, cam matrix içerisinde tetrasilicic fluormica kristalleri içeren 'Dicor' tekniğini geliştirmişlerdir¹³. 1989 yılında Dr. Sadoun, slip casting yöntemi kullanılarak hazırlanan 'In-ceram' sistemini geliştirmiştir¹⁴⁻¹⁵. In-ceram alümina; % 90 Al_2O_3 içeren, yüksek kırılma direnci sayesinde ön ve arka bölgedeki kronların ve ön bölgedeki köprü protezlerinin yapımında kullanılan bir kor materyalidir^{16,17}. 1990'ların başında, %30-40 lösit içeren, ısı ve basınç altında şekillendirilebilen bir cam seramik olan IPS Empress üretilmiştir. Bu materyallerin tam seramik kron restorasyonlarının yapımında kullanılabilmesine rağmen

köprü restorasyonları için yeterli dayanıklılığa sahip olmadığı görülmüştür. 1990'ların sonunda kırılma dayanıklılığı diğer materyallere göre daha yüksek olan IPS Empress II geliştirilmiştir.% 70 oranında lityum disilikat kristalleri içeren IPS Empress II tam porselen sistemi ile ikinci premolar dişlere kadar üç üyeli köprü yapımı mümkün olmuştur¹⁶. İlerleyen dönemlerde daha yüksek oranlarda alümina kristalleri içeren Procera All-Ceram alt yapı seramiği geliştirilmiştir¹⁸⁻¹⁹.

Tam seramik restorasyonların güçlendirilmesi amacıyla seramik yapısına katılan materyallerden biri de zirkonya'dır. In-Ceram Alümina sistemin bir modifikasyonu olan In-Ceram Zirkonya, cam infiltre alüminaya % 35 oranında parsiyel stabilize zirkonya ilave edilmesi ile elde edilen bir alt yapı seramiğidir¹⁰. Tam seramik restorasyonlar için en son geliştirilen alt yapı materyali, CAD/CAM teknolojisi kullanılarak şekillendirilebilen itriyum tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) esaslı seramik bloklardır⁸. Y-TZP, biyouyumlulukları ve üstün mekanik özelliklerinden dolayı diğer alt yapı seramik materyallerine oranla daha popüler hale gelmektedir²⁰.

2.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Protez Terimleri Sözlüğüne²¹ göre seramik, bir ya da daha fazla metalin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı birleşimdir. Bu birleşimde oksijen atomları matriks gibi görev yaparak, silikon atomlarını arasına sıkıştırmıştır^{11,12}. Diş hekimliğinde kullanılan seramik ise sinterizasyon ile elde edilmekte olup, dört oksijen atomunun, merkezde yer alan bir silisyum ile kimyasal bağlar yaparak meydana getirdiği silisyum tetrahedradan (SiO_4) oluşmaktadır. Sinterizasyon, seramik içindeki partiküllerin eriyerek birleşmesi olarak tanımlanmaktadır²².

Diş hekimliğinde kullanılan geleneksel dental seramikler feldspatik seramikler olarak adlandırılıp, üç ana maddeden meydana gelmektedir. Bunlar feldspar, silika ve kaolindir²².

Feldspar, feldspatik seramiklere doğal bir translüsentlik veren ve ana yapıyı oluşturan maddedir. Dental seramiklerin yapısında minimum % 60 oranında bulunan feldspar, bağlayıcı özelliğe sahiptir^{12,17}. Bu özelliği sayesinde fırınlama sırasında eriyerek kuartz ve kaoline matriks oluşturur^{11,23}. Feldspar, potasyum alümina silikat ve sodyum alümina silikat karışımından meydana gelmektedir. Doğal halde hiçbir zaman saf olmayan feldspar değişik oranlarda potas ve soda içermektedir. 1250-1500 °C arasında eridiğinde serbest kristalin fazında cama dönüşmektedir. Feldsparın içeriğinde değişik oranlarda bulunan soda ergime sıcaklığını düşürürken, potas formu ergimiş materyalin vizkositesini artırır. Fırınlama sırasında dental porselenin akışkanlığını artıran bu özellik diş formunun ve yüzey detaylarının kaybolmasını önler²⁴.

Kuartz, porselen yapısı içinde dayanıklılığı artırıcı rol oynamakta ve fırınlama sonucu oluşacak büzölmeleri engelleyerek kitlenin bütünlüğünü korumaktadır^{24,25}. Seramik içerisinde % 10-30 oranında bulunan silika, doldurucu görevi yapmaktadır.

Kaolin, çin kili olarak isimlendirilir ve bir alüminyum hidrat silikattir. Su ile karıştırıldığında yapışkan bir hale gelmekte ve bağlayıcı görevi görmektedir. Dolayısıyla porselenin modelajını kolaylaştırmaktadır. Porselenin yapısında %1-5 oranında bulunan kaolin porselene opazite özelliği vermektedir^{11,23}.

Bu üç ana maddenin dışında cam modifiye ediciler veya akışkanlar, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri ve opaklaştırıcı ajanlar da dental porselenin yapısına eklenebilmektedir^{13,24,26}. Magnezyum,

potasyum, sodyum ve kalsiyum oksitler cam modifiye edici ajanlardır. Bu ve benzeri alkali metal iyonları uçlardaki oksijen atomlarıyla bağ yapar, oksijen silikon bağlarını bozarak ısıl genişleme katsayısını artırır ve silikon tetrahedra yapının oluşmasını engeller. Cam modifiye edici ajanlar aynı zamanda vizkoziteyi azaltır ve erime sıcaklığını da düşürürler.

Dental porselenlerde kullanılan camlar plastik deformasyonlara direnç sağlayacak yüksek vizkozitede sahip olmalıdırlar. Camın sertliği ve vizkozitesi, alüminyum oksit gibi ara oksitlerin kullanımı ile artırılabilir²⁶.

Dental porselenlere renklendirici olarak bazı metal oksitleri karıştırılır. Bunlar titanyum, uranyum, demir, krom, kobalt, nikel, çinko ve kalay gibi metal oksitlerdir^{24,27}.

Tablo I. Dental porselenlerde renk oluşturan metal oksitleri ve oluşturdıkları renkler

METAL VE OKSİTLERİ	RENK
Titan Oksit	Sarı
Uranyum Oksit	Sarı Portakal
Krom Alüminat	Gül rengi
Metalik Altın	Kahverengi Kırmızı
Demir Oksit ya da Nikel Oksit	Kahverengi
Kobalt Alüminat	Mavi
Krom ya da Bakır Oksit	Mavi-Yeşil
Manganez	Gri- Lavanta yeşil
Demir Fosfat ya da Platin	Gri

Dental porselenlere diş rengine benzer etki oluşturulması için opaklaştırıcı ajanlar ilave edilir. Bu amaçla seryum oksit, titanyum oksit ve zirkonyum oksitler kullanılır.

Protetik restorasyonlarda kullanılan feldspatik dental seramiklerin avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Bu seramiklerin en önemli avantajları, doğal diş yapısını ve rengini en iyi şekilde taklit edebilecek derecede estetik olmaları ve ağız dokuları ile uyumlu olmalarıdır. Işığı yansıtma özelliğine sahip olduğu için doğal diş yapısını taklit eder. Isı ve elektrik iletkenliği metale göre düşüktür, dentin ile uyumludur.

Feldspatik dental seramiklerin en önemli dezavantajları ise kırılğan olmalarıdır. Feldspatik seramikler baskı gerilimine karşı dayanıklı iken çekme gerilimi karşısında oldukça kırılğanlırlar. Seramiklerin bu dezavantajını ortadan kaldırmak amacıyla feldspatik porselenlerin metal alt yapılarla desteklenmesiyle ortaya çıkan metal destekli porselen restorasyonlar uzun yıllardır kullanılmaktadır. Ancak restorasyonlarda daha gelişmiş bir estetik temini amacıyla metal desteksiz restorasyonlar daha çok tercih edilmeye başlanmıştır ve yapılan çalışmalarda bu restorasyonlarda kullanılan materyaller üzerine yoğunlaşmıştır.

Tam Porselen Restorasyonların Avantajları^{12,18,24,26,27}

1. Tam porselen restorasyonlar, işığı yansıtma özelliklerine sahip oldukları için mükemmel bir estetik sağlamaktadır.
2. Biyolojik uyumlulukları iyidir.
3. Doğal diş yapısına yakın ısı iletkenliğine ve ısısız genleşme katsayısına sahiptir.
4. Sıkıştırma kuvvetlerine karşı oldukça dayanıklıdır.

5. Radyolüsent olup, radyolojik muayenede engel oluşturmazlar.
6. Alt yapı ile kaplama seramiği arasında, metal-seramik arasında söz konusu olan bağlantı sorunu yoktur.

Tam Porselen Restorasyonların Dezavantajları^{12,22,27}

- 1.Çekme ve gerilme kuvvetlerine karşı göreceli olarak dirençsizdir.
- 2.Üretimleri özel ekipman gerektirir, maliyetleri yüksektir ve uzun zaman alır.
- 3.Başarı oranı metal seramik restorasyonlar kadar yüksek değildir.

2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramikler, farklı araştırmacılar tarafından çeşitli özellikleri dikkate alınarak sınıflandırılmaktadır:

A. Fırınlama Isılarına Göre Sınıflandırma²⁷

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

B. Kullanım Yerlerine Göre Sınıflandırma²⁸

- 1- Hareketli protez dişlerin yapımında kullanılan seramikler
- 2- Jaket kronlar ve inley-onleylerde kullanılan seramikler
- 3- Kaplama seramikleri
- 4- Anterior ve posterior köprülerde kullanılan seramikler

C. İçeriklerine Göre Sınıflandırma²⁹

- 1- Metal Destekli Seramikler
 - a.Döküm metal üzerine bitirilen seramikler
 - b.Metal yaprak üzerine bitirilen seramikler
- 2- Metal Desteksiz Seramikler
 - a.Feldspar
 - b.Dökülebilir Cam Seramik
 - c.Güçlendirilmiş Alt Yapı

2.4. **Yapım Tekniğine Göre Tam Seramik Sistemleri**

Çeşitli araştırmacılar birkaç farklılığa rağmen temelde tam porselen sistemlerini 4 grupta sınıflandırmaktadırlar^{5,17,30}. Bu sistemler ticari marka ile betimlendiği için marka isimleri verilmiştir.

A. Dökülebilir Porselen Sistemleri

- Dicor (Dentsply, U.S.A.)
- Cerapearl (Kyocera, U.S.D.)

B. Refraktör Day Üzerine Hazırlanan Porselen Sistemleri

- Cerestore\ Alceram (Innotek Dental Corp.,U.S.A.)
- Mirage (Myron Int, Inc. Kansas City, Canada)

- Optec (Jeneric, Pentron Inc., U.S.A.)
- Hi-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Germany)
- In-Ceram Alumina (Vita-Zahnfabrik, Germany)
- In-Ceram Spinel (Vita-Zahnfabrik, Germany)
- In-Ceram Zirkonya (Vita-Zahnfabrik, Germany)

C. Isı Altında Sıkıştırılabilir Porselen Sistemleri

- IPS-Empress (Ivoclar, Switzerland)
- IPS-Empres II (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)

D. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim Tekniği; CAD-CAM Sistemi

- Cerec (Siemens, Germany)
- Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn)
- Procera AllCeram (Procera Sanvik, Sweden)
- Denzir (Decim AB, Skelleftea, Sweden)
- Everest Sistemi (Kavo Dental, Biberach, Germany)
- ZENO Tec Sistemi (Wieland, Pforzheim, Germany)
- Hint-Els Sistemi (Digident, Griesheim, Germany)

A. Dökülebilir Porselen Sistemleri

A.1. Dicor (Dentsplay, U.S.A.)

Adair ve Grossman tarafından 1980'lerin başlarında geliştirilen Dicor, hacimsel olarak % 45 cam ve % 55 oranında tetrasilik floromika kristallerinden meydana gelmektedir¹³. Cam yapı içinde mika kristalleri oluşturularak hazırlanan Dicor sisteminin bükülme dayanıklılığı 135-152 Mpa³¹, kırılma tokluğu 1.31±0.12 MPa m^{1/2}, dır³².

Dökülebilir Dicor seramiğinden sonra CAD-CAM modülü için hazırlanmış Dicor MGC piyasaya sunulmuştur. Florosilisik mika ile güçlendirilmiş Dicor MGC'nin bükülme dayanıklılığı ise 219 Mpa' dır ³³.

A.2. Cerapearl (Kyocera, U.S.A.):

Hobo ve Iwata 1985 yılında sentetik hidroksiapatitin doğal diş yapısını taklit edebilecek en ideal restoratif materyal olacağını düşünerek Cerapearl materyalini geliştirmişlerdir. Bu sistemin yapım tekniği Dicor cam porselenlere benzemektedir. Yapılan çalışmalarda ışığı kırma özelliği, yoğunluğu ve termal iletkenliği doğal mineye benzer bulunmuştur³⁴. Bükülme dayanımı 150 MPa'dır ⁵.

B. Refraktör Day Üzerine Fırınlanan Porselen Sistemleri

B.1. Cerestore\Alceram (Ceramco Inc., Johnson & Johnson Dental Care Co, U.S.A.):

1983 yılında Sozia ve Riley tarafından 'shrink-free' diye ifade edilen Cerestore sistemi (Ceramco Inc., Johnson & Johnson Co., E. Windsor, N.J., U.S.A.) geliştirilmiştir. Cerestore materyalinin bükülme dayanımı 169 Mpa ³⁵, kırılma tokluğu $1.94 \pm 0.16 \text{ MPa m}^{1/2}$ dır.

Cerestore, dayanıklılık yönünden alüminöz porselenden çok farklı değildir. Dolayısıyla, posterior dişlerde ve sabit bölümlü protez restorasyonlarında kullanılmaları uygun değildir³⁶.

B.2. Mirage (Myron Int, Inc. Kansas City, Canada.):

Zirkonyum oksit kristalleriyle güçlendirilmiş bir kor porselenidir. Bükülme dayanımı 70 MPa'dır³¹, kırılma tokluğu 1.18 MPa m^{1/2}'dir³².

B.3. Optec HSP (Jeneric / Pentron):

Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş ve kor kullanılmaksızın tam porselen kron yapımında kullanılan bir sistemdir. Platin yaprak veya refraktör day üzerinde yapılabilen Optec HSP, feldspatik porselenden daha dirençli olmasına rağmen kor içeren porselenlerden daha güçlü bulunmamıştır¹⁶. Bu sistem üç üyeli köprü retorasyonlarının yapımı için uygundur⁵. Yarı şeffaf bir yapı bir yapı sergilemesi nedeniyle iyi bir estetik görünüm sağlamak güçtür^{16,36,37}.

Yapılan çalışmalarda bükülme dayanımının 105-170 MPa⁵, kırılma tokluğunun 1,29 MPa m^{1/2} olduğu belirlenmiştir³².

B.4. Hi-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany):

Hi-Ceram ilk olarak 1972 yılında platin yaprak kullanılmaksızın fosfat bağlı revetman ile alümina porseleni fırınlanarak elde edilmiştir. Bu teknikte kor porseleni direk olarak ısıya dayanıklı day üzerinde fırınlanmaktadır. Kullanılan day materyali, kor porseleni ve üzerine pişirilen porselen ile eşit ısıl genleşme katsayısına sahip olduğu için Hi-Ceram kor porseleninin fırınlanmasına olanak verir.

Hi-Ceram kor materyali içeriğindeki alümina miktarı hacimsel olarak %70 oranında artırılmıştır ve geleneksel porselenden % 25 daha serttir. Bükülme dayanımını 141-80 MPa arasındadır⁵.

B.5. In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany):

Fransız diş hekimi ve araştırmacı Dr. Sadoun tarafından 'slip casting' orijinal adı ile 1985 yılında geliřtirilmiř³⁸ ve In-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) adı ile 1986 yılında piyasaya sunulmuřtur³⁹. Yüksek oranda sinterlenmiş ve cam infiltre edilmiş alümina içermektedir^{40,41}. Slip-casting tekniği ile ya da üretici tarafından hazırlanmış yarı sinterize blokların CAD/CAM tekniği kullanılarak işlenmesi ile hazırlanır^{40,42,43}.

Slip-casting tekniğinde, yoğun bir şekilde sıkıştırılmış Al₂O₃ partikülleri alçı day üzerine uygulanır ve 1120 °C' de 10 saat süre ile sinterlenir. Sinterleme işlemi tamamlandıktan sonra cam infiltrasyon işlemine geçilir. Oldukça kırılğan ve süngerimsi yapıda olan kor materyali, bu işlem uygulanarak dayanıklı hale gelmektedir. In-Ceram lathanyum cam tozu (La₂O₃-Al₂O₃-B₂O₃-SiO₂) ve distile su cam levha üstünde karıştırılarak özel fırçası ile kor materyalinin üstüne tatbik edilir. Son olarak platin folyo üzerine yerleştirilen alt yapılar In-Ceram fırınında 1100 °C'de 4-6 saat fırınlanır. Lathanyum camın viskozitesini artırır, bu sayede infiltrasyona yardımcı olur. Aynı zamanda sistemin translusens özelliğini arttırmaktadır¹³.

In-Ceram alümina'nın bükülme direnci 236-600 MPa^{33,40,44,45} ve kırılma tokluğu 3.1-4.61 MPa m^{1/2} ^{33,46}. Anterior ve posterior bölgede kuronlar, anterior bölgede üç üyeli köprülerin yapımında tercih edilmektedirler^{16,41}.

B.6. In-Ceram Spinell (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany):

Üretim tekniği in ceram alümina ile aynı olan In-Ceram Spinell 1994 yılında In-Ceram Alumina'nın opak alt yapısına alternatif olarak geliştirilmiştir^{47,48}. Spinel ilavesi, alümina esaslı materyalin translüsentliğini arttırarak daha iyi bir estetik sağlarken seramiğin dayanıklılığında azalmaya sebep olmaktadır¹⁶. Bükülme direnci yaklaşık

283-377 MPa'dır^{33,49}. Kırılma tokluğu $1,79 \pm 0,2 \text{ MPa m}^{1/2}$ dir. Bu sebeple sadece anterior kuronlar için alt yapı materyali olarak önerilmektedir^{49,50}.

B.7. In-Ceram Zirkonya (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany):

In-Ceram Zirkonya, In-Ceram Alumina sisteminin bir alternatifi olup, yapıya % 35 oranında yarı stabilize zirkonyum oksit ilavesi yapılarak modifiye edilmiş halidir^{10,40,41,51}. Slip-cast tekniği ile ya da prefabrike yarı sinterlenmiş blokların kopya-freze yöntemi kullanılarak şekillendirilmesi ile elde edilebilir ve feldspatik porselenle veneerlenir^{18,43,52}. Bu sistem kor materyali opak olduğu^{18,47,48} ve translüsensi özelliğinin eksikliğinden dolayı, posterior bölgede kuron ve köprü protezi alt yapısı olarak kullanımı önerilmektedir^{10,18}.

Yapılan çalışmalarda bu materyalin bükülme direnci 421-800 MPa^{18,33,40,44,45,51} ve kırılma tokluğu $6-8 \text{ MPa m}^{1/2}$ olduğu bildirilmiştir^{18,40}. Sabit bölümlü protez alt yapısı olarak kullanıldığında konnektörlerin okluzogingival yüksekliği minimum 4 mm, bukkolingual genişliği minimum 3 mm olmalıdır¹.

C. Isı Altında Sıkıştırılabilir Porselen Sistemleri

C.1. IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein):

Bu sistem ilk olarak 1990 yılında Wohlewend ve Scharer tarafından Zürih Üniversitesinde tarif edilmiş ve 1991 yılında IPS Empress seramik adıyla Ivoclar Vivadent tarafından piyasaya sunulmuştur. Esas olarak bir feldspatik porselen olan IPS Empress'in kristalin yapısı, lösit kristalleri ile güçlendirilmiştir^{13,47,48}. Isı ve basınç altında şekillendirilebilen yüksek lösit içerikli feldspatik porselendir.

Bu sistemde ilk olarak ölçüden elde edilen model üzerinde hazırlanan mum modelaj özel rövetmanına alınır. Özel fırınında 1150 °C de modelaj mumu eritildikten sonra elde edilen boşluğa cam porselen tabletler ısı ve vakum altında preslenir. Fırınlama sırasında geleneksel porselen sistemlerinde toz halinden katı hale geçerken görülen büzülme bu sistemde görülmez. Soğuma esnasında görülen büzülme ise cam ile benzer genleşme katsayısına sahip rövetman ile önlenir³⁰.

Lösit kristalleri ile yüksek translüsentlik elde edilir^{47,48}. Böylelikle estetik kuronlar elde edilebilir. Ancak renklenmiş dişleri, metal bir alt yapıyı ve metal implant üstü destekleri maskeleyemez. Bu gibi durumlarda bu sistemin kullanılması önerilmez.

IPS Empress sisteminin bükülme dayanıklılığı ortalama 84-134 MPa^{31,35,37} ve kırılma tokluğu 1,29-1,7 MPa m^{1/2}, dir^{32,53,54}. Düşük bükülme direnci sebebiyle anterior bölge tek kuron ve laminate kuron, inley, onley restorasyonları yapımında kullanılmaktadır.

C.2. IPS Empres II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein):

IPS Empres II 1998 yılında (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) geliştirilmiştir. Bu sistemde lityum disilikat cam alt yapı kullanılır. Bu alt yapı, ya kayıp mum tekniği ve ısıyla presleme ya da fabrikasyon blokların freze tekniği ile işlenmesiyle hazırlanır.

IPS Empres II' nin kırılmaya karşı direnci IPS Empres sistemine oranla üç kat daha artırılmıştır. Bu sayede en son distal destek ikinci premolar olmak kaydıyla ön ve arka bölgede üç üyeli sabit bölümlü protez uygulamalarında kullanılabilir^{52,55,56}. Bükülme direnci 300-400 MPa^{45,53}, kırılma dayanımı 2.8-3.5 MPa/ m^{1/2} 'dır⁵⁷.

Alt yapı üzerine floroapatit esaslı bir veneer porseleni olan IPS-Eris (Ivoclar Vivadent) uygulanır, bu sayede ışık geçirgenliği artmış yarı translüsent bir restorasyon elde edilir^{10,52}.

D.BİLGİSAYAR DESTEKLİ TASARIM VE ÜRETİM TEKNİĞİ; CAD/CAM SİSTEMİ

Son yıllarda teknolojik gelişmelerin ışığında, seramik blokların kesilerek işlenmesini sağlayan sistemler diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanmıştır. Bunlardan bir kısmı bilgisayar yardımıyla tasarım ve bunu takiben freze tekniğiyle üretim yaparken (CAD/CAM) bir kısımda aynen anahtar çoğaltmakta kullanılan sisteme benzer bir mekanizma ile (copy milling) blokların freze tekniğiyle işlenmesini sağlamaktadır⁵⁸.

D.1.CEREC (Sirona Dental, Germany):

1980-1986 yılları arasında Mörmann ve Brandestini tarafından geliştirilen 'CEramic REConstruction' sistemi, ilk CAD-CAM sistemidir³⁸.

Bu sistemde, bilgisayar desteği ile kullanılan ve ağız içinden kayıt alabilen özel bir ağız içi kamera ile preparasyonun optik olarak ölçüsü alınmaktadır. Cihaz, alınan optik ölçünün aktarıldığı dizayn ünitesi ile freze işleminin gerçekleştirildiği üretim ünitesinden oluşmaktadır. Bilgisayar desteği ile restorasyonun tasarımı yapıldıktan sonra, seramik blok CAM ünitesinde freze yoluyla şekillendirilmektedir^{59,60}.

Cerec tekniği ve Cerec 1 ile ilk olarak 1985 yılında hazırlanan porselen inley kaviteye yerleştirilmiştir. Tek bir frez

yardımla 2 eksenle diş kesimi yapılarak restorasyonun kenar uyumu saęlanmıřtır⁶¹. Bu süre boyunca sistemle ilgili birçok yayın çıkarılmış, en sonunda 1994 yılında bilimsel olarak kabul görmüřtür⁶².

Siemens 1994 yılında Cerec 2'yi tanıtmıştır. Bu yeni sistemle üretim işlemlerinde iki ayrı frez kullanılarak restorasyonun altı eksenle şekillendirilmesi sağlanmıştır^{62,63,64}.

Cerec 3, 2000 yılında Sirona firması tarafından üretilmiştir. Bu sistemde Windows NT programı kullanılmıştır. Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler sayesinde bu cihazın kullanımındaki sınırlamalar önemli ölçüde ortadan kaldırılmıştır. Üretim işlemi, görüntü elde etme ve veri toplama işlemleri önemli derecede hızlandırılmıştır^{62,65}.

Günümüzde Cerec 3 ile uyumlu ağız içi kamerası ile ölçü alınabilmekte ve mekanik özellikleri arttırılmış çeşitli bloklarla ile üretim yapılabilmektedir. Tüm In-Ceram Alumina, Spinel ve Zirkonya alt yapıları, slip-casting sistemi ile üretilebildiği gibi CAD-CAM sistemlerinde hazırlanabilmeleri için hazır ön sinterizasyonu yapılmış blokları vardır^{43,66}.

2.5. Turcom-Cera

Turkom-Cera yeni alumina sistemlerinden birisidir. Yüksek oranda alumina içermesi ile in-ceram alümina ve vitro ceram sistemlerine benzemektedir. Ancak üretim aşamasında iki kat plastik foli kullanıldığından dolayı Mc Lean'ın detaylı bir şekilde anlattığı 'twin foil' tekniğine benzemektedir⁶⁷. Bu sistemde refraktör day materyalinin kullanılmasına gerek yoktur. Alumina slip'in fırına taşınması kuronun iç yüzeyinde kalan foli sayesinde olur; ancak bu foli 'twin foil' tekniğinde olduğu gibi kalay ile kaplanıp kuron iç yüzeyinde kalmaz, fırınlama ısısında artık bırakmadan erir. Böylelikle kalay kaplı iç folinin estetik dezavantajı önlenir.

2.6. Zirkonya Esaslı Seramikler

2.6.1. Uygulama Alanları

Zirkonyum metali 1789' da Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından, bazı değerli taşların ısıtılmasından sonra elde edilen reaksiyon ürünü olarak tanımlanmıştır. Uzun bir süre boyunca yeryüzündeki eser oksitlerle beraber seramikler için pigment olarak kullanılmıştır⁶⁸.

Kimyasal ve boyutsal stabilitesinin, mekanik dayanıklılığının iyi olması ve paslanmaz çelik alaşımlarına benzer Young's modulus'e sahip olması zirkonyanın seramik biyomateryal olarak kullanımına olan ilgiyi artırmıştır⁶⁸.

Zirkonya'nın biyomateryal olarak kullanımı ile ilgili araştırmalar 1960'ların sonunda başlamıştır. Biyomedikal alanda ilk defa 1969 yılında Helmer ve Driskell tarafından kullanılmaya başlanmıştır⁶⁸. Üstün mekanik özellikleri ve biyoyumluluğu sayesinde Christel tarafından ortopedik kalça eklemi protezlerinin yapımında kullanılmıştır⁶⁹. Ancak 2001 yılından sonra bildirilen başarısızlıklardan dolayı bu alandaki uygulamaları azalmıştır⁶⁹.

Dişhekimliğinde ise ortodontik braket^{70,71}, endodontik post, implant desteği⁷² ve sabit protezlerde kuron-köprü restorasyonlarında alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır. Günümüzde oral implant materyali olarak da hayvanlar üzerinde test edilmiş ve başarılı sonuçlar elde edilmiştir⁷³.

In vitro çalışmalar zirkonyanın sitotoksik olmadığını göstermiştir⁷⁴. Silva ve Covacci^{75,76} zirkonyanın mutajenitesini

araştırmışlar ve her iki araştırmacıda zirkonyanın hücre genomunda mutasyon meydana getirmeyeceğini bildirmişlerdir.

2.6.2. YAPISI VE ÖZELLİKLERİ

Zirkonyum, sembolü 'Zr' olan ve periyodik tabloda metaller grubunda yer alan bir elementtir. Arapça 'altın renginde' anlamındaki 'Zargon' kelimesinden gelmektedir. 'Zargon' kelimesi ise Farsça *Zar* (altın) ve *Gun* (renk) kelimelerinden türemiştir⁶⁸. Zirkonyum materyalinin atom numarası 40, atomik ağırlığı 91.22 dir. Materyal 6,49 g/cm³ yoğunluğundadır. Erime noktası 1852 °C ve kaynama noktası 3580 °C dir. Isı değişikliğine ve korozyona karşı çok dirençli olan zirkonyum doğada hekzagonal formda kristal bir yapı göstermektedir.

Gri beyaz renkli bir materyal olan zirkonyum doğada hiçbir zaman saf halde olmayıp çeşitli bileşikler halinde bulunur. Bilinen bileşikleri silikat oksit ile yaptığı bileşik olan zirkonyum silikat (ZrSiO₄) ya da diğer adıyla zirkon ve baddeleyit olarak da bilinen metal oksiti zirkonyum oksit (ZrO₂)'dir. Zirkonyum oksit, zirkonya veya zirkonyum dioksit olarak da isimlendirilir. Ancak bu bileşikler doğadan elde edildiklerinde uranyum ve toryum gibi radyoaktif elementler içerebilmektedirler. Biyomateryal olarak kullanılacak saf zirkonya tozu elde etmek için zirkonyum materyali, karmaşık ve zaman alıcı bir arıtma işlemine tabi tutulmaktadır⁶⁸.

Zirkonya, oldukça küçük çaplı taneciklerden (<0,5-0,6 µm) oluşan bir materyaldir⁷⁷. Zirkonya kübik (C), tetragonal (T), monoklinik (M) olmak üzere 3 ana fazda bulunabilen polimorf bir yapıya sahiptir. Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazda bulunmaktadır⁶⁸. 1170 °C ye kadar stabil olan bu yapı, bu sıcaklığın üzerinde ısıtıldığında tetragonal faza geçmekte ve yaklaşık % 5 lik bir hacim azalması göstermektedir. 2370 °C nin üzerinde ise kübik faza geçmektedir.

Soğuma işlemi sırasında tetragonal–monoklinik faz (T-M) değişimi gerçekleşmekte ve bu değişim sırasında ise %3-4 hacim artışı gözlenmektedir^{68,78}. Hacim artışı sonucunda oluşan kompresif stresler dayanıklılığı artırır. Ancak bu hacim artışı kontrol edilmezse ileri derecede kırıklara neden olabilir. Hacim artışını kontrol etmek ve oda sıcaklığında tetragonal fazı stabilize etmek gerekir. Zirkonyayı oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize etmek için yapıya kalsiyum, alüminyum, magnezyum, seryum ve yttrium gibi metal oksitler ilave edilir⁶⁸.

Tam stabilize zirkonya (Fully Stabilized Zirconia) ve yarı stabilize zirkonya (PSZ- Partially Stabilized Zirconia) olmak üzere iki tipi mevcuttur.

Tam stabilize zirkonya sadece kübik form içerir. Sertliğinin ve termal şok direncinin yüksek olması sebebiyle seramik endüstrisinde aşındırıcı bir araç olarak kullanılmaktadır.

Parsiyel stabilize zirkonya, zirkonyanın yapısına az miktarlarda CaO, MgO, CeO₂, Y₂O₃ gibi stabilize edici oksitler ilave edilmesi ile elde edilir. Parsiyel stabilize zirkonya oda sıcaklığında tetragonal fazda olduğu halde monoklinik faza dönüşmek üzere iç yapısında bir enerji içermektedir.

Gerilim stresleri ve aşındırma gibi dış stresler sonucunda oluşan bir çatlak ilerlerken, seramik grenlerinde meydana getirdiği stres, çatlak etrafındaki tetragonal taneciklerin monoklinik faza dönüşmesine sebep olmaktadır. Monoklinik faza geçiş ile beraber meydana gelen % 3-5' lik hacim artışı, çatlak başlangıcında sıkıştırıcı stresler ortaya çıkarmakta ve dış streslerin nötralize edilmesini sağlamaktadır. Böylece başlangıç aşamasında olan çatlak ilerlemesi engellenmektedir. Materyalin diğer polikristalin seramiklerde bulunmayan bu fiziksel özelliği "transformasyon sertliği" olarak

adlandırılmakta olup, yüksek dayanıklılığı ve kırılma sertliğini sağlamaktadır^{68,79}.

2.6.3. Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP)

Yttrium oksit saf zirkonyayı oda sıcaklığında stabilize etmek ve multifazlı parsiyel stabilize zirkonyayı elde etmek amacıyla yapıya ilave edilen stabilize edici bir oksittir. Y-TZP % 2-3 Y_2O_3 içerir. Stabilize zirkonya yapı içerisinde rastgele dağılmış olan Y^{+3} ve Zr^{+4} katyonlarının oksijen anyonları ile elektriksel nötralizasyonu sağlamasıyla meydana gelmektedir⁸⁰.

Y-TZP'nin oda sıcaklığında tetragonal fazda bulunması ve mekanik özelliklerinin, kitleyi oluşturan taneciklerin boyutuna ve içerdiği itrium oksit miktarına bağlı olduğu bildirilmiştir^{67,80}.

Kitleyi oluşturan taneciklerin boyutu belirli bir büyüklüğün üzerinde olduğu zaman $t \rightarrow m$ dönüşümü kendiliğinden gerçekleşmektedir ve bu durumda Y-TZP nin stabiliteside oldukça azdır. Tanecik boyutu küçüldüğünde ($<1\mu m$) faz değiştirme eğilimi de azalmaktadır. Taneciklerin boyutu çok ince yapıda olduğunda ise ($\sim 0,2\mu m$) materyalin kırılma sertliği azalmaktadır ve bu dönüşüm inhibe edilmektedir⁸⁰. Sinterizasyon koşulları taneciklerin boyutunu belirlemektedir ve Y-TZP nin mekanik özellikleri ve stabilitesi üzerinde çok güçlü etkiye sahiptir. Yüksek sinterizasyon sıcaklığı ve uzun sinterizasyon süresi daha büyük taneciklerin oluşumunu sağlamaktadır^{80,81}. Diş hekimliği uygulamalarında kullanılan Y-TZP seramiklerinin mikroyapısı küçük eşeksenli taneciklerden ($0,2-0,5 \mu m$ çapında) meydana gelmektedir.

Y-TZP restorasyonların üretimi; yarı sinterize blokların frezeleme ile şekillendirilmesi ardından yüksek sıcaklıklarda tam

sinterize edilmesi ile veya tam sinterize edilmiş blokların sisteme ait freze ünitesi tarafından şekillendirilmesi ile yapılmaktadır⁸².

Y-TZP seramik restorasyonlar tek kronlar ve üç-dört üniteli köprülerde kullanımları endikedir. Derin kapanış vakaları, yetersiz oklüzal mesafe, kanatlı (kantilever) köprü tasarımlarında ve bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklarda bu restorasyonların yapımı kontrendikedir.⁴⁰.

Y-TZP restorasyonlar yüksek mekanik özelliklere sahiptirler. Biyouyumludurlar ve ısıl iletkenliğinin düşük olması nedeniyle hassasiyet ve pulpa irritasyonları oluşmamaktadır. Radyopak oldukları için restorasyonun radyolojik olarak değerlendirilmesi kolaylaşmaktadır. Görünümlerinin opak olması ve uygulanan yüzey işlemlerinin materyalin mekanik özellikleri üzerine olumsuz etkilerinin olması dezavantajlarıdır^{1,18}.

2.6.3.a. Y-TZP Esaslı Bloklar

Yarı Sinterize Y-TZP Bloklar

2001 yılından itibaren, ön sinterizasyonu yapılmış ve freze ile şekillendirilen Y-TZP bloklar diş hekimliğinde gittikçe popüler hale gelmektedir ve birçok üretici firma tarafından piyasaya sunulmaktadır. Prepare edilmiş dişe ait day veya restorasyonun mum örneği sisteme ait tarayıcı ile taranmakta, bilgisayar programı tarafından büyütülmüş bir restorasyon tasarlanmakta (CAD) ve yarı sinterize blok freze yöntemiyle şekillendirilmektedir (CAM). Bu işlemin ardından restorasyon yüksek sıcaklıklarda sinterize edilmektedir⁸⁰.

Ön sinterizasyonu yapılmış Y-TZP bloklar, Y-TZP tozu ve bloğun şekillendirilmesini sağlayan bir matrixten oluşmaktadır. Ayrıca

ağırlığın yaklaşık % 2' lik miktarını ZrO_2 den ayrılması çok zor olan hafniyum oksit (HfO_2) oluşturmaktadır. Tozların kimyasal kompozisyonları çok küçük farklılıklar göstermektedir. Bu tozların mikro yapıları ortalama 60 μm çapındaki çok küçük kristallerin bir araya gelerek oluşturduğu kristal kümelerinden oluşmaktadır. Bloklar soğuk izostatik basınç tekniği kullanılarak üretilmektedir⁸⁰.

Üretim aşamasında kullanılan matrix ön sinterizasyon aşamasında uzaklaştırılır. Ön sinterizasyon ısı ve hızı bloğun işlenebilirliğini ve sertliğini etkilediği için bu uzaklaştırma işlemi dikkatlice yapılmalıdır.

Hazır blokların cihaz tarafından frez ile şekillendirilmesinin ardından elde edilen alt yapı, sinterizasyondan önce seryum, bismuth, iron benzeri farklı metal tozlarından oluşan solüsyonlara daldırılarak renklendirilmektedir. Renk gelişimi sinterizasyon işlemi sırasında tamamlanmaktadır. Sinterizasyon ısı renk elde edilmesini etkilediği için üretici firmanın önerileri dikkate alınmalıdır⁸⁰.

Sinterizasyon dikkatli bir şekilde kontrol edilerek, özel olarak programlanmış olan fırınlarda yapılmalıdır. Final sinterizasyon ısı 1350 °C ve 1550 °C arasındadır ve yaklaşık 1000 °C civarında % 25 lere varan büzülme meydana gelmektedir. Sinterizasyon koşullarındaki farklılıklar Y-TZP tozunun kimyasal içeriğinden kaynaklanmaktadır.

Alt yapı deformasyon oluşmasını engellemek için en az 0,5 mm kalınlığında olmalıdır. Rezidüel stresi azaltmak için üretici firmanın önerdiği sinterizasyon süresinin sonunda restorasyon 200 °C' nin altındaki sıcaklığa kadar özel fırında kendiliğinden soğutulmalıdır. Elde edilen alt yapı ısıl genişleme katsayısı uygun bir porselen ile kaplanmalıdır⁸⁰.

Tam sinterize Y-TZP bloklar

Tam sinterize Y-TZP bloklar ilk olarak 1500 °C nin altındaki sıcaklıklarda ön sinterizasyona tabi tutularak % 95 yoğunluğa ulaştırılırlar. Ardından bloklar sıcak izostatik basınç altında 1400- 1500 °C de ikinci bir uygulamadan geçirilirler. Böylece blokların % 99 yoğunluğa ulaşmaları sağlanır.

Bloklar, özel olarak tasarlanmış freze cihazlarında şekillendirilmektedir. Tam sinterlenmiş yoğun blokların sertliği şekillendirilmelerini zorlaştırmaktadır⁸⁰.

2.6.4. Y-TZP BİYUYUMLULUĞU

Canlı dokularla temasta olan herhangi bir materyalin antijenik, allerjik, toksik, mutajenik veya karsinojenik etki yapmaması (inert), vücudun yumuşak ve sert dokularında olumsuz yönde doku reaksiyonları oluşturmaması gerekmektedir. Y-TZP biyoyumluluğu çok iyi olan bir materyaldir⁸³.

Satoh ve Niwa'nın ZrO₂ materyaline Y₂O₃ ilavesi ile gerçekleştirdikleri in vitro karsinojenik ve teratojenik testler negatif sonuç vermişlerdir⁶⁸. Covacci ve ark.⁸⁴ saflaştırılmış ve saflaştırılmamış tozdan elde edilen zirkonya materyalinin mutajenik ve karsinojenik etkilerini araştırmışlardır. Sonuçlar, zirkonyanın hücre ile uyumlu olduğunu ve Y-TZP'nin mutajenik ve karsinojenik etkisinin olmadığını göstermiştir.

2.6.5. YÜZEY İŞLEMLERİNİN Y-TZP ye etkisi

a. Aşındırma :

Aşındırmanın, seramik yapısında oluşturduğu en önemli yüzey karakteristikleri pürüzlülük, plastik deformasyon, faz değişimi, mikro çatlaklar ve rezidüel stresler⁷⁷. Aşındırmanın iki şekilde etkisi olabilir: Birincisi yüzeyde rezidüel baskı stresleri oluşabilir ve bunlar zirkonya destekli seramiklerin bükme dayanımını artırabilir. Zirkonya materyalinde tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş ile meydana gelen hacim artışı sayesinde diğer seramiklere göre daha fazla baskı stresi oluşmaktadır⁸⁵. İkincisi de aşındırma sonucunda yüzeyde derin çatlaklar oluşur. Yüzey işlemlerinin sebep olduğu yüzey çatlakları, stres yoğunlaşmasına sebep olarak dayanıklılığı azaltıcı bir rol oynayabilmektedir. Aşındırma sırasında meydana gelen derin çatlaklar, yüzeydeki sıkıştırıcı tabakanın derinliğini aştığında dayanıklılığı azaltmaktadır.

Zirkonya materyalinin mekanik özelliklerini belirleyen faktörler; aşındırma hızı, uygulanan kuvvet, aşındırıcı frezin gren boyutu ve işlemin yönüdür.

Wang ve ark.⁸⁶, Cercon materyalinde, aşındırma ve diğer yüzey işlemlerinin dayanıklılığa etkisini üç nokta bükülme testi kullanarak araştırmışlardır. Restorasyonun şekillendirilmesi esnasında uygulanan aşındırma işleminin oluşturduğu yüzey hasarı sebebiyle materyalin dayanıklılığını önemli miktarda azalttığını bildirmişlerdir. Üretim sonrasında uygulanan yüzey işlemlerinden biri olan kumlamanın materyalin dayanıklılığını arttırdığını ve farklı işlemlerin farklı dayanıklılık değerlerine yol açtığını belirtmişlerdir. Araştırmacılar, Cercon materyalinde üretim sonrası uygulanan aşındırma işleminin seçiminin önemli olduğunu vurgulamışlardır.

b. Kumlama :

Kumlama ile yüzeyden az miktarda materyal kaldırılmakta, ısı artışı ve yüzeyde oluşan stres düşük seviyede olmaktadır. Y-TZP materyalinin kumlanması sonucu Al_2O_3 partiküllerinin yüzeye temas ettiği bölgelerde ince bir sıkıştırıcı tabaka oluşmaktadır. Blatz ve ark.⁸⁷ yaptıkları araştırma sonucunda, yüzeydeki sıkıştırıcı stres tabakasının kalınlığı az olmasına rağmen, kumlama işleminin meydana getirdiği yüzey çatlakları bu tabakayı geçmediği için kumlama materyalin dayanıklılığını artırdığını belirtmişlerdir.

Guazzato ve ark.⁸⁸ Y-TZP örnekler üzerinde çeşitli yüzey işlemleri uyguladıkları bir çalışmada kumlama yapılan grubun bükme dayanımının artmasının, monoklinik faz içeriğinin önemli derecede artmasına (% 9,5) bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Dönüşüme uğrayan monoklinik fazın yüzeyde baskı tabakası oluşturarak, kumlamayla aktiveleştirilen çatlakların dayanımı bozmasına engel olduklarını belirtmişlerdir .

2.7. Materyallerin Mekanik Özellikleri

2.7.1. Gerilim (Stress)

Gerilim, bir cisme dışarıdan kuvvet uygulandığında o cismin içinde meydana gelen eşit şiddette ve zıt yöndeki kuvvet olarak tanımlanmaktadır^{89,90}. Dışarıdan uygulanan kuvvet ile cisimde ya hareket ya da deformasyon meydana gelir. Gerilim birim alana uygulanan kuvvettir (N/m^2 , kN/m^2 , $MN/m^2=MPa$).

Cisme uygulanan kuvvetin yönüne göre 3 farklı şekilde gerilim meydana gelir;

1. Çekme Gerilimi (Tensile Stress): Cisimde, gelen yükün yönünde uzamaya neden olacak deformasyona karşı koyan iç kuvvettir.
2. Basma Gerilimi (Compressive Stress): Cismi sıkıştıran veya kısaltan yükün neden olduğu deformasyona karşı koyan kuvvettir.
3. Makaslama Gerilimi (Shear Stress): Cismin parçasını diğer parçasının üzerinde kaydıracak yöndeki kuvvetin neden olduğu deformasyona karşı koyan kuvvettir ⁹⁰.

Bir cisimde bu gerilim tiplerinden yalnızca birisinin oluşması son derece zordur. Kuvvet uygulandığında cisimde iki veya üç gerilim tipi aynı anda ortaya çıkar.

2.7.2. Gerinim (Strain)

Bir cisme dışarıdan bir kuvvet uygulandığı zaman cisimde meydana gelen boyutsal değişimdir. Boyutsal değişimin birim boyuta oranı ile ölçülür. Uygulanan kuvvet ile cisimde meydana gelen boyutsal değişim plastik veya elastik karakterde olabilir. Uygulanan kuvvet kaldırıldığında boyutsal değişim ilk haline dönüyorsa oluşan deformasyon elastiktir, ilk haline dönmüyorsa ve kalıcı değişiklik meydana geliyorsa plastiktir ⁹⁰.

2.7.3. Elastik Modül (Elastic Modulus, Young's Modulus)

Maddenin elastikliğinin bir ölçümüdür. Young's Modulus olarak da isimlendirilir ⁸⁹. Bir materyale gerilim ya da baskı kuvveti uygulandığı zaman materyalin elastiklik sınırları dahilindeki sertliği demektir. Elastiklikten çok rijiditeyi belirleyen bir özelliktir ⁸⁹. Gerilim-

şekil değişimi eğrisinin doğrusal bölümündeki gerilimin şekil değişimine oranıdır. Aynı kuvvet uygulanan iki farklı materyal arasından elastik modülü yüksek olanda daha fazla deformasyon meydana gelmektedir⁹⁰. Elastiklik modülünün birimi, birim alana uygulanan kuvvet olup kg/mm^2 'dir.

2.7.4. Oransal Limit (Proportional Limit)

Gerilim-şekil değişimi eğrisinde, gerilim ile şekil değişiminin doğru orantılı olduğu en yüksek gerilim deęeridir⁹⁰.

2.7.5. Elastik Limit (Elastic Limit)

Elastik limit materyalde kalıcı deformasyon oluşmaksızın etki edebilecek maksimum stres miktarıdır^{89,90}.

2.7.6. Akma Noktası Dayanımı (Yield Strength)

Gerilim-gerinim eğrisinde gerilimdeki artışla orantısız olarak şekil değişiminde hızlı bir artış görülen noktadır. Bu noktadan sonra meydana gelen deformasyon plastik karakterdedir. Plastik deformasyonun başladığı gerilim, akma dayanımı olarak adlandırılır. Oransal limit, elastik limit, ve akma noktası ayrı ayrı tanımlanmış olsa da bu parametreler materyalin kalıcı deformasyona uğramaksızın dayanabildiği gerilimi belirler⁹⁰.

2.7.7. Poisson Oranı (Poisson's Ratio)

Bir materyale gerilme kuvveti uygulandığında, materyalin uzunluğu artar. Buna aksiyel gerilme denir. Ancak kalınlığı azalır, buna da lateral gerilme denir. Bir materyalin lateral gerilme miktarının aksiyel gerilme miktarına oranı poisson oranı olarak tanımlanır. Her materyalin kendine özgü poisson oranı vardır ve 'v' simgesi ile ifade edilir.

2.7.8. Kırılma Dayanımı (Fracture strength)

Kırılma dayanımı, kuvvet uygulanan bir cismin kırıldığı andaki gerilim miktarıdır. Gerilim tipine bağlı olarak, çekme dayanımı, makaslama dayanımı, basma dayanımı olarak isimlendirilir^{90,91}.

2.7.9. Kırılma Tokluğu (Fracture Toughness)

Kırılma doygunluğu kırılğan malzemenin özellikle gerilim altında çatlakların yıkıcı ilerleyişine gösterdiği dirençtir. Birimi, birim alana gelen gerilim miktarıdır (MPa m^{1/2}).

2.7.10. Bükülme Dayanımı (Flexural Strength, Modulus of Rupture, Transvers Strength)

Bir kirişin iki ucu desteklenerek ortasından kuvvet uygulandığı zaman, o kirişin gösterdiği mukavemettir⁹¹.

2.7.11. Sertlik (Hardness)

Materyalin plastik deformasyona ve penetrasyona karşı gösterdiği dirençtir. Başka bir ifade ile sertlik materyalin aşınmaya ve abrazyona direnci olarak tanımlanabilir⁹¹. Geleneksel olarak Vickers ya da Knoop yöntemiyle ölçülmektedir. Ayrıca Barco, Brinell, Wallace, Rockwell ve Martens yöntemleri de mevcuttur⁹¹.

2.7.12. Yorgunluk Dayanımı (Fatigue strength)

Bir maddenin, kısa süreli küçük ve siklik darbelere karşı gösterdiği dirençtir. Bir kez uygulandığında kırılmaya neden olmayan bir yükün tekrarlanarak uygulanması sonucu materyalin dayanıklılığı azalabilir ve ani kırığa neden olabilir. Buna yorgunluk dayanıklılığı adı verilir⁹¹.

2.8. Mekanik Testler

2.8.1. Bükme Testleri

Araştırmalarda kullanılan mekanik testler sayesinde dental materyallerin yapısal özellikleri incelenebilir. Basma, makaslama ve çekme gerilimlerinin aynı anda oluştuğu üç ve dört nokta bükme testleri ile materyallerin dayanımı ile ilgili, tekrarlanabilen güvenilir sonuçlar elde edilir. Bu sonuçlara göre farklı materyallerin dayanıklılıkları karşılaştırılabilir⁹⁰. Materyalin yapımındaki ısıl ve mekanik aşamalar sırasında oluşan mikroçatlaklar ve defektler materyalin dayanıklılığını ciddi derecede etkileyebilmektedir. Bu nedenle materyalin bükülme dayanımları farklı testlerle ölçülebilmektedir. Bunlar:

1. Tek eksenli bükülme testleri
 - a. 3 nokta yükleme (three point bending)
 - b. 4 nokta yükleme (four point bending)

2. İki eksenli bükülme testleri
 - a. Ring on ring – halka üzerinde halka
 - b. Ball on ring – halka üzerinde top
 - c. Piston on three ball – üç top üzerinde piston

ISO 6872 standardı alt yapı seramiklerinin bükülme dayanıklılığını ölçmek için üç nokta bükülme testi ile iki eksenli bükülme testlerinden üç top üzerinde piston testini önermiş ve açıklamıştır⁹².

2.8.1.a. Tek Eksenli Bükülme Testleri

Üç nokta ve dört nokta bükülme testlerini içerir. Uluslar arası Standartlar Organizasyonu (ISO 6872) ve Amerikan Diş hekimleri Birliği (ADA) üç nokta bükülme testinin dental seramiklerin dayanıklılıklarının değerlendirilmesi için uygun ve güvenilir bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir^{7,33,92}. Bu yöntem ile elde edilen değerler kolay bir şekilde karşılaştırılabilmektedir. Fakat test edilecek örneklerde meydana gelen yüzeysel çukurlar, çatlaklar ve defektler elde edilen sonuçları büyük ölçüde etkilemektedir^{7,93}.

Bu test yönteminde dikdörtgen şeklindeki örnekler ISO 6872 standartlarında 2x4x25 mm boyutlarında hazırlanmaktadır^{7,49}. Test düzeneğinde örnekler aralarında 20 mm bulunan dairesel çelik barların üzerine merkezi olarak konumlandırılır. Ardından dairesel bir çelik bar ile destek barların tam orta noktasından örneğin uzun aksına dik olacak şekilde kuvvet uygulanır⁹⁴.

Üç nokta bükülme testinde, dikdörtgen şeklindeki örnek iki silindirik destek üzerinde yerleştirilerek desteklenmekte ve orta noktadan yük uygulanmaktadır. Kırılmaya sebep olan toplam yük miktarı Newton biriminden ISO standartlarına göre aşağıdaki formül kullanılarak MPa birimine çevrilir^{7,33,49}.

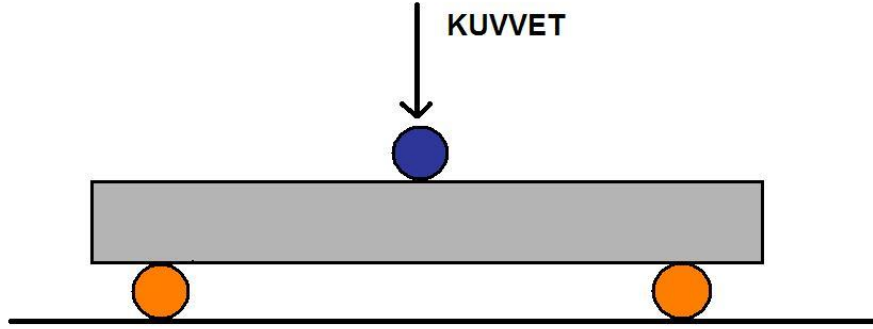
$$\text{Stress (Mpa)} = \frac{3LF}{2WT^2}$$

L= Destekler arasındaki mesafe (mm)

F= Kuvvet (N)

W= Örneğin genişliği (mm)

T= Örneğin kalınlığı (mm)



Şekil 1 Üç Nokta Yükleme Şematik Resmi

Guazzato ve arkadaşları⁵¹, farklı tekniklerle üretilen In-ceram Zirconia ve tam sinterize Y-TZP seramiklerin kırılma dayanıklılıklarını ve kırılma tokluklarını karşılaştırmışlardır. Üç nokta bükülme dayanıklılığı testi uygulamışlar, sonuçta tam sinterize Y-TZP seramiklerin geleneksel cam seramiklere göre daha yüksek kırılma dayanıklılığına ve kırılma tokluğuna sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Dört nokta bükülme testinde ise örnek aynı şekilde iki desteğin üzerine yerleştirilmektedir. Yük uygulanan iki nokta, her bir destekten aralarındaki mesafenin dörtte biri kadar uzakta konumlandırılmaktadır⁹⁰. Üç ve dört nokta bükülme testlerinde basma, çekme ve makaslama kuvvetleri aynı anda meydana gelmektedir.

Tek eksenli bükülme testleri örnek kenarlarındaki çatlaklara ve örnek hazırlanırken oluşan dikey yüzey çatlaklarına karşı hassastır⁴⁴. Bununla beraber, test örnekleri boyut ve hacim olarak dental restorasyonlardan oldukça farklıdır⁹⁵.

2.8.1.b. İki Eksenli Bükülme Testleri

Bu testlerde, disk şeklindeki örnek bir halka veya daire oluşturacak şekilde duran topar ile alttan desteklenmektedir. Altta ki halka veya toplara merkezi olarak konumlandırılmış bir piston ile yukarıdan yükleme yapılmaktadır⁹².

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarları, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarları, Güler Diş Protez Laboratuvarı ve Dentelas Diş Protez Laboratuvarı imkanları kullanılarak gerçekleştirildi.

Zirkonya ve Alümina esaslı 2 farklı tam porselen sisteminde, alt yapı materyalleri üzerine uygulanan yüzey işlemlerinin bükülme dayanıklılığına etkisi incelendi. Çalışmada kullanılan zirkonya ve alümina esaslı tam porselen sistemleri Tablo 2' de gösterilmiştir.

Tablo 2. Çalışmada kullanılan materyaller ve üretici firmalar

SİSTEM ADI	MATERYALİN TİPİ	ÜRETİCİ FİRMA
Copran	Yarı sinterlenmiş Y-TZP	Whitepeaks GmbH, Lange Heide, Essen, Germany
Turcom-cera	Cam infiltre edilmiş alümina seramik	Turkom-Cera, KLCC, Malaysia

3.1. Örneklerin Hazırlanması

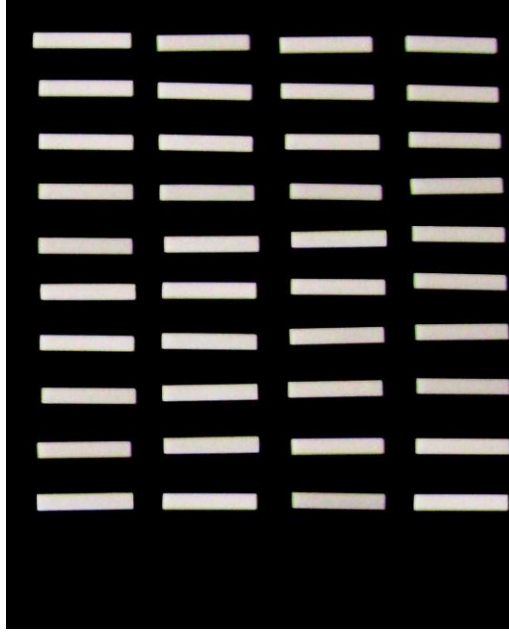
Her bir tam porselen sistemine ait 40' ar adet örnek hazırlandı. Bu örneklere farklı yüzey işlemleri uygulanmak üzere her bir sistem kendi içinde 4 gruba ayrıldı. Örnekler; tam seramik materyallerin dayanıklılık testleri ile ilgili uluslararası standartlara (ISO 6872) göre üretildi. Her bir örnek dikdörtgen şeklinde 25 mm uzunluğunda, 4mm genişliğinde ve 2 mm kalınlığında hazırlandı.

3.1.1. Copran Örneklerin Hazırlanması

Whitepeaks sisteme ait bilgisayar programında 2x4x25 mm boyutundaki örneklerin tasarımı yapıldı, veriler sistemin freze ünitesine aktarıldı. Örnek boyutuna uygun olarak seçilen yarı sinterize Y-TZP bloklar kullanıldı (Resim 1). Bloklar freze ünitesine yerleştirildi. Örnekler su soğutması altında şekilendirildi (Resim 2).



Resim 1. Yarı sinterize Copran Blok



Resim 2. Zirkonyum Örnekler

3.1.2. Turcom-cera Örneklerinin Hazırlanması

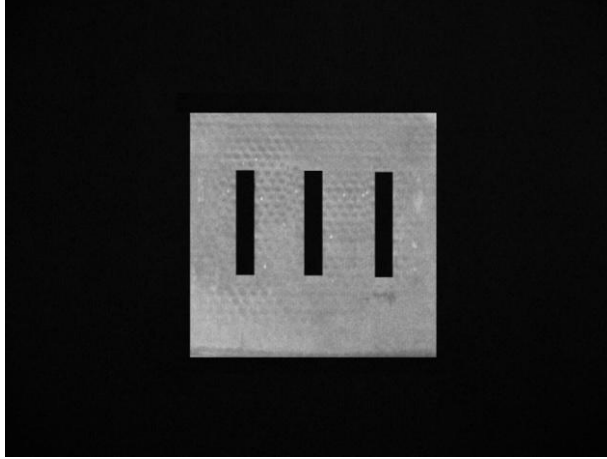
Turcom-cera kitinde alümina; jel olarak bulunur (Resim 3). Alümina jel likit süspansiyonun kıvamının ayarlanması için kullanılır (Resim 4).Turcom- cera örneklerin elde edilmesi amacıyla önceden hazırlanmış altı ve üstü açık plastik kalıp kullanılmıştır (Resim 5). Üretici firmanın talimatları doğrultusunda karıştırılan Turcom-cera örnekler önceden hazırlanan bu kalıplara dökülerek kurumaları beklenmiştir.



Resim 3. Turcom-cera jel



Resim; 4. Turcom-cera likit



Resim 5. Turcom-cera örnekler için hazırlanan kalıp

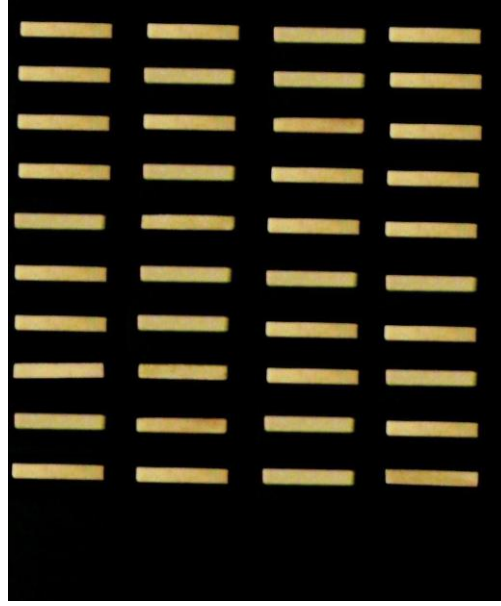
Bu plastik kalıplar ilk fırınlama işlemi sırasında alüminada meydana gelecek %3-4 oranındaki büzülme için kompanse edecek şekilde hazırlandı. Kalıp içerisinde 3 dakikada kuruması tamamlanan örnekler Ivoclar P300 (Vivadent, Germany) fırınında önerilen ısı ve sürede sinterleme işlemi gerçekleştirildi. Buna göre; ilk 3 dakika 500-600 °C olan ısı, sonra dakikada 100-120°C artarak 4 dakikanın sonunda 1150°C' ye ulaştı ve bu ısıda 5 dakika beklenerek sinterleme işlemi tamamlandı (Tablo 3).

SICAKLIK	SÜRE
500-600 °C	3 dakika →
100-120 °C/ dak.	4 dakika ↗
1150 °C	5 dakika →

Tablo 3. Turcom-cera örneklerin sinterleme programı

Sinterizasyon işlemi tamamlandıktan sonra kristal güçlendirme işlemine geçildi. Distile su ile karıştırılan cam tozu, sinterlenen ve soğuması beklenen örneklerin üst yüzeyine fırça

yardımıyla uygulandı ve kristal güçlendirmesi işlemi için tekrar firma talimatlarınca fırın programlandı. 500-600°C ısı ile başlayan program, dakikada ısı 60-70°C artarak, 1150-1180°C'e ulaştı. Bu ısıda 30 dakika daha beklenerek kristal güçlendirme işlemi tamamlandı ve örneklerin hazırlanması tamamlandı (Resim 6).



Resim 6. Turcom-cera örnekler

3.2. Örneklerin Yüzey İşlemleri

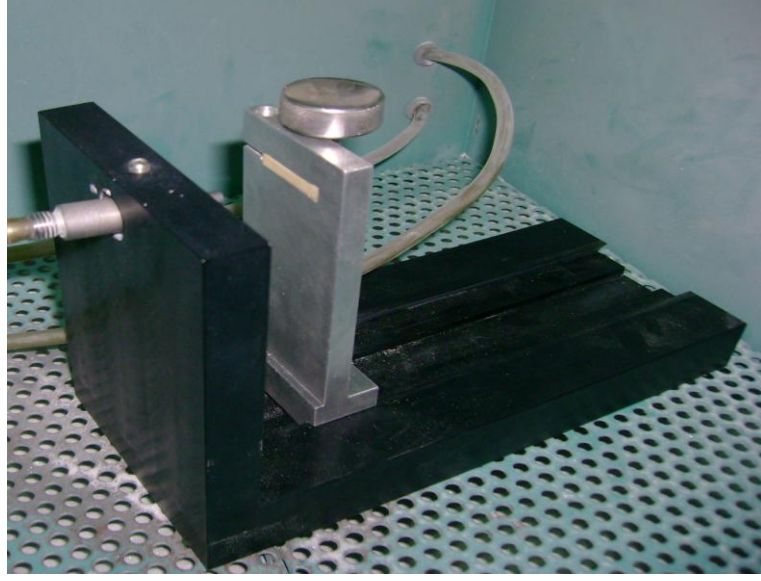
Araştırmada, her bir sisteme ait örnekler, biri kontrol grubu olmak üzere 4 gruba ayrıldı. Kontrol grubuna ait örneklere (n=10) herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı. İkinci gruptaki örneklere kumlama (n=10), üçüncü gruptaki örneklere gren boyutu 50 µm olan elmas frezler ile aşındırma (n=10), dördüncü gruptaki örneklere gren boyutu 150 µm olan elmas frezler (Meisinger, Hansemannstr, Neuss, Germany) ile aşındırma işlemi uygulandı (n=10) (Tablo 3).

Tablo 4. Örnek grupları ve uygulanan yüzey işlemleri

YÜZEY İŞLEMİ				
SİSTEM	Kontrol	Kumlama	Aşındırma (50 µm)	Aşındırma (150 µm)
Copran	10	10	10	10
Turcom-cera	10	10	10	10

3.2.1. Kumlama

Her iki sistemdeki kumlama işlemi uygulanacak örnekler 125 µm çapında Al₂O₃ partikülleriyle (RocatecTMPre; 3M ESPE, St. Paul, MN, U.S.A.) kumlandı (Kavo EWL, Type 5423, Biberach, Germany). Kumlama işlemi sırasında standardizasyon sağlayabilmek için bir düzenek hazırlandı (Resim 7). Biri sabit olmak üzere birbirine paralel iki levhadan oluşan düzenek, levhalardan sabit olan kumlama cihazının uç kısmını, hareketli olan ise örnekleri sabit bir pozisyonda tutacak şekilde hazırlandı. Kumlama cihazının içine yerleştirilen düzende hareketli olan levha sabit parçadan 20 mm uzaklıkta olacak şekilde ayarlandı. Hareketli olan levhanın üzerinde merkezi kumlama ucu ile aynı doğrultuda bulunan, 25 mm uzunlukta ve 4 mm genişlikte örnekleri sabit olarak tutan bir yuva bulunmaktadır. Örnekler bu yuvaya yerleştirildikten sonra 4,8 bar basınç altında 10 saniye süre ile kumlandı.



Resim 7. Kumlama işlemi standardizasyonunu sağlayan düzenek

3.2.2. Aşındırma

Örneklerin aşındırılması için gren boyutu 50 μm ve 150 μm olan elmas frezler (Meisinger, Hansemanstr, Neuss, Germany) kullanıldı (Resim 8). Frez, laboratuvar piyasemenine (Ultimate 500K; NSK, Kanuma, Japan) monte edildi. Motorun dönme hızı 20000 min^{-1} olarak ayarlanarak sabitlendi. Örnekler, ortalama 100 g olarak kabul edilen parmak basıncı ile 0,1 mm materyal kaldırılarak aşındırıldı (Resim 9). Aşındırma esnasında örneklerin farklı bölgelerinde dijital kumpas (Alpha-tools, Mannheim, Germany) ile ölçümler yapıldı (Resim 10). Örneklerin kalınlığı aşındırılarak 2 mm' den 1.9 mm ($\pm 0,02$ mm) kalınlığa gelecek şekilde ayarlandı. Her bir test grubu için standardizasyon sağlamak amacıyla farklı bir frez kullanıldı.



Resim 8. Elmas Frezler



Resim 9. Örneklerin aşındırılması



Resim 10. 1.9 mm kalınlığındaki örneklerin kumpas ile kontrolü

Yüzey işlemleri uygulandıktan sonra örnekler distile su içeren ultrasonik banyoda (Euronda; Erosonic Energy, Italy) 3 dakika süreyle temizlendi.

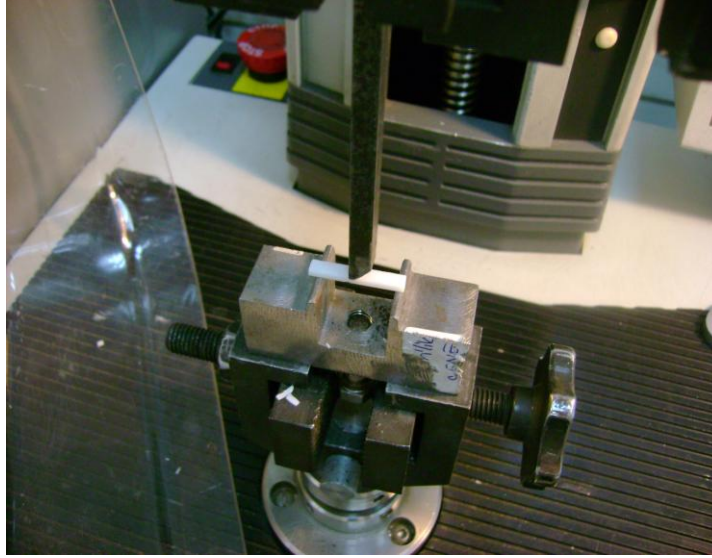
3.3. Tek Eksenli Bükülme Testi

Tek eksenli bükülme dayanıklılığı testi, ISO 6872 standardına uygun olarak universal test cihazı (Lloyd Instron, Lloyd UK Ltd., England) ile yapıldı (Resim 11). Uniaksiyel bükülme testi olarak üç nokta eğilme testi uygulandı. Örnekler aralarında 20 mm bulunan dairesel çelik barların üzerine merkezi olarak konumlandı (Resim 12). Ardından dairesel bir çelik bar ile destek barların tam orta noktasından örneğin uzun aksına dik olacak şekilde dakikada 1mm hızla kuvvet uygulandı. Numunenin kırıldığı andaki kuvvet, bilgisayar tarafından

Newton cinsinden kaydedildi (Resim 13). Biz çalışmamızda Newton cinsinden elde ettiğimiz sonuçları ISO 6872'nin uniaksiyel bükme testi için düzenlemiş olduğu formülle MPa cinsine çevirdik.



Resim 11. Uniaksiyel bükülme Testi Cihazı ' Instron'



Resim 12. Örneklerin konumlandırılması



Resim 13. Sonuçları Newton cinsinden elde edilmesi

3.4. İstatistik Analiz

Gruplarının bükülme deneyi sonrasında elde edilen dayanım değerleri, ortalamaları ve standart sapma değerleri hesaplandı. Bu çalışmada kullanılan zirkonyum ve alümina esaslı tam porselen sistemlerine ait örnekler üzerine uygulanan yüzey işlemleri sonucu elde edilen bükülme dayanıklılığı verileri tek yönlü varyans analizi (one-way ANOVA) ile değerlendirildi. Grupların karşılaştırılmasında ise Duncan testi kullanıldı. İstatiksel anlamlılık $p < 0,05$ olarak kabul edildi.

4. BULGULAR

İki farklı tam porselen sistemine ait zirkonya ve alümina esaslı örneklerle kumlama ve farklı gren boyutuna sahip frezler ile aşındırma işlemi uygulandı. Bükülme dayanımı testi yapıldı ve elde edilen sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirildi.

4.1. Tek Eksenli Bükülme Dayanıklılığı Testi Bulguları

Zirkonya örneklerine uygulanan tek eksenli bükülme dayanıklılığı testi sonucunda elde edilen veriler Tablo 5 'de gösterilmiştir.

Tablo 5. Zirkonya örneklerine uygulanan tek eksenli bükülme dayanıklılığı testi sonuçları (Mpa)

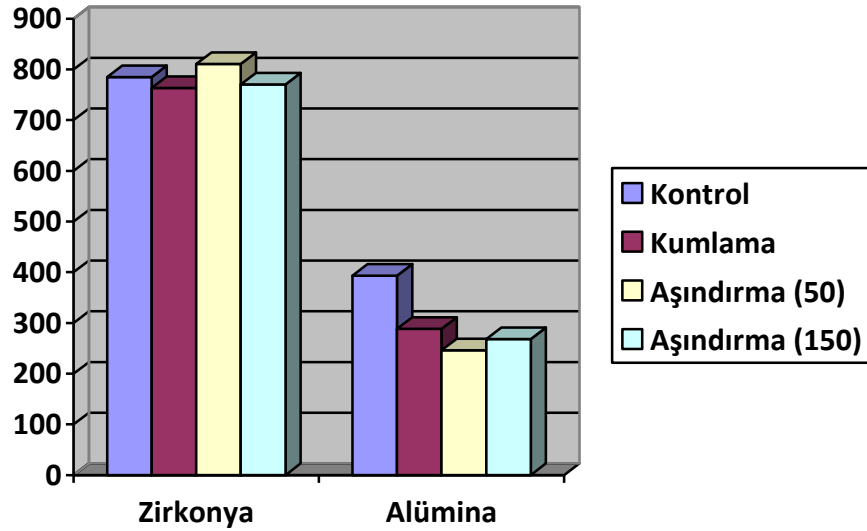
Örnek no	Kontrol	Kumlama	Aşındırma (50 µm)	Aşındırma (150 µm)
1	939,8664	1061,2743	798,7516	858,1120
2	558,0749	818,8611	484,2593	972,5534
3	797,2165	787,1977	741,2123	748,6659
4	667,0864	770,8002	650,6341	587,6230
5	892,3134	735,3866	787,4478	833,5858
6	571,7203	516,6921	986,7735	563,5506
7	865,4324	899,2710	1070,1562	705,2988
8	951,8332	545,9659	848,1810	930,9811
9	693,0463	572,5601	680,5656	671,8065
10	909,3044	926,4122	1058,7237	830,8295

Alümina esaslı örneklerle uygulanan tek eksenli bükülme dayanıklılığı testi sonucunda elde edilen veriler Tablo 6 'da gösterilmiştir.

Tablo 6. Alümina esaslı örneklerle uygulanan tek eksenli bükülme dayanıklılığı testi sonuçları (Mpa)

Örnek no	Kontrol	Kumlama	Aşındırma (50 µm)	Aşındırma (150 µm)
1	437,0870	267,4010	232,2242	238,2001
2	433,1877	260,9980	222,7535	221,9571
3	430,8904	365,4661	233,2636	307,6428
4	405,6582	309,5190	223,6048	325,2841
5	468,7969	363,3387	359,2391	356,0411
6	295,4771	207,0919	198,1526	201,7544
7	514,9473	325,4245	298,8421	351,1691
8	355,7619	258,1648	257,3063	234,3827
9	197,9151	296,7442	197,7309	191,8182
10	389,8501	227,2269	238,9706	254,4358

Test gruplarına ait ortalama bükülme dayanıklılık değerleri Grafik 1'de gösterilmiştir.



Grafik 1. Örneklerin ortalama bükülme dayanıklılık değerleri.

4.1.1. Yüzey İşlemlerinin Zirkonya Örneklerin Bükülme Dayanıklılığına Etkisi

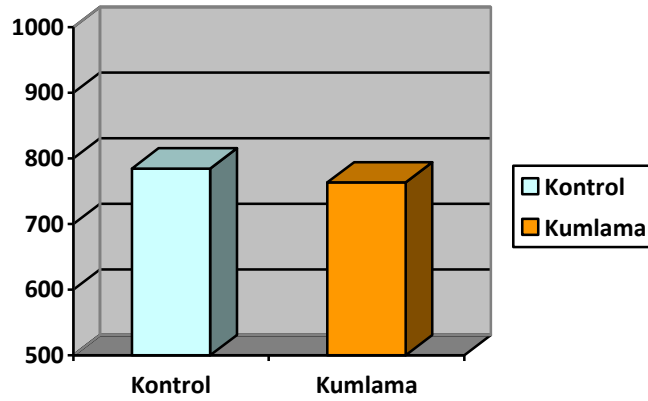
Zirkonya örnekler ve uygulanan yüzey işlemleri arasındaki ortalama bükülme dayanıklılıkları arasındaki farklılıklarının istatistik olarak önemli olup olmadıkları Duncan Testi ile belirlendi.

Kontrol grubu ve kumlama işlemi uygulanan örneklerin arasındaki ortalama bükülme dayanıklılıkları farklarının istatistiksel değerlendirilmesi Tablo 7’de verilmiştir.

Tablo 7. Kumlama ve kontrol grubu arasındaki ortalama bükülme dayanıklılıkları farklarının istatistik değerlendirmesi

Yüzey işlemi	Örnek Sayısı	Ortalama	Standart Hata	Standart Sapma	En Düşük	En Yüksek
Kontrol	10	784,5895 ^A	47,6963	150,8288	558,0749	951,8333
Kumlama	10	763,4422 ^A	56,0562	177,2653	516,6922	1061,2744

Grupların ortalama bükülme dayanıklılıkları harfler ile işaretlenmiştir, aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak önemli değildir ($p > 0,05$)



Grafik 2. Kumlama ve kontrol grubu arasındaki ortalama bükülme dayanıklılığı grafiği

Tek eksenli bükülme dayanıklılığı verilerinin analizi sonucunda; kumlama işlemi uygulanan zirkonya örnekler ve kontrol

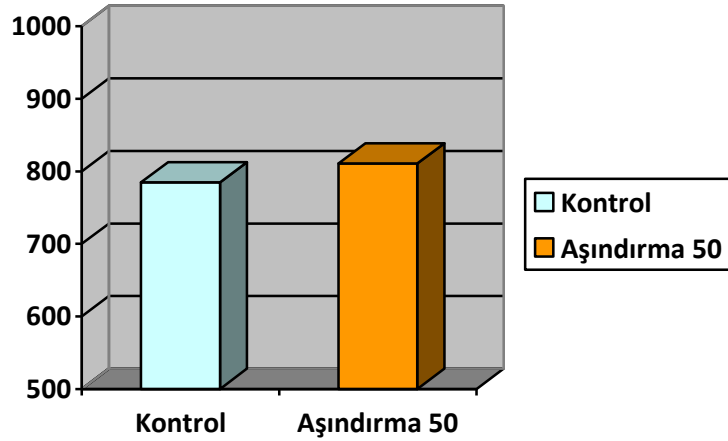
grubu örneklerinin bükülme dayanıklılıkları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir ($p > 0,05$).

Kontrol grubu ve 50 μm gren boyutundaki elmas frezler ile aşındırma işlemi uygulanan örneklerin arasındaki ortalama bükülme dayanıklılıkları farklarının istatistiksel değerlendirilmesi Tablo 8'de verilmiştir.

Tablo 8. Aşındırma (50 μm) ve kontrol grubu arasındaki ortalama bükülme dayanıklılıkları farklarının istatistik değerlendirilmesi

Yüzey işlemi	Örnek Sayısı	Ortalama	Standart Hata	Standart Sapma	En Düşük	En Yüksek
Kontrol	10	784,5895 ^A	47,6963	150,8288	558,0749	951,8333
Aşındırma(50 μm)	10	810,6705 ^A	59,2426	187,3415	484,2593	1070,1562

Grupların ortalama bükülme dayanıklılıkları harfler ile işaretlenmiştir, aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak önemli değildir ($p > 0,05$)



Grafik 3. Aşındırma (50 μm) ve kontrol grubu arasındaki ortalama bükülme dayanıklılığı grafiği

Tek eksenli bükülme dayanıklılığı verilerinin analizi sonucunda; 50 μm gren boyutuna sahip elmas frezler ile aşındırma işlemi uygulanan zirkonya örnekler ve kontrol grubu örneklerinin

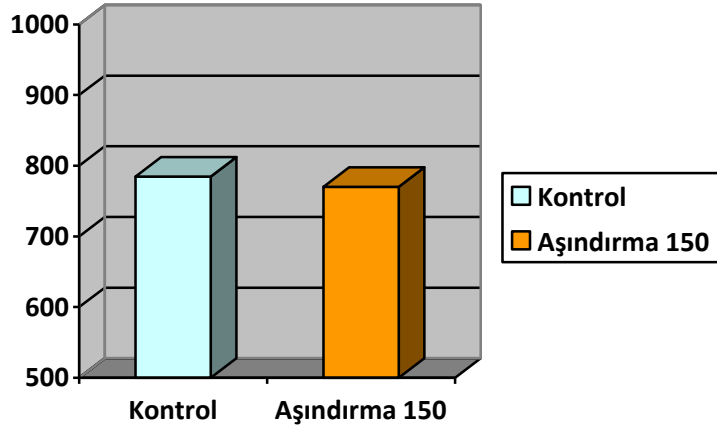
bükülme dayanıklılıkları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir ($p > 0,05$).

Kontrol grubu ve 150 μm gren boyutundaki elmas frezler ile aşındırma işlemi uygulanan örneklerin arasındaki ortalama bükülme dayanıklılıkları farklarının istatistiksel değerlendirilmesi Tablo 9'da verilmiştir.

Tablo 9. Aşındırma (150 μm) ve kontrol grubu arasındaki ortalama bükülme dayanıklılıkları farklarının istatistik değerlendirilmesi

Yüzey işlemi	Örnek Sayısı	Ortalama	Standart Hata	Standart Sapma	En Düşük	En Yüksek
Kontrol	10	784,5895 ^A	47,6963	150,8288	558,0749	951,8333
Aşındırma(150 μm)	10	770,3007 ^A	43,7944	138,4899	563,5506	972,5534

Grupların ortalama bükülme dayanıklılıkları harfler ile işaretlenmiştir, aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak önemli değildir ($p > 0,05$)



Grafik 4. Aşındırma (150 μm) ve kontrol grubu arasındaki ortalama bükülme dayanıklılığı grafiği

Tek eksenli bükülme dayanıklılığı verilerinin analizi sonucunda ; 150 μm gren boyutuna sahip elmas frezler ile aşındırma işlemi uygulanan zirkonya örnekler ve kontrol grubu örneklerinin bükülme dayanıklılıkları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir ($p > 0,05$).

4.1.2. Yüzey İşlemlerinin Alümina Örneklerin Bükülme Dayanıklılığına Etkisi

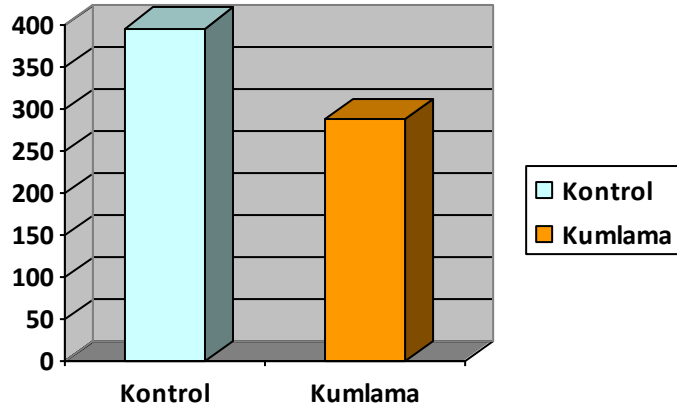
Alümina örnekler ve uygulanan yüzey işlemleri arasındaki ortalama bükülme dayanıklılıkları arasındaki farklılıkların istatistik olarak önemli olup olmadıkları Duncan Testi ile belirlendi.

Kontrol grubu ve kumlama işlemi uygulanan örneklerin arasındaki ortalama bükülme dayanıklılıkları farklarının istatistiksel değerlendirilmesi Tablo 10'da verilmiştir.

Tablo 10. Kumlama ve kontrol grubu arasındaki ortalama bükülme dayanıklılıkları farklarının istatistik değerlendirmesi

Yüzey işlemi	Örnek Sayısı	Ortalama	Standart Hata	Standart Sapma	En Düşük	En Yüksek
Kontrol	10	392,9572 ^B	28,8167	91,1265	197,9151	514,9473
Kumlama	10	288,1376 ^A	16,9640	53,6448	207,0919	365,4662

Grupların ortalama bükülme dayanıklılıkları harfler ile işaretlenmiştir, aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak önemli değildir ($p > 0,05$)



Grafik 5. Kumlama ve kontrol grubu arasındaki ortalama bükülme dayanıklılığı grafiği

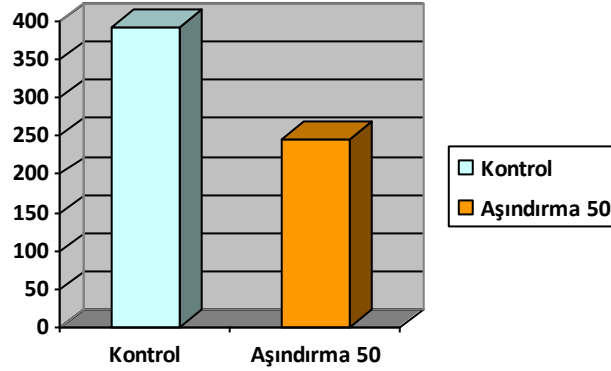
Tek eksenli bükülme dayanıklılığı verilerinin analizi sonucunda ; kumlama işlemi uygulanan alümina örnekler ve kontrol grubu örneklerinin bükülme dayanıklılıkları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmiştir ($p < 0,05$).

Kontrol grubu ve 50 μm gren boyutundaki elmas frezler ile aşındırma işlemi uygulanan örneklerin arasındaki ortalama bükülme dayanıklılıkları farklarının istatistiksel değerlendirilmesi Tablo 11'de verilmiştir.

Tablo 11. Aşındırma (50 μm) ve Kontrol grubu arasındaki ortalama bükülme dayanıklılıkları farklarının istatistik değerlendirilmesi

Yüzey işlemi	Örnek Sayısı	Ortalama	Standart Hata	Standart Sapma	En Düşük	En Yüksek
Kontrol	10	392,9572 ^B	28,8167	91,1265	197,9151	514,9473
Aşındırma(50 μm)	10	246,2088 ^A	15,5654	49,2222	197,7309	359,2391

Grupların ortalama bükülme dayanıklılıkları harfler ile işaretlenmiştir, aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak önemli değildir ($p > 0,05$)



Grafik 6. Aşındırma (50 μm) ve kontrol grubu arasındaki ortalama bükülme dayanıklılığı grafiği

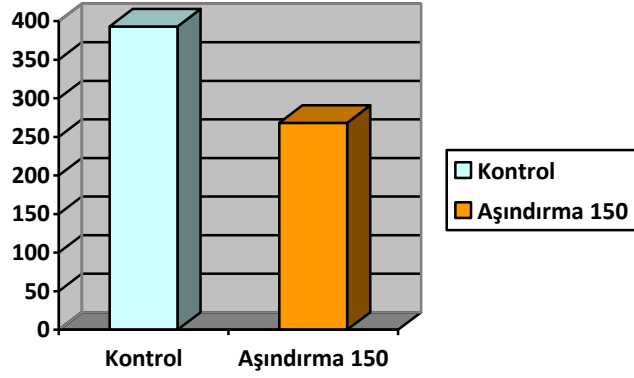
Tek eksenli bükülme dayanıklılığı verilerinin analizi sonucunda; 50 μm gren boyutuna sahip elmas frezler ile aşındırma işlemi uygulanan alümina örnekler ve kontrol grubu örneklerinin bükülme dayanıklılıkları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmiştir ($p < 0,05$).

Kontrol grubu ve 150 μm gren boyutundaki elmas frezler ile aşındırma işlemi uygulanan örneklerin arasındaki ortalama bükülme dayanıklılıkları farklarının istatistiksel değerlendirilmesi Tablo 12'de verilmiştir.

Tablo 12. Aşındırma (150 μm) ve Kontrol grubu arasındaki ortalama bükülme dayanıklılıkları farklarının istatistik değerlendirilmesi

Yüzey işlemi	Örnek Sayısı	Ortalama	Standart Hata	Standart Sapma	En Düşük	En Yüksek
Kontrol	10	392,9572 ^B	28,8167	91,1265	197,9151	514,9473
Aşındırma(150 μm)	10	268,2686 ^A	19,4465	61,4951	191,8182	356,0412

Grupların ortalama bükülme dayanıklılıkları harfler ile işaretlenmiştir, aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak önemli değildir ($p > 0,05$)



Grafik 7. Aşındırma (150 μm) ve kontrol grubu arasındaki ortalama bükülme dayanıklılığı grafiği

Tek eksenli bükülme dayanıklılığı verilerinin analizi sonucunda ; 150 μm gren boyutuna sahip elmas frezler ile aşındırma işlemi uygulanan alümina örnekler ve kontrol grubu örneklerinin bükülme dayanıklılıkları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmiştir ($p < 0,05$).

4.1.3. Uygulanan yüzey işlemlerinin bükülme dayanıklılığına etkisi

Uygulanan yüzey işlemlerinin arasındaki ortalama bükülme dayanıklılıkları açısından istatistiksel olarak değerlendirilmesi Tablo 13'de verilmiştir.

Tablo 13. Uygulanan yüzey işlemleri arasındaki ortalama bükülme

dayanıklılıkları farklarının istatistik değerlendirmesi

Yüzey işlemleri	Örnek Sayısı	Ortalama	Standart hata	Standart sapma	En düşük	En yüksek
Kumlama	20	525,7899 ^A	61,5219	275,1344	207,0919	1061,2744
Aşındırma(50 µm)	20	528,4397 ^A	71,2808	318,7774	197,7309	1070,1562
Aşındırma(150 µm)	20	519,2846 ^A	62,1296	277,8518	191,8182	972,5534
Kontrol	20	588,7733 ^A	52,4745	234,6733	197,9151	951,8333

Materyal göz önüne alınmaksızın yüzey işlemlerinin her iki gruba ait örneklerin tek eksenli bükülme dayanıklılığı üzerindeki etkisi incelendiğinde istatistiksel açıdan önemli bir fark bulunamamıştır ($p > 0,05$).

Zirkonya ve Alümina örneklere uygulanan yüzey işlemlerinin tek yönlü varyans analizi (one way ANOVA) ile istatistiksel değerlendirilmesi yapılmıştır (Tablo 14).

Tablo 14. Zirkonyum ve Alümina örneklere uygulanan yüzey işlemlerinin tek yönlü varyans analizi ile istatistiksel değerlendirilmesi

		Kareler Toplamı	Serbestlik Dereceleri	Ortalama Kare	Oran	Olasılık
Zirkonya	Gruplar arası	13097,201	3	4365,734	,161	,922
	Grup içi	976037,514	36	27112,153		
	Tüm örnekler	989134,715	39			
Alumina	Gruplar arası	126772,327	3	42257,442	9,722	,000
	Grup içi	156476,543	36	4346,571		
	Tüm örnekler	283248,870	39			

Zirkonya örnekler incelendiğinde grupların ortalama bükülme dayanıklılığı değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Alümina örnekler incelendiğinde grupların ortalama

bükölme dayanıklılığı değerleri arasındaki fark istatıksel olarak anlamlı bulunmuştur.

5. TARTIŞMA

Metal destekli restorasyonların bir alternatifi olan tam seramik restorasyonlar üstün estetik özellikleri ve biouyumlulukları sayesinde gün geçtikçe hastalar ve hekimler tarafından daha çok tercih edilmektedirler⁹⁰. Alümina ve zirkonya esaslı seramikler yüksek dayanıklılıkları ve estetik özelliklerinden dolayı dental protetik restorasyonların yapımında sıklıkla kullanılmaktadır⁹⁶.

In-ceram alümina alt yapıların dayanıklılıkları pek çok tam seramik sisteminden üstündür ve anterior bölgede tek kron ve üç üyeli köprülerin yapımında sıklıkla kullanılmaktadırlar^{7,97}. Alümina alt yapıların klinik olarak başarılı bir şekilde kullanılmalarına rağmen, son yıllarda zirkonyum oksit alt yapılar yüksek dayanıklılığı ve biyouyumluluğu sayesinde daha yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır.

Bunlardan klinik uygulamaları en yaygın olanı itriyum ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit polikristalleridir (Y-TZP). Sinterleme sonrasında oldukça sert olan bu materyaller genellikle yarı sinterize bloklardan CAD/CAM teknolojisi kullanılarak hazırlanmaktadır⁸. Y-TZP materyalleri endodontik postlarda, ortodontik braketlerde, anterior ve posterior sabit bölümlü protezlerin yapımında kullanılmaktadır⁹⁸.

Tam seramik restorasyonların ağız içerisinde kullanılabilmesi için yeterli dayanıklılığa sahip olmaları gerekmektedir. Ancak metal destekli porselenlere oranla yüklenebilme kapasitelerinin azlığı önemli bir problem oluşturmaktadır. Çiğneme kuvvetlerinin çok yüksek olduğu posterior bölge köprü restorasyonlarında bu sorun daha çok karşımıza çıkmaktadır⁹⁹.

Kron ve köprü restorasyonları çiğneme ve yutkunma sırasında aralıklı oklüzal kuvvetlere maruz kalmaktadırlar. Kiliaraidis ve

arkadaşları¹⁰⁰ , birinci molar bölgede en yüksek ısırma kuvvetini erkeklerde 807 N, kadınlarda 650 N olduğunu bildirmişlerdir. Gibbs ve arkadaşları¹⁰¹, posterior bölgede özellikle birinci molar dişlerde en yüksek ısırma kuvvetinin 300-880 N olabileceğini ve diş sıkma alışkanlığına sahip bireylerde bu ısırma kuvvetlerinin normal bireylere göre 6 kat daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Ağız içi ortamda oluşan kuvvetler göz önüne alındığında, posterior bölgeye uygulanan tam seramik kron ve köprü protezlerinin başarılı olabilmesi için 150-665 N oklüzal kuvvetlere dayanabilmesi gerekmektedir^{102,103}.

Dayanıklılık materyalin kırıldığı an kaydedilen en yüksek stres olarak tanımlanır ve dental seramikler gibi kırılğan materyallerin başarısını belirleyen önemli bir mekanik özelliktir⁵³. Metal desteksiz seramik restorasyonlarda kullanılan alt yapı seramiklerinin dayanıklılıklarını değerlendirmek için farklı laboratuvar testleri kullanılmaktadır. Bükülme dayanıklılığı testleri, dayanıklılığı etkileyen değişik faktörlerin değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılmaktadır. Seramiklerin dayanıklılık değerlerindeki farklılıklar, örneklerin üretim tekniği ve içerdiği çatlak miktarından etkilenmektedir. Bunların dışında, kullanılan test yöntemi, örnek boyutları, test ortamı, yükleme hızı, yüzey bitim şekli ve örneğin stres uygulanan alanı seramik materyallerinin dayanıklılığını belirleyen diğer faktörlerdir⁵³.

Yapılan araştırmalarda seramik materyallerinin dayanıklılığını test etmek amacıyla çeşitli metotlar kullanılmaktadır. Literatürde bir materyalin dayanıklılık değerleri ile ilgili farklı sonuçlar bildirilmektedir. Bu farklılık hazırlanan örneklerin şekilleri ve test metotlarındaki farklılıklardan kaynaklanmaktadır¹⁰⁴.

Dental seramiklerin bükülme dayanıklılığını belirlemede tek eksenli bükülme testleri^{7,14,31,33,51,86} ve iki eksenli bükülme testleri^{40,44} kullanılmaktadır. Tek eksenli bükülme testleri üç nokta bükülme testi ve dört nokta bükülme testleridir. Tek eksenli bükülme testlerinden üç

nokta bükülme testi çalışmalarda sıklıkla kullanılan bir test metotudur^{31,33,86}. Uluslar arası Standartlar Organizasyonu (ISO 6872) ve Amerikan Dişhekimleri Birliği (ADA) üç nokta bükülme testinin dental seramiklerin dayanıklılıklarının değerlendirilmesi için uygun ve güvenilir bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir^{7,33,92}.

Çalışmamızda, ISO' nun dayanıklılık deneyi için hazırladığı 6872 spesifikasyonuna uygun olarak hazırlanan 2x4x25 mm boyutlarındaki alümina ve Y-TZP alt yapı seramiklerine ait örneklerin bükülme dayanıklılığı değerlerini belirlemek için tek eksenli bükme testlerinden üç nokta bükülme testi kullanılmıştır. Üç nokta bükülme testinde, dikdörtgen şeklindeki örnek iki silindirik destek üzerinde yerleştirilerek desteklenmekte ve orta noktadan yük uygulanmaktadır. Dikdörtgen şeklindeki örnek, aralarında 20 mm mesafe bulunan dairesel çelik barların üzerine merkezi olarak konumlandırılmıştır.

Alümina ve zirkonya esaslı seramiklerin mekanik özelliklerini inceleyen pek çok araştırma yapılmıştır^{3,5,8,68,93,105,106}.

Al-Makramani ve arkadaşları¹⁰⁷, Turcom-cera, In-ceram ve Vitadur-N numunelerine üç top üstünde piston testini uygulamışlardır. Elde edilen sonuçlara göre ortalama bükülme dayanıklılığı değerleri sırasıyla; Turcom-cera 506.8±87.01 Mpa, In-Ceram 347.4±28.83 MPa ve Vitadur-N 128.7±12.72 MPa olduğu bildirilmiştir. Sonuç olarak, üç kor seramiği arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu ve Turcom-cera materyalinin In-ceram ve Vitadur-N materyallerine nazaran daha yüksek bükülme dayanıklılığına sahip olduğu bildirilmiştir.

Bona ve arkadaşları¹⁰⁶, In-Ceram Alümina, Vitro-Ceram ve Turcom-Cera materyallerine ait 1.2x4x25 mm boyutundaki örneklerinin dayanıklılıklarını ve özelliklerini incelemişlerdir. Elde ettikleri sonuçta göre üç nokta bükülme testi sonrası ortalama bükülme dayanıklılıkları sırasıyla; In-Ceram Alümina 489 Mpa, Vitro-Ceram 529 Mpa, Turcom-

Cera 332 Mpa olarak bildirilmiştir. Bona, In-Ceram Alümina ve Vitro-Ceram örneklerinin bükülme dayanıklılıkları arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını, Turcom-cera örneklerinin ise her iki örnekten istatistiksel olarak daha düşük değerde olduğunu bildirmiştir. Bizim çalışmamızda ise Turcom-cera materyalinin kontrol grubunda 392 Mpa ortalama bükülme dayanıklılığı bulunmuştur. Bona ve arkadaşlarının çalışmasındaki değerin daha düşük olmasının sebebi deneyde kullanılan örneklerin kalınlığının (1.2 mm) bizim çalışmamızda kullanılan örneklerin kalınlığından (2 mm) daha düşük olması olabilir.

Seghi ve arkadaşları³¹, In-ceram Alümina, In-Ceram Spinel ve In-Ceram Zirkonya örneklerini bar şeklinde hazırlamışlar ve üç nokta bükülme testi uygulamışlardır. Elde ettikleri sonuçlara göre ortalama bükülme dayanıklılıkları sırasıyla; In-Ceram Alümina 446 Mpa, In-Ceram Spinel 337 Mpa, In-Ceram Zirkonya 603 Mpa olarak bildirilmiştir.

Chong ve arkadaşları¹⁰⁸, 20 ± 0.1 mm x 6.0 ± 0.1 mm x 1.0 ± 0.1 mm boyutlarında hazırladıkları 10' ar adet In- Ceram Alümina ve In-Ceram Zirkonya örneklerine üç nokta bükme testi uygulamışlardır. Ortalama bükülme dayanıklılıkları In- Ceram Alümina için 362 Mpa ve In-Ceram Zirkonya için 513 Mpa olarak bildirilmiştir. Sonuç olarak In-Ceram Zirkonya sisteminin istatistiksel olarak In-Ceram Alümina' dan daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda bu araştırmanın sonuçları ile benzerlik göstermektedir.

Yılmaz ve arkadaşları⁴⁴, Finesse, Cergo, IPS Empress, In-Ceram Alumina, In-Ceram Zirkonya, ve Cercon Zirkonya örneklerine üç top üstünde piston testi uygulamışlardır. Elde edilen sonuçlara göre materyallerin ortalama bükülme dayanıklılıkları sırasıyla; Finesse 88 Mpa, Cergo 95 Mpa, IPS Empres 101 Mpa, In-Ceram Alümina 341 Mpa, In-Ceram Zirkonya 542 Mpa ve Cercon Zirkonya 1141 Mpa olarak bildirilmiştir.

Tan ve arkadaşları¹⁰⁹, % 0,0125 oranında silikon karbid lifleri ile güçlendirilmiş In-Ceram Alümina, % 0,25 oranında silikon karbid lifleri ile güçlendirilmiş In-Ceram Alümina ve slip-casting tekniği ile hazırladıkları In-Ceram Alümina kontrol grubuna ait 4mm x1.2mm x 25mm \pm 0.05mm boyutundaki örneklere üç nokta bükme testi uygulamışlardır. Elde edilen sonuçlara göre ortalama bükülme dayanıklılıkları kontrol grubu örneklerin 482 Mpa, % 0,0125 oranında fiber ilave edilmiş grubun 447 Mpa, % 0,25 oranında fiber ilave edilmiş grubun ise 411 Mpa olduğu bildirilmiştir. Yaptıkları çalışma sonucunda In-Ceram yapısına silikon karbid fiber ilavesinin bükülme dayanıklılığına istatistiksel olarak önemli bir etkisinin olmadığını belirtmişlerdir.

Tinschert ve arkadaşları¹¹⁰, Cerec MarkII, Dicor, In-Ceram Alümina, IPS Empres ve Zirkonya-TZP materyallerinden hazırladıkları 30' ar adet örneğe dört nokta bükme testi uygulamışlardır. Elde ettikleri sonuçlara göre ortalama bükülme dayanıklılıkları sırasıyla Cerec MarkII 86 Mpa, Dicor 70 Mpa, In-Ceram Alümina 429 Mpa, IPS Empres 84 Mpa, Zirkonya-TZP 913 Mpa olarak bildirilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan alümina esaslı alt yapı seramiğinin uygulanan yüzey işlemleri sonrası tek eksenli bükülme dayanıklılığı değerleri incelendiğinde, kumlama işlemi, 50 μ m gren boyutuna sahip elmas frez ile aşındırma işlemi ve 150 μ m gren boyutuna sahip elmas frez ile aşındırma işlemi uygulanan örnekler kontrol grubuna oranla daha düşük bükülme dayanıklılığı göstermiştir. Yüzey işlemi uygulanan 3 grup ve kontrol grubu arasındaki fark istatistik olarak anlamlı bulunmuştur.

Literatürde bildirilen bazı çalışmaların bükülme dayanımı sonuçları N (Newton) cinsinden bildirilmiştir. Biz çalışmamızda N cinsinden elde ettiğimiz sonuçları ISO 6872'nin uniaksiyel bükme testi

için düzenlemiş olduğu formülle MPa cinsine çevirdik. Dolayısıyla bu farklı birimlerdeki sonuçları kıyaslamak standardizasyon açısından uygun olmayabilir.

Alümina ve Y-TZP örneklerimiz benzer çalışmalarda uygulanan yöntemlerle uluslar arası standartların (ISO 6872) ve üretici firmaların talimatlarına uyularak hazırlanmıştır. Turcom-cera örnekler toz-likit oranına dikkat edilerek, üretici firma talimatları doğrultusunda karıştırılıp, soğutmalı vibrasyon altında slip elde edilmiştir. Örnekler için hazırlanan plastik kalıplar, slip içindeki likit fazlasının kurumması için üstü ve altı açık olacak şekilde hazırlanmıştır^{42,108,110}. Örnekler iki aşamalı fırınlama içeren üretim tekniğinde üreticinin talimatları doğrultusunda sinterlenmiş ve daha sonra cam infiltrasyonu yapılmıştır.

Y-TZP örneklerin 2x4x25 mm boyutunda tasarımı yapılmış ve veriler sistemin freze ünitesine aktarılmıştır. Örnek boyutuna uygun olarak seçilen yarı sinterize Y-TZP bloklar kullanılarak, örnekler freze ünitesinde su soğutması altında sekilendirilmiştir.

Tam seramik sistemlerin üretimlerinin çeşitli aşamalarında uygulanan işlemler, yüzey hasarı ve çatlaklara sebep olmaktadır. Bu işlemlerden özellikle zirkonya esaslı tam seramik kronların üretim sırasındaki kesme ve aşındırma işlemleri, bitmiş restorasyonun prepare edilmiş dişe uyumlanması sırasında yapılan aşındırma ve kumlama işlemleri materyalin mekanik özelliklerini etkilemektedir^{14,20}.

Aşındırma işlemi, zirkonya esaslı seramiklerin yüzeyinde sıkıştırıcı stres tabakası oluşturarak dayanıklılığı artırma ve yüzeyde derin çatlaklar meydana getirerek dayanıklılığı azaltma gibi iki farklı etkiye sebep olabilmektedir.

Zirkonya esaslı alt yapı seramiklerine uygulanan yüzey işlemlerinden bir tanesi de Al_2O_3 partikülleri ile yapılan kumlama işlemidir.

Çalışmamızda örneklerin aşındırılması amacıyla 50 μm ve 150 μm gren boyutundaki elmas frezler kullanılmıştır. Aşındırma işlemi, ortalama 100 gr olduğu kabul edilen¹¹¹ parmak basıncı uygulayarak gerçekleştirilmiştir. Uygulanan aşındırma işlemi sırasında kullanılan frezler örnek yüzeyinde çeşitli yönlerde hareket ettirilerek örnek yüzeyinden 0,1 mm materyal kaldırılmıştır.

Kumlama işlemini bütün örnekler için standart hale getirmek amacıyla bir düzenek hazırlanmıştır. Hazırlanan düzende örnekler kumlama ucundan 20 mm uzaklıkta ve merkezleri aynı doğrultuda olacak şekilde sabitlenmiştir. Bu düzende örnekler, kumlama ucundan 2 cm uzaklıkta ve merkezleri aynı doğrultuda olacak şekilde sabitlenmiştir^{86,112}. Çalışmamızda 125 μm boyutundaki Al_2O_3 partikülleri kullanılmıştır.

Zirkonya; monoklinik, tetragonal ve kübik fazlarda bulunabilen ve sıcaklık değişimleriyle faz değiştirebilen bir materyaldir. Zirkonyayı, oda sıcaklığında stabilize etmek amacıyla yapısına az miktarda CaO , MgO , CeO_2 , Y_2O_3 gibi stabilize edici oksitler ilave edilmektedir. Stabilize edilen zirkonya materyalleri arasında en sık kullanılan itriyum oksit (Y_2O_3), saf zirkonya ağırlığının % 2-3' ü oranında ilave edilmesiyle elde edilen itriyum-tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) dir. Y-TZP; gerilim stresleri, aşındırma, sinterizasyon sonrası soğuma ve yüksek kuvvetler gibi dış streslerin sebep olduğu bir çatlığın başlangıç aşamasında, tetragonal fazdan monoklinik faza geçmekte ve faz değişimi hacimde % 3-5' lik bir artışa yol açmaktadır^{68,79}. Hacim artışı çatlığın ilerlemesini durdurarak materyali güçlendirmektedir. Bu özelliğe transformasyon sertliği adı verilmektedir.

Zirkonya seramiklere farklı yüzey işlemleri uygulayarak, etkilerini inceleyen bir çok çalışma yapılmıştır^{78,85,112,113}.

Denry ve Holloway¹¹⁴, Y-TZP esaslı seramiklere aşındırma ve polisaj işlemleri sonrası mikro yapıdaki ve kristal şeklindeki değişimleri incelemek amacıyla bir araştırma yapmışlardır. Aşındırma işlemi için 30-40µm boyutunda ince gren boyutuna sahip elmas frez kullanmışlardır. Polisaj için, 0,5µm'a kadar incelen aşındırıcıları kullanarak ardından polisaj patı uygulanmıştır. Yapılan çalışma sonucunda, aşındırılmış örneklerin (1189 ± 250 Mpa) kontrol grubuna (944 ± 156 Mpa) göre daha yüksek dayanıklılık gösterdiği bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda kullandığımız 50 µm boyutunda ince gren boyutuna sahip elmas frez kullanarak aşındırma işlemi uyguladığımız örnekler kontrol grubuna göre daha yüksek dayanıklılık göstermiştir. Bu açıdan, bu sonuç bizim çalışmamız ile benzerlik göstermektedir.

Papanagiotou ve ark.¹⁴, 25mm x 4mm x 2mm boyutlarıdaki Y-TZP materyaline ait örnekler düşük sıcaklıklarda eskitme, kumlama ve polisaj işlemi uygulayarak materyalin bükülme dayanıklılığı ve yapısal stabilitesine olan etkisini araştırmışlardır. Üç nokta bükülme dayanıklılığı testi sonucunda düşük sıcaklıklarda yaşlandırma işlemleri ve parlatma işlemi materyalin dayanıklılığını azaltmamış, kumlama işlemi ise dayanıklılığı artırıcı bir etki göstermiştir.

Guazzato ve arkadaşları⁸⁸, Y-TZP seramiklere uygulanan kumlama, aşındırma, polisaj ve ısı işlemlerinin bükülme dayanıklılığına olan etkilerini incelemişlerdir. Yapılan yüzey işlemleri sonrasında bütün örnekler üç nokta bükme testi uygulanmıştır. Elde edilen sonuçlara göre uygulanan kumlama ve aşındırma işlemlerinin Y-TZP seramiğin bükülme dayanıklılığını artırdığı, ısı ve polisaj işlemlerinin ise dayanıklılığı azalttığı bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda da aşındırma ve kumlama işlemleri sonrası üç nokta bükme testi uygulanmıştır ve 50

μm gren boyutlu elmas frezle aşındırma sonucu Y-TZP seramiğin dayanıklılığı artırdığı tespit edilmiştir.

Wang ve arkadaşları⁸⁶, CAD-CAM yöntemi ile elde edilen zirkonya alt yapılara polisaj ve kumlama işlemlerinin üç nokta bükme testi kullanılarak bükülme dayanıklılığına olan etkilerini incelemiştir. Sonuçlara göre en yüksek dayanıklılık polisaj uygulanan örneklerde elde edilirken, 50 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama dayanıklılığını artırmış, 120 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama dayanıklılığı azalttığı belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda da üç nokta bükme testi sonrası elde edilen sonuçlara göre 125 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama sonrası Y-TZP seramiğin bükülme dayanıklılığı azalmıştır.

Qeblawi ve arkadaşları¹¹⁵, Y-TZP esaslı seramiklere uygulanan çeşitli yüzey işlemlerinin materyalin bükülme dayanıklılığına olan etkisini araştırmışlardır. Örneklerin bükülme dayanıklılıklarının değerlendirilmesi amacıyla üç nokta bükme testi kullanılmıştır. Sonuç olarak hem kumlama hem de aşındırma işlemleri sonucu bükülme dayanıklılığında artış belirlenmiştir.

Kosmac ve ark.⁷⁸, ince ve kalın tanecikli zirkonya örneklerine aşındırma ve kumlama gibi çeşitli işlemler uygulamışlar ve monoklinik faz içeriğini ve bükme dayanımını incelemiştir. Suyla ya da kuru aşındırmanın monoklinik faz içeriğini azalttığını bildirmişlerdir. İnce tanecikli ($1021 \pm 89,5$ Mpa) ve büyük tanecikli ($914 \pm 58,3$ Mpa) örneklerin bükme dayanımı değerleri arasında fark gözlenmemiştir. İnce tanecikli örneklerde kuru ve suyla aşındırma, bükme dayanımını istatistiksel olarak anlamlı derecede azaltmıştır. Büyük tanecikli örneklerde kuru ya da suyla aşındırma bükme dayanımında istatistiksel bir farklılık meydana getirmemiştir. Aşındırma esnasında yüzeyden onlarca mikron büyüklüğünde materyal koptuğu ve genellikle bu işlem esnasında kıvılcım gözlemlendiği bildirilmiştir. Biz de çalışmamızda zirkonya örnekleri kalın ve ince grenli frezlerle aşındırırken kıvılcım

çıkıldığını gözlemledik. Bu da aşındırma sırasında oluşan stresin ve sıcaklığın yüksek olduğunu göstermektedir.

Curtis ve akadaşları¹¹², çeşitli yüzey işlemlerinin Y-TZP dental seramiklere olan etkilerini araştırmışlardır. Elde edilen sonuca göre kalın grenli frezle su soğutması altında ve kuru ortamda yapılan aşındırma sonucunda bükülme dayanıklılığının azaldığını bildirmişlerdir. İnce grenli frezle su soğutması altında ve kuru ortamda yapılan aşındırma ve kumlama işlemleri sonrasında ise bükülme dayanıklılığında istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik meydana gelmediğini bildirmişlerdir. Bu çalışmanın sonucu bizim çalışmamızla benzerlik göstermektedir.

Aşındırma ve kumlama gibi dış stresler sonucunda tetragonal tanecikler monoklinik taneciklere dönüşmektedir (t-m dönüşümü). Aşındırma işleminin bükme dayanımı üzerindeki etkisi dönüşüme uğrayan zirkonyanın hacmine bağlıdır. Bu da tetragonal fazın stabilitesine ve lokal sıcaklığa bağlıdır. Swain ve Hannick⁸⁸ elle yapılan aşındırmanın t-m dönüşümünde makine ile yapılan aşındırmaya göre daha etkili olduğunu bildirmişlerdir. Makine ile yapılan aşındırmada lokal sıcaklık artışlarının (700°C' nin üzerinde) t-m dönüşüm sıcaklığını aşarak tersine m-t dönüşümüne sebep olduğunu ve bu durumda oluşan derin defektlerin dönüşüm sonucu oluşan baskı stresleri tarafından karşılanamadığını ve bükme direncini düşürdüğünü bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da elle yapılan ince grenli frezle yapılan aşındırma sonucu dayanıklılık artarken, kalın grenli frezle yapılan aşındırma sonucu dayanıklılık azalmıştır.

Çalışmamızda kullanılan zirkonyum esaslı alt yapı seramiğinin uygulanan yüzey işlemleri sonrası tek eksenli bükülme dayanıklılığı değerleri incelendiğinde, en yüksek dayanıklılığı 50 µm gren boyutuna sahip elmas frez ile aşındırma işlemi uygulanan örnekler göstermiştir. Kumlama işlemi ve 150 µm gren boyutuna sahip elmas

frez ile aşındırma işlemi uygulanan örnekler ise kontrol grubuna oranla daha düşük bükülme dayanıklılığı göstermiştir. Ancak yüzey işlemi uygulanan 3 grup ve kontrol grubu arasındaki fark istatistik olarak anlamlı bulunmamıştır.,

6. SONUÇ

1. Alümina örneklerine uygulanan yüzey işlemleri sonucu elde edilen bükülme dayanıklılığı değerlerine göre, 50 µm elmas frezle aşındırma, 150 µm elmas frezle aşındırma ve kumlama işlemlerinin kontrol grubuna kıyasla bükülme dayanıklılığını azaltmıştır. Yüzey işlemi uygulanan örnekler ile kontrol grubu arasındaki fark anlamlı bulunmuştur.
2. Y-TZP (Whitepeaks system) örneklere uygulanan yüzey işlemleri sonucu elde edilen bükülme dayanıklılığı değerlerine göre, örneklere 50 µm elmas frezle aşındırma bükülme dayanıklılığını artırmış, 150 µm elmas frezle aşındırma ve kumlama işlemi uygulanması bükülme dayanıklılığını azaltmıştır. Ancak kontrol grubu ve yüzey işlemi uygulanan örnekler arasındaki bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Zirkonyum ve Alümina Esaslı Tüm Porselen Sistemlerinde, Yüzey İşlemlerinin, Bükülme Dayanıklılığına Etkisinin İncelenerek Değerlendirilmesi

7. ÖZET

Tam seramik restorasyonlar estetik ve biyouyumluluk özellikleri sayesinde oldukça popüler bir hale gelmiştir. Alümina ve zirkonya yüksek dayanıklılık ve iyi estetik görünümünden dolayı dental restorasyonlarda sıklıkla kullanılan tam seramik materyallerdir. Ancak, bu materyallerin mekanik özellikleri uygulanan çeşitli yüzey işlemlerinden etkilenmektedir. Bu çalışmanın amacı, zirkonya ve alümina esaslı 2 farklı tam porselen sisteminde, alt yapı materyali üzerine uygulanan aşındırma ve kumlama işlemlerinin, bükülme dayanıklılığına etkisinin incelenmesidir.

Y-TZP ve Alümina alt yapı materyallerine ait, 2x4x25 mm boyutunda örnekler hazırlandı. Turcom-cera örnekler slip casting tekniği kullanılarak, pöröz yapıdaki alüminanın cam infiltre edilmesi ile oluşturulmuştur. Y-TZP örnekler bilgisayar destekli tasarım ve üretim tekniği (CAD/CAM) kullanılarak üretildi. Her materyalden hazırlanan 40 örnek, her biri on örnekten oluşan dört gruba ayrıldı. Gruplar uygulanan yüzey işlemine göre adlandırıldı; 50 µm aşındırma, 150 µm aşındırma, kumlama ve kontrol grupları. Tüm örneklerle tek eksenli bükülme dayanıklılığı testi (üç nokta bükme testi) uygulandı. Veriler tek yönlü varyans analizi yöntemi ile değerlendirildi. Gruplar arasındaki farklılıklar Duncan Testi ile belirlendi. İstatistiksel anlamlılık $p < 0,05$ olarak kabul edildi.

Alümina materyallerde, uygulanan bütün yüzey işlemleri bükülme dayanıklılığını önemli ölçüde azaltmıştır. Alümina materyallerde kontrol ve yüzey işlemi uygulanan grupların bükülme dayanıklılığındaki fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p<0.05$). Y-TZP materyallerde, 50 μm elmas frezle aşındırma bükülme dayanıklılığını artırmış, 150 μm elmas frezle aşındırma ve kumlama bükülme dayanıklılığını azaltmıştır. Y-TZP materyellerde bütün grupların bükülme dayanıklılığı arasındaki fark istatistiksel olarak önemli bulunmamıştır.

Anahtar Kelimeler: Zirkonya, Alümina, Yüzey İşlemi, Tek eksenli Bükülme Dayanıklılığı

The Evaluation of Surface Treatment Effects of Zirconia and Alumina Based Full Ceramics on Flexural Strengths.

8. SUMMARY

All ceramic systems have become increasingly popular due to their esthetic and biocompatible properties. Alumina and zirconia are frequently used for dental prosthetic restorations because of their high strengths and good esthetic appearance. However, mechanical properties of these materials can be directly influenced by different surface treatment methods. The purpose of this study was to evaluate the effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength of yttria stabilized tetragonal zirconia and alumina core materials

Specimens of Y-TZP and Alumina core materials were fabricated with a dimensions of 2x4x25 mm. Alumina specimens was processed by glass infiltrating a porous alumina preform made by slip casting in a mold. Y-TZP specimens was produced from a computer assisted design/computer-aided manufacture (CAD/CAM) system. Forty bars from each materials were randomly divided into four groups of ten. For each group, a different surface treatment was applied; 50 µm grinding, 150 µm grinding, sandblasting and a control group. Uniaxial flexural strength (three point bending) was determined for all specimens. The data were analyzed by using the one-way ANOVA test. Multiple comparison was performed with the Duncan test. $p < 0,05$ were considered as statistically significant.

All surface treatments significantly decreased the flexural strength values of Alumina materials. The mean uniaxial flexural

strength values of control and surface treatment groups in Alümina materials were significantly different ($p < 0.05$). In Y-TZP materials, grinding of 50 μm diamond bur increased the flexural strength but grinding of 150 μm diamond bur and sandblasting decreased the flexural strength. The mean uniaxial flexural strength values of all groups in Y-TZP materials were not significantly different ($p > 0.05$).

Key words: Zirconia, Alümina, Surface Treatment, Uniaxial Flexural Strength

9. KAYNAKLAR

1. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. J Prosthet Dent 2001; 86 (5): 520-5.
2. Heinz L, Frank F, Olivier L, Madeleine S, Ludwig JG, Christoph HFH. Strength and reliability of four –unit all-ceramic posterior bridges. Dental materials 2005; 21 : 930-7.
3. Yoshinari M, Derand T. Fracture strength of All-Ceramic crowns. Int J Prosthodont 1994;7 (4):329-338.
4. McLean J.W. Evaluation of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent 2001;85:61-66.
5. Hondrum S.O. A review of the Strength Properties of Dental ceramics. J Prosthet Dent 1992;67:859-865.
6. Rinke S, Hüls A, Jahn L. Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy milled all ceramic crowns. Int J Prosthodont 1995;8:303-310.
7. Ersu B, Yenigül M, Tulunoğlu I. Three point bending strength of In-ceram Core Material Sinterized with colloidal Alümina. H Ü Diş Hek Fak Der 2007;31:71-78.
8. Eleftheria T, Mike JC, Jonathan CK, Piyapanna P, Ailbhe M. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. Dental materials 2008; 24: 308-318.
9. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all- ceramic crowns. J Prosthet Dent 2000; 83: 396-401.

10. Heather JC, Wook-Jin S, Igor JP. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. J Prosthet Dent 2007; 98: 389-404.

11. Akın E. Diş Hekimliğinde Porselen (3. Baskı) İ.Ü. Basımevi, İstanbul,1999. pp. 1-14

12. Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam seramik sistemleri I. G.Ü. Dişhek Fak Derg 2005; 22: 41-8.

13. Kelly JR, Nishimura I., Campell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspective. J Prosthet Dent 1996; 75: 18-32.

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

15. Suarez MJ, Lozano JFL, Paz Salido MP, Martinez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. Int J Prosthodont 2004; 17: 35-8.

16. Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam seramik sistemleri II. G.Ü. Dişhek Fak Derg 2005; 22: 49-60.

17. Yaluğ S, Coşkun A. Metal desteksiz porselen sistemleri. C. Ü. Dişhek Fak Derg 2002; 5: 97-102.

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

19. Wen MY, Mueller HJ, Chai J, Wozniak WT. Comperative mechanical property characterization of 3 all-ceramic core materials. Int J Prosthodont 1999; 12(6): 534-41.

20. Kosmac T, Oblac C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. J Biomed Mater Res 2000; 53(4): 304-13.
21. The glossary of prosthodontic terms. (8 Ed) Mosby, St Louis, pp 22, 2005
22. Yavuzyılmaz H. Metal Destekli Estetik Kronlar. GÜ Yayınları, Ankara, 1996.
23. Öztaş D.D.: Porselen Jaket Kron Yapımında Uygulanan Çeşitli Kor Materyallerinin Mekanik Özelliklerinin Araştırılması, Doktora Tezi, Ankara, Ankara Üniversitesi, 1990.
24. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. A.Ü. Basımevi, Ankara, 1993.
25. Scherrer SS, De Rick WG, Belser UC. Fracture resistance of human enamel and three al- ceramic crown systems on extracted teeth. Int J Prosthodont 1996; 9: 580-585.
26. Coşkun A. Farklı Metal Desteksiz Porselen Sistemlerinin Kenar Uyumu ve Mikrosızıntıya Etkisi ile Eğilme Dayanıklılıklarının İncelenmesi, Doktora Tezi, Sivas, Cumhuriyet Üniv. Diş Hek. Fak, 2002.
27. Shillinburg HT, Hobo S, Whitsett LD. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. Quintessence Publishing Co, Chicago, 1981.
28. Anusavice KJ Dental Ceramics In: Phillips' Science of Dental Materials (11.Ed), Saunders 2003.pp. 665- 719.
29. O'Brien WJ. Dental materials, properties and selection. Chicago: Quintessence Publishing Co; 1989.p. 210-24.
30. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all ceramic restoration. J Am Dent Assos 1997; 128: 297-307.

31. Seghi RR, Daher T, Caputo A. Relative flexural strength of dental restorative ceramics. *Dent Mater* 1990; 6: 181-4.
32. Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1995; 74: 145-50.
33. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont* 1995; 8: 239-246.
34. Lang SA, Star CB. Castable Glass Ceramics for veneer restorations. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 590-94.
35. Uctasli S, Wilson HJ, Unterbrink G, Zaimoglu A. The strength of a heatpressed allceramic restorative material. *J Oral Rehabil* 1996; 23: 257-61.
36. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics*. St. Lois The C. F. Mosby Company, 2001.
37. Cattell MJ, Chadwick JC. Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramics. *Dental Materials* 2001; 17: 21-33.
38. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent* 2004; 91:136-43.
39. Chai J, Chu FCS, Chow TW, Liang BMH. Chemical Solubility and Flexural Strength of Zirconia-Based Ceramics. *Int J Prosthodont* 2007; 20:587-595.
40. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical Properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 339-346.

41. McLaren Edward A., White SN. Survival of In-Ceram crowns in a private practice: A prospective clinical trial. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 216-22.
42. Giordano RA, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain *J Prosthet Dent* 1995; 73: 411-418.
43. Bindl A, Mormann WH. An up to 5-year clinical evaluation of posterior In-Ceram CAD/CAM core crowns. *Int J Prosthodont* 2002; 15:451-6.
44. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 2007; 98: 120-128.
45. Chen YM, Smales RJ, Yip KHK, Sung WJ. Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials *Dent Mater* 2008; 24: 1506-1511.
46. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 140-144.
47. Heffernan M, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 4-9.
48. Heffernan M, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: Core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 10-15.
49. Magne P, Belser U Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 459- 466.

50. Fradeani M, Redemagni M. An 11- year clinical evaluation of leucite reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int* 2002; 33: 503- 510.

51. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004; 20: 449- 456.

52. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H, Fracture resistance of lithium disilicate, alumina, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 231- 238.

53. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and xray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 374-80.

54. Heydecke G, Butz F, Binder JR, Strub JR. Material characteristics of a novel shrinkage-free ZrSiO₄ ceramic for the fabrication of posterior crowns. *Dent Mater* 2007; 23: 785–791.

55. Oh SC, Dong JK, Luthy H, Scharer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont* 2000; 13: 468-72.

56. Esquivel-Upshaw JF, Chai J, Sansano S, Shonberg D. Resistance to staining, flexural strength, chemical solubility of core porcelains for all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 284-8.

57. Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater* 2003; 19: 603- 611.

58. Bindl A, Mörmann H. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown copings on chamfer preparations, *J Oral Rehabil* 2005; 32: 441-447.

59. Otto T, DeNisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: A 10 year prospective clinical study of Cerec CAD-CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont* 2002;15:122-128.

60. Werner H, Mörmann Bindl A. The Cerec 3-A quantum leap for computer aided restorations: Initial clinical results. *Quintessence Int* 2000;31(10):699-712.

61. Martin N, Jedynakiewicz N M. Clinical performance of CEREC ceramic inlays: A systematic review. *Dent Mater* 1999; 15(1): 54-61.

62. Mörmann WH and Bindl A. All ceramic, chair side computer aided design/computer aided machining restorations. *Dent Clin North Am* 2002; 46:405-426.

63. Pekkan G. Tam seramikler ve dentin arasındaki dual-cure rezin simanların kesme ve gerilme dayanıklılığının incelenmesi, Doktora Tezi, Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2005.

64. Martin N, Jedynakiewicz N M. Interface dimensions of CEREC-2 MOD inlays. *Dent Mater* 2000; 16: 68- 74.

65. Yücel MT. Farklı Tip Tam Seramik Kronların Marjinal Uyumlarının İn-Vitro Olarak Değerlendirilmesi, Doktora Tezi, Konya: Selçuk Üniversitesi; 2005.

66. Chai J, Takahashi Y, Sulaiman F, Chong K. Probability of fracture of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2000; 13: 420-424.

67. Tylman SD, Malone WFP. Tylman's Theory and Practice of Fixed Prosthodontics. In: Mc Lean JW, Alumina Reinforced Ceramics. C.V. Mosby Company. 7th Edition, St. Louis,1978.

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

69. Chevalier Jérôme What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006; 27: 535- 543.

70. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;108: 308- 315.

71. Tanne K, Matsubara S, Hotei Y, Sakuda M, Yoshida M. Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 106: 273- 278.

72. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study: *Int J Prosthodont* 2004; 17: 285- 290.

73. Akagawa Y, Hosokawa R, Sato Y, Kamayama K Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: a clinical and histologic study. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 551- 558.

74. Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent* 2005; 93: 551- 558.

75. Torricelli P, Verné E, Brovarone CV, Appendino P, Rustichelli F, Krajewski A, Ravaglioli A, Pierini G, Fini M, Giavaresi G, Giardino R. Biological glass coating on ceramic materials: in vitro evaluation using primary osteoblast cultures from healthy and osteopenic rat bone. *Biomaterials* 2001; 22: 2535- 2543.

76. Lohmann CH, Dean DD, Köster G, Casasola D, Buchhorn GH, Fink U, Schwartz Z, Boyan BD. Ceramic and PMMA particles differentially affect osteoblast phenotype. *Biomaterials* 2002; 23: 1855- 1863.

77. Luthardt Ralph G, Mandy S. Holtzhüter, Heike Rudolph, Volker Herold, Michael H. Walter CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia Dental Materials 2004; 20: 655- 662.

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

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

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

81. Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. Biomaterials 2004;25: 5539-45.

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

83. Ichikawa Y, Yasumasa Akagawa, Hirosama Nikai, Hiromichi Tsuru Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic: in vivo J Prosthet Dent 1992; 68: 322- 326

84. Covacci V, N. Bruzzese, G. Maccauro, C. Andreassi, G.A. Ricci, C.Piconi, E. Marmo, W. Burger, A. Cittadini In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic Biomaterials 1999; 20: 371- 376

85. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a

glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. Dent Mater 2005; 21(5): 454-63.

86. Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. Dent Mater 2008; 24(5): 633-8.

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

88. Guazzato M. L. Quach, M. Albakry, MV. Swain Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic J Dent 2005; 33, 9-18.

89. Senih Çalikkocaoğlu, Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi (Metal Olmayan Maddeler) Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Sayı:3, İstanbul, 2000.

90. Craig RG. Restorative Dental Materials (8. Ed) Mosby, St Louis, 1989

91. Anusavice KJ Dental Ceramics In: Phillips' Science of Dental Materials (11. Ed), Saunders 2003.pp. 665- 719.

92. International Organization for Standardization. ISO 6872:1995, Dental ceramic. Geneva: ISO; 1995.

93. Miller A, Long J, Miller B, Cole J. Comparison of the fracture strengths of ceramometal crowns versus several all-ceramic crowns. J Prosthet Dent 1992; 68: 38-41.

94. Cattel MJ, Clarke LR, Lynch EJR. The transverse strength, reliability and microstructural features of four dental ceramics – Part I. Journal of Dentistry 1997; 25: 399-407.

95. Kelly JR. Perspectives on strength. *Dent Mater* 1995; 11(2): 103-10.
96. Fischer H, Weib R, Telle R. Crack Healing in alumina bioceramics. *Dent Mater* 2008; 24: 328-32.
97. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-ceram, IPS-Empress and Procera crowns. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 478-84.
98. Karakoca S, Yılmaz H. Influence of Surface Treatments on Surface Roughness, Phase Transformation, and Biaxial Flexural Strength of Y-TZP Ceramics. *Appl Biomater* 2009; 91: 930-7.
99. Suarez MJ, Lozano JF, Salido MP, Martinez F. Thereyear clinical evaluation of in-ceram zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004; 17(1): 35-8.
100. Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg B, Engström C. The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross-sectional study. *Acta Odontol Scand* 1993; 51(5): 323-31.
101. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent* 1986; 56(2): 226-9.
102. Jemt T, Karlsson S, Hedegard B. Mandibular movement of young adults recorded by intraorally placed light-emitting diodes. *J Prosthet Dent* 1979; 42(6): 669-73.
103. Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent* 2004; 32(6): 451-7.

104. Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont* 2002; 15:183-8.

105. Al-Makramani BMA, Razak AAA, Abu-Hassan M.I. Effect of luting cements on the compressive strength of Turkom-Cera all copings. *J Con Temp Dent Prac* 2008; 9(2): 33-40.

106. Bona AD, Mecholosky JJ, Barrett AA, Griggs JA. Characterization of glass-infiltrated alumina-based ceramics. *Dent Mater* 2008; 24: 1568-1574

107. Al-Makramani BMA, Razak AAA, Abu-Hassan M.I. Biaxial flexural strength of Turkom-Cera core compared to two other all-ceramic systems. *Journal of Applied Oral Science* 2010; 18: 607-12.

108. Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont* 2002; 15:183-8.

109. Tan SC, Chai J, Wozniak WT, Takahashi Y. Flexural strength of a glass-infiltrated alumina dental ceramic incorporated with silicon carbide whiskers. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 350-354.

110. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina, feldspar, leucite, mica and zirconia-based ceramics. *J Dent* 2000; 28: 529-535.

111. Siegel SC, von Fraunhofer JA. Assessing the cutting efficiency of dental diamond burs. *J Am Dent Assoc* 1996; 127(6): 763-72.

112. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJP. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry* 2006; 34: 195-206.

113. Kosmac T, Oblac C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res* 2000; 53(4): 304-13.

114. Denry IL, Holloway JA. Microstructural and crystallographic surface changes after grinding zirconia-based dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006; 76(2): 440-8.

115. Qeblawi DM, Munoz CA, Brewer JD, Monaco EA. The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *J Prosthet Dent* 2010;103:210-220.

10.EKLER

10.1.Teşekkür

Doktora öğrenimim süresince bana yol gösteren ve tez çalışmam boyunca sabrını, yardımını, deneyimlerini ve desteğini esirgemeyen değerli hocam, danışmanım, anabilim dalı başkanımız Prof. Dr. Cihan AKÇABOY' a;

Doktora eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan tüm değerli öğretim üyelerine;

Tüm eğitim ve öğretim hayatım boyunca maddi ve manevi her türlü desteği gösteren sevgili anne ve babama;

Desteğini ve sevgisini her zaman yanımda hissettiğim, her konuda beni teşvik ve takdir eden, sevgili eşim Nazlı Nalcı' ya yürekten teşekkür ederim.

11.ÖZGEÇMİŞ

Adı : Mehmet Serdar

Soyadı: NALCI

Doğum Yeri ve Tarihi: Malatya 18.09.1983

Eğitimi (tarih sırasına göre yeniden eskiye doğru):

2011-2007, Doktora, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği

Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.B.D.

2006-2001, Lisans, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

2001-1998, Lise, Malatya Anadolu Lisesi

1998-1994, Ortaokul, Malatya Anadolu Ticaret ve Meslek Lisesi

1994-1989, İlkokul, Derme İ.Ö.O

Yabancı Dili: İngilizce