

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

**ZİRKONYUM ESASLI 3 FARKLI TİM PORSELEN SİSTEMİNDE, YÜZEY
İŞLEMLERİNİN, ORTALAMA YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜNE VE BÜKÜLME
DAYANIKLILIĞINA ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI VE X-RAY DİFRAKTOMETRE
YÜZEY ANALİZLERİ İLE İNCELENEREK DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Seçil KARAKOCA

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Handan YILMAZ

ANKARA
Haziran 2008

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

**ZİRKONYUM ESASLI 3 FARKLI TÜR PORSELEN SİSTEMİNDE, YÜZEY
İŞLEMLERİNİN, ORTALAMA YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜNE VE BÜKÜLME
DAYANIKLILIĞINA ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI VE X-RAY DİFRAKTOMETRE
YÜZEY ANALİZLERİ İLE İNCELENEREK DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Seçil KARAKOCA

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Handan YILMAZ

Bu tez Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından SBE-03/2006-10 proje numarası ile desteklenmiştir.

ANKARA
Haziran 2008

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 : 19/06/2008

Prof. Dr. Cihan AKÇABOY

Gazi Üniversitesi
Jüri Başkanı

Dr. Cihan Akçabo

Prof. Dr. Celil DİNÇER

Gazi Üniversitesi

Prof. Dr. Cemal AYDIN

Gazi Üniversitesi

Prof. Dr. Handan YILMAZ

Gazi Üniversitesi

Doç. Dr. İbrahim TULUNOĞLU

Hacettepe Üniversitesi

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	I
İçindekiler	II
Şekiller, Resimler, Grafikler	VI
Tablolar	VIII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi	2
2.2. Geleneksel Dental Seramiklerin Yapısı	4
2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	8
A. Pişirme ısılarına göre	8
B. Kullanım yerlerine göre	8
C. İçeriklerine göre	8
D. Dental seramiği destekleyen yapıya göre	9
E. Modern dental seramiklerin kullanım yerleri, üretim teknikleri ve uygulamalarındaki sınırlamalar	9
E.1. Cam İçeriği Yüksek Seramikler	9
E.2. Doldurucu İle Güçlendirilmiş Cam Seramikler	10
E.2.a. Lösit İle Güçlendirilmiş Feldspatik Cam Seramikler	10
E.2.b. Alümina ile Güçlendirilmiş Seramikler	11
E.2.c. Floromica İçeren Cam Seramikler	11
E.2.d. Lityum Disilikat Cam Seramikler	12
E.2.e. Zirkonyum ve Spinel İçeren Seramikler	13
E.3. Polikristalin Seramikler	14
E.3.a. Alüminyum Oksit Polikristalin Seramikler	14
E.3.b. Zirkonyum Oksit Polikristalin Seramikler	15
2.4. Zirkonya	15
2.4.1. Transformasyon-Sertleşme Mekanizması	17
2.4.2. İtiryum-Tetragonal Zirkonya Polikristal (Y-TZP)	17

2.5. Y-TZP Esaslı Alt Yapı Üretimi	19
2.5.1. Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM – Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacture)	19
2.5.1.a. CEREC inLab Sistem	20
2.5.1.b. Procera AllCeram Sistem	21
2.5.1.c. Lava Sistem	21
2.5.1.d. Cercon sistem	22
2.5.1.e. DentaCAD Sistem	23
2.5.2. Seramiğin Direk İşlenmesi (DCM - Direkt Ceramic Machining)	23
2.5.2.a. Zirkonzahn Sistem	24
2.5.3. Y-TZP Esaslı Bloklar	24
2.6. Y-TZP Restorasyonların Biyouyumluluğu	28
2.7. Y-TZP Alt Yapının Opasitesi	28
2.8. Y-TZP Rezin Bağlantısı	28
2.9. Kimyasal Stablite	29
2.10. Y-TZP' nin Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri	29
2.10.1. Y-TZP' nin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler	30
2.10.1.a. Aşındırma	30
2.10.1.b. Kuşlama	32
2.10.1.c. Isı Uygulaması	33
2.11. Tam Seramiklerin Dayanıklılığının Saptanması İçin Uygulanan Mekanik Testler	33
2.11.a. Tek Eksenli Bükülme Testleri	36
2.11.b. İki Eksenli Bükülme Testleri	36
2.12. Yüzey Pürüzlülüğü	38
2.13. X-ray Difraksiyon Analizi	39
2.14. Konu İle İlgili Çalışmalar	42

3. GEREÇ VE YÖNTEM	47
3.1. Örneklerin Hazırlanması	47
3.1.1. Cercon Örneklerin Hazırlanması	48
3.1.2. Denta-Cad Örneklerin Hazırlanması	49
3.1.3. Zirkon Zahn Örneklerin Hazırlanması	49
3.2. Test Gruplarına Yüzey İşlemlerinin Uygulanması	51
3.2.1. Aşındırma	51
3.2.2. Kuşlama	53
3.3.a. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümleri	54
3.3.b. İstatistik Analiz	55
3.4.a. X-ray Difraktometre Analizi	55
3.4.b. İstatistik Analiz	58
3.5.a. İki eksenli bükülme dayanıklılığı testi	58
3.5.b. İstatistik Analiz	61
3.6. Gruplar Arasındaki İlişkinin Analizi	61
4. BULGULAR	63
4.1.a. Yüzey Pürüzlülüğü Testi	63
4.1.b. İstatistik Analiz	64
4.2.a. X-ray Difraktometre Analizi	68
4.2.b. İstatistik Analiz	70
4.3.a. İki Eksenli Bükülme Dayanıklılığı Testi	79
4.3.b. İstatistik Analiz	80
4.4. Gruplar Arasındaki İlişkinin Analizi	87
4.4.a. Yüzey Pürüzlülüğü ve Bükülme Dayanıklılığı Arasındaki İlişki	87
4.4.b. Bükülme Dayanıklılığı ve Göreceli Monoklinik Faz Miktarı Arasındaki İlişki	88
4.4.c. Yüzey Pürüzlülüğü ve Göreceli Monoklinik Faz Miktarı Arasındaki İlişki	89
5. TARTIŞMA	91
6. SONUÇ	118

7. ÖZET	120
8. SUMMARY	122
9. KAYNAKLAR	124
10. EKLER	139
10.1. Teşekkür	139
11. ÖZGEÇMİŞ	140

Şekil 1: İki eksenli bükülme testinin şematik resmi

Şekil 2: X-ray difraktometre cihazının şematik resmi

Resim 1: Cercon sisteme ait freze ünitesi

Resim 2: DentaCAD sisteme ait freze ünitesi

Resim 3: Zirkonzahn sistemin tarayıcı ve kesici uçları

Resim 4: Cercon, DentaCAD, Zirkonzahn sistemlerine ait disk şeklinde örnekler

Resim 5: Örneklerin aşındırılması

Resim 6: 1,2 mm kalınlığındaki örneklerin kumpas ile kontrol edilmesi

Resim 7: Kuşlama işleminin standart koşullarda tekrarlanmasını sağlayan düzenek

Resim 8: Yüzey işleminin uygulanan örneklerin ultrasonik banyoda temizlenmesi

Resim 9: Profilometre cihazı

Resim 10: X-ray difraktometre cihazı

Resim 11: Örneklerin XRD cihazının tutucu parçasına yerleştirilmesi

Resim 12: Paslanmaz çelik topların konumlandırılması

Resim 13: Çekme-Basma cihazı

Resim 14: Örneklerin kırılması

Grafik 1: Ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri

Grafik 2: Örnek gruplarında X-ray difraktometre analizi ile tespit edilen monoklinik fazın tetragonal faza oranla göreceli miktarı (X_M)

Grafik 3: Cercon materyalinin kontrol grubundan bir örneğin X-ray difraksiyon şekli

Grafik 4: Cercon materyalinin aşındırma uygulanmış grubundan bir örneğin X-ray difraksiyon şekli

Grafik 5: Cercon materyalinin aşındırma sonrası kuşlama uygulanmış grubundan bir örneğin X-ray difraksiyon şekli

Grafik 6: DentaCAD materyalinin kontrol grubundan bir örneğin X-ray difraksiyon şekli

Grafik 7: DentaCAD materyalinin aşındırma uygulanmış grubundan bir örneğin X-ray difraksiyon şekli

Grafik 8: DentaCAD materyalinin aşındırma sonrası kumlama uygulanmış grubundan bir örneğin X-ray difraksiyon şekli

Grafik 9: Zirkonzahn materyalinin kontrol grubundan bir örneğin X-ray difraksiyon şekli

Grafik 10: Zirkonzahn materyalinin aşındırma uygulanmış grubundan bir örneğin X-ray difraksiyon şekli

Grafik 11: Zirkonzahn materyalinin aşındırma sonrası kumlama uygulanmış grubundan bir örneğin X-ray difraksiyon şekli

Grafik 12: Ortalama bükülme dayanıklılık değerleri

Grafik 13: Kontrol, aşındırılmış ve aşındırma sonrası kumlanmış Cercon örneklerin Weibull dağılım grafiği

Grafik 14: Kontrol, aşındırılmış ve aşındırma sonrası kumlanmış DentaCAD örneklerin Weibull dağılım grafiği

Grafik 15: Kontrol, aşındırılmış ve aşındırma sonrası kumlanmış Zirkonzahn örneklerin Weibull dağılım grafiği

- Tablo 1: Y-TZP nin özellikleri
- Tablo 2: Çalışmada kullanılan zirkonyum esaslı porselen sistemleri
- Tablo 3: Örnek grupları ve yüzey işlemleri
- Tablo 4: Örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri (R_a)
- Tablo 5: Ortalama yüzey pürüzlülüğü testinin iki yönlü varyans analizi sonuçları
- Tablo 6: İki yönlü varyans analizinde Cercon materyaline uygulanan farklı yüzey işlemleri sonucu yüzey pürüzlülüklerinin ortalama değerleri
- Tablo 7: İki yönlü varyans analizinde DentaCAD materyaline uygulanan farklı yüzey işlemleri sonucu yüzey pürüzlülüklerinin ortalama değerleri
- Tablo 8: İki yönlü varyans analizinde Zirkozahn materyaline uygulanan farklı yüzey işlemleri sonucu yüzey pürüzlülüklerinin ortalama değerleri
- Tablo 9: İki yönlü varyans analizinde materyallerin kontrol gruplarının yüzey pürüzlülüklerinin ortalama değerleri
- Tablo 10: İki yönlü varyans analizinde materyallerin aşındırma işlemi uygulanan gruplarının yüzey pürüzlülüklerinin ortalama değerleri
- Tablo 11: İki yönlü varyans analizinde materyallerin aşındırma sonrası kumlama uygulanan gruplarının yüzey pürüzlülüklerinin ortalama değerleri
- Tablo 12: Test gruplarının kristal yapıları
- Tablo 13: Monoklinik fazın tetragonal faza oranla göreceli miktarı (%)
- Tablo 14: Faz değiştirmiş monoklinik zirkonyanın tetragonal faza oranla göreceli miktarının (X_M) iki yönlü varyans analizi sonuçları
- Tablo 15: İki yönlü varyans analizinde Cercon materyaline uygulanan farklı yüzey işlemleri sonucu hesaplanan ortalama X_M değerleri
- Tablo 16: İki yönlü varyans analizinde DentaCAD materyaline uygulanan farklı yüzey işlemleri sonucu hesaplanan ortalama X_M değerleri
- Tablo 17: İki yönlü varyans analizinde Zirkozahn materyaline uygulanan farklı yüzey işlemleri sonucu hesaplanan ortalama X_M değerleri
- Tablo 18: İki yönlü varyans analizinde materyallerin kontrol gruplarında hesaplanan ortalama X_M değerleri

- Tablo 19: İki yönlü varyans analizinde materyallerin aşındırma işlemi uygulanan gruplarında hesaplanan ortalama X_M değerleri
- Tablo 20: İki yönlü varyans analizinde materyallerin aşındırma sonrası kumlama uygulanan gruplarında hesaplanan ortalama X_M değerleri
- Tablo 21: İki eksenli bükülme dayanıklılığı testi sonuçları (MPa)
- Tablo 22: İki eksenli bükülme dayanıklılığı testi iki yönlü varyans analizi istatistik sonuçları
- Tablo 23: Materyaller arasındaki ortalama bükülme dayanıklılıkları farklarının istatistik değerlendirmesi
- Tablo 24: Uygulanan yüzey işlemleri arasındaki ortalama bükülme dayanıklılıkları farklarının istatistik değerlendirmesi
- Tablo 25: Tüm gruplar için ortalama bükülme dayanıklılığının istatistik değerlendirilmesi
- Tablo 26: Weibull istatistik sonuçları
- Tablo 27: Ortalama yüzey pürüzlülüğü ve iki eksenli bükülme dayanıklılığı değerleri arasındaki korelasyon katsayıları (r)
- Tablo 28: İki eksenli bükülme dayanıklılığı ve göreceli monoklinik faz değerleri arasındaki korelasyon katsayıları (r)
- Tablo 29: Ortalama yüzey pürüzlülüğü ve göreceli monoklinik faz değerleri arasındaki korelasyon katsayıları (r)

1. GİRİŞ

Tam seramik materyalleri, doğal diş yapısına yakın estetik özellikleri, kimyasal stabiliteleri ve biyouyumlulukları sayesinde metal-seramik restorasyonlara alternatif oluşturmuşlardır. Ancak, kırılma dayanıklılıkları ve gerilim stresleri karşısında düşük dayanıklılık göstermeleri bu materyallerin klinik uygulamalarını kısıtlamaktadır. Yakın tarihe kadar tüm seramik sistemlerin kullanımı sadece ön bölge dişleri ile sınırlandırılırken, günümüzde gelişmiş dental seramikler sayesinde arka bölge dişlerinde de uygulama alanı bulmuşlardır.

Zirkonya esaslı restorasyonların üretiminde CAD/CAM sistemleri kullanılmaktadır. Alt yapı, tam sinterize bloklardan elde edilmekte veya yarı sinterize blokların şekillendirilmesinden sonra sinterize edilmektedir. CAD/CAM sistemi yanı sıra çeşitli aşamalarda yapılan aşındırma ve kumlama gibi işlemler de materyal üzerinde stres meydana getirmektedir.

Zirkonya esaslı seramiklere uygulanan yüzey işlemleri, materyalin mekanik özelliklerini etkilemektedir. Sıklıkla kullanılan aşındırma ve kumlama işlemlerinin, zirkonya seramiklerin bükülme dayanıklılığını uygulama şartlarına bağlı olarak değiştirdiği bildirilmiştir.

Bu tez çalışmasında, yarı sinterize veya tam sinterize bloklardan elde edilmiş olan üç farklı zirkonya esaslı seramiğin karşılaştırılması, bu materyallere belirli koşullarda uygulanan yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü ile bükülme dayanıklılığına etkisinin araştırılması ve faz analizlerinin yapılması amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

Silika yapısında topraksı materyaller olan seramikler bu ismi Yunanca'da topraktan yapılma anlamına gelen "keramikos" kelimesinden almaktadırlar. Seramikler, yapısı değiştirilerek farklı amaçlarla kullanılan en eski inorganik materyal olarak bilinmektedir. Seramik, M.Ö. 50 yıllarında Çin'de bulunmuş, 16. yüzyılda Avrupa'ya getirilmiştir¹.

Seramikler, ametal bir element olan oksijenin birden fazla metal veya yarı metal (silisyum gibi) atomu iyonik ya da kovalent karakterdeki kimyasal bağlarla sarmasıyla oluşmaktadır. Bu atomik bağlar seramiklerin stabilite, sertlik, yüksek elastiklik modülü ve kimyasal etkilere karşı direnç göstermelerini sağlamaktadır².

2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Seramiğin diş hekimliğinde ilk olarak kullanımı, 1789 yılında Fransız diş hekimi De Chemant ile eczacı Duchateau'nun geliştirdikleri ve patentini aldıkları hareketli protez dişleri ile olmuştur. Ancak o yıllarda, fırınlama yöntemiyle elde edilen bu dişlerin protez kaide materyaline bağlanması mümkün olmadığı için kişisel protezlerin yapımında kullanılamamışlardır.

1808 yılında İtalyan diş hekimi Fonzi, porselen dişlerin arka kısımlarına platin kramponlar yerleştirerek metalik bir dayanağa lehimlenebilmelerini sağlamıştır. 1839 yılında Elis Widman tarafından, daha saydam olan seramikler üretilmiş ve kullanıma sunulmuştur^{1,2}.

Seramiğin kron köprü protezleri alanında kullanımı ise 1873 yılında Beers'in seramik tam kron fikrini ortaya atmasıyla başlamıştır.

1880'de Dr. Cassius Richmond, altın bir destek üzerinde pişirdiği ilk seramik kronun patentini almıştır. 1884'de Dr. Marshall Logan, tam seramik kron yapımında sadece fırınlama sırasında seramiği desteklemesi için day üzerine bir metal yerleştirmiştir. Deneylerine 1888'de ince bir platin matriks üzerine porselen fırınlaması ile başlayan Charles Henry Land, 1903'de tam-seramik jaket kronları tanıtmıştır. Bu kronlar, mükemmel estetiğe sahip olmalarına rağmen kırılganlıkları ve düşük gerilme dirençleri nedeniyle yüksek oranda klinik başarısızlık göstermişlerdir. Metal destekli porselen sisteminin temelini oluşturan çalışmalar, 1962 yılında Weinstein tarafından yapılmış ve metal alaşımları ile ısıl olarak uyumlu yüksek genleşmeye sahip seramikler tanıtılmıştır. 20. yüzyılın başlarında metal destekli seramik restorasyonlar klinik kullanıma girmiştir^{1,3}.

Metal desteksiz restorasyonlardaki gelişmeler, 1965 yılında McLean ve Huges'in porselene güçlendirici olarak alüminyum oksit (Al_2O_3) ilave etmeleri ile başlamıştır. % 40-50 oranında Al_2O_3 içeren bir cam matriksten oluşan alüminöz alt yapı seramiği ile porselen jaket kronların kırılma dayanıklılığı önemli ölçüde arttırılmıştır. Bu kronlar ön bölgede başarıyla kullanılırken, molar dişlere yapılan tam seramik kronlar aynı başarıyı gösterememiştir. Ayrıca alüminöz alt yapı seramiğinin fırınlama sırasında yüksek oranda sinterizasyon büzülmesine uğraması iyi bir marjinal adaptasyon elde edilmesini zorlaştırmıştır. Tam seramik sistemlerdeki gelişmeleri, 1984 yılında Adair ve Grossman'ın camın kontrollü kristalizasyonunu sağladığı teknik (Dicor) izlemiştir. Aynı yıllarda Brugges, yeni bir refraktör day (ısıya dayanıklı day) metodu olan % 70 Alumina (Al_2O_3) içeren sistemi (Hi-Ceram) geliştirmiştir. 1989'da Sadoun tarafından, slip casting yöntemi ile elde edilen alümina alt yapının cam infiltrasyonu ile güçlendirildiği sistem (In-Ceram) kullanıma sunulmuştur. 1990' ların başında, basınç ile şekillendirilen cam seramikler (IPS Empress) geliştirilmiştir. Bu döneme kadar kullanılan materyaller ile

tam seramik kron restorasyonları yapılabilmüş ancak sabit bölümlü protezler için yeterli dayanıklılık gösteren bir materyal bulunamamıştır. 1990' ların sonunda geliştirilen, yüksek kırılma dayanıklılığına sahip, basınç ile şekillendirilebilen cam seramik (IPS Empress 2) sistemi ile ikinci premolar dişlere kadar köprü protezlerinin yapımı mümkün olmuştur. Takip eden dönemlerde çok yüksek oranda alümina kristalleri içeren yoğun sinterize (Procera All-Ceram) alt yapı seramiği üretilmiştir^{1,4,5,6}.

Günümüz diş hekimliğinde kullanılan materyallerdeki gelişmeler sonucu zirkonyum, tüm seramik restorasyonların güçlendirilmesi amacıyla seramik yapısına katılan son materyallerden biri olmuştur. Cam infiltre alüminaya % 35 oranında parsiyel stabilize zirkonya ilave edilmesiyle (In-Ceram Zirconia) sertliği ve dayanıklılığı başlangıçtaki materyale göre daha yüksek bir alt yapı seramiği elde edilmiştir. Tam seramik restorasyonlar için ideal alt yapı materyali arayışında geline son nokta itriyum tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) esaslı seramiklerdir. Diş hekimliğinde, hazır blokların bilgisayar destekli üniteler ile aşındırıldığı tekniklerin de gelişmesiyle, zirkonyum oksit esaslı seramiklerin alt yapı materyali olarak kullanımı artış göstermiştir^{7,8-10}.

2.2. Geleneksel Dental Seramiklerin Yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan seramiğin yapısı dört oksijen (O⁻) atomunun, merkezde yer alan bir silisyum (Si⁴⁺) ile kimyasal bağlar yaparak oluşturduğu silisyum tetrahedradan (SiO₄) oluşmaktadır. SiO₄ dental seramiğin çekirdek yapısı olup; dental seramiği oluşturan feldspar, kaolin ve kuartzın içeriğinde bulunmaktadır.

Dental seramikler genellikle kristal içeren, camsı bir yapıya sahip olup ve sinterizasyon ile şekillendirilmektedirler. Sinterizasyon,

seramik tozunu oluşturan taneciklerin eriyerek birleşmesi olarak tanımlanmaktadır. Sinterizasyon esnasında seramik içeriğinin bir kısmı eriyerek cam faza geçmekte ve yapıdaki kristal içeriği sarmaktadır^{1,11,12}.

Feldspar ($K_2OAl_2O_26SiO_2$)

Dental seramiklerin saydamlığını veren ve ana yapıyı oluşturan maddedir. Dental seramiklerin yapısında en az % 60 oranında bulunmaktadır. Birleştirici özelliği ile fırınlama esnasında eriyerek kaolin ve kuartzı sarıp kitlenin bütünlüğünü sağlamaktadır.

Feldsparın içeriğinde değişik oranlarda soda (Na_2O) veya potas (K_2O) bulunmaktadır. Diş hekimliğinde genellikle yüksek potas içerikli feldspar tercih edilmektedir^{1,3,12,13}.

Kuartz (Silika – SiO_2)

Seramik yapısındaki diğer maddelere göre yüksek erime derecesine (yaklaşık $1700\text{ }^{\circ}C$) sahip olan kuartz, doldurucu görevi yapmaktadır. Fırınlama sonucunda oluşan büzölmeleri önlemektedir. Yüksek sıcaklıklarda kitleyi stabilize ederek, diş formunun ve detayların kaybolmasını engellemektedir^{3,13}.

Kaolin ($Al_2O_3SiO_22H_2O$)

Alümina içerikli kayalardan elde edilen bir kildir. Çin kili olarak da bilinen kaolin, kitleyi bir arada tutarak seramiğin modelajına yardımcı olmaktadır. Su ile karıştırıldığında yapışkan bir kıvam elde edilmektedir. Kaolin opak yapıda olduğu için seramik hamuru içine çok az miktarda ilave edilmektedir^{4,14}.

Dental seramiklerin yapısına bu üç ana madde dışında akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri ile opaklık veya parlak özelliğini geliştiren çeşitli maddeler ilave edilmektedir.

Seramikler, diş hekimliğinde kullanılan diğer restoratif materyallerden kimyasal, fiziksel, mekanik ve ısıl özellikleri bakımından önemli farklılıklar göstermektedirler. Üstün estetik özelliklere sahip olmasının yanı sıra ağız dokuları ile uyumlu ve baskı kuvvetlerine karşı dayanıklıdırlar. Ancak gerilme kuvvetleri karşısında zayıf olmaları en önemli dezavantajı olan kırılabilirlik özelliğini de beraberinde getirmektedir¹⁻³. Seramiklerin bu dezavantajını ortan kaldırmak amacıyla metal destekli seramik restorasyonlar geliştirilmiştir. Metalin dayanıklılığı ile seramiğin estetiğini birleştiren metal-seramik restorasyonlar uzun yıllar başarıyla kullanılmıştır. Estetik restorasyonlara duyulan gerekliliğin artması ile çalışmalar metal desteksiz seramikler üzerinde yoğunlaşmıştır^{11,14}.

Metal Destekli Seramik Restorasyonların Dezavantajları^{2,4,15}

1. Metal alt yapının, restorasyonun yarı geçirgenliğini azaltması estetik sakıncalara yol açmaktadır.
2. Metal alaşımı, lokal doku reaksiyonuna ve korozyon toksisitesine sebep olabilmektedir.
3. Metal ile porselen arasındaki ısıl genişleme katsayısı uyumlu olmadığına bağlanma dayanıklılığı azalmaktadır.
4. Metal ve porselene yer sağlamak için fazla miktarda diş dokusu kaldırılmaktadır.

Metal alt yapının, tüm bu dezavantajları metal desteksiz olarak kullanılan yüksek dirençli seramiklerin gelişimine olanak sağlamıştır⁴.

Tam Porselen Restorasyonların Avantajları^{2,3,5,7,11,15}

1. Tam porselen restorasyonlar, ışık geçirgenliği özelliğine sahip oldukları için mükemmel bir estetik sağlamaktadır.
2. Dokularla biyolojik uyumu son derece iyidir.
3. Baskı kuvvetlerine karşı dayanıklıdır.
4. Ağız içinde korozyon, galvanik akım gibi istenmeyen kimyasal reaksiyonlara sebep olmazlar.
5. Isısal genleşme katsayısı ve ısı iletkenliği diş dokusuna yakındır.
6. Radyolüsent olup, radyolojik muayenede engel oluşturmazlar.
7. Alt yapı ile kaplama seramiği arasında, metal-seramik arasında söz konusu olan bağlantı sorunu yoktur.

Tam Porselen Restorasyonların Dezavantajları^{7,11,14,15}

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

2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Farklı araştırmacılar, diş hekimliğinde kullanılan seramikleri değişik özelliklerini göz önünde bulundurarak sınıflandırmışlardır:

A. Pişirme ısılarına göre^{1,11,12}

1. Yüksek ısı seramikleri (1300 ° 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^{1,12}

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

C. İçeriklerine göre¹³

1. Metal destekli seramikler
 - a. Döküm metal üzerinde bitirilen seramikler
 - b. Metal yaprak üzerinde bitirilen seramikler
2. Metal desteksiz seramikler
 - a. Feldspar
 - b. Dökülebilir cam seramik
 - c. Güçlendirilmiş alt yapı

D. Dental seramiği destekleyen yapıya göre¹⁴

1. Güçlendirilmiş seramik alt yapı
2. Rezin bağlı seramikler
3. Metal seramikler

E. Modern dental seramiklerin kullanım yerleri, üretim teknikleri ve uygulama alanlarını temel alan kapsamlı bir sınıflandırmaya göre ise;^{1,4,15}

1. Cam içeriği yüksek seramikler
2. Doldurucu ile güçlendirilmiş cam seramikler
3. Cam içermeyen polikristalin seramikler

E.1. Cam İçeriği Yüksek Seramikler

Mine ve dentinin optik özelliklerini en iyi taklit eden dental seramikler camsı seramiklerdir. Camlar, atomların 3 boyutlu ağ yapısı oluşturmasıyla meydana gelmektedirler. Bu yapıda atomlar komşularıyla sürekli aynı mesafe ve açıyla duracak şekilde dizilmezler. Bu sebeple, amorf bir yapı göstermektedirler. Dental seramiklerin yapısında bulunan camlar, feldspar adı verilen bir grup yeraltı mineralinden elde edilmekte, silika (silikon oksit) ve alümina (alüminyum oksit) yapılarından oluşmaktadır. Feldspar yapıdaki camlar, pişirme esnasında kristalizasyona (devitrifikasyon) dayanıklıdırlar, fırınlama ısıları ve süreleri hassas değildir, biyolojik olarak uyumludurlar. Feldspatik camlarda 3 boyutlu ağ yapıyı oluşturan köprüler silikon-oksijen-silikon bağları tarafından oluşturulmaktadır. Bağ yapmamış oksijen atomları ile yük dengesini sağlamak için de sodyum ve potasyum gibi katyonların ilave edilmesiyle yapı düzenlenmektedir. Bu katyonların, pişirme ısını

düşürme veya ısıl genişleme/büzülme özelliklerini değiştirme gibi etkileri vardır. Kullanım yerleri; seramik alt yapıların kaplanması, inley ve onley restorasyonlarla sınırlıdır^{1,15}.

E.2. Doldurucu İle Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Feldspatik yapıdaki seramiklerin ısıl genişleme/büzülme katsayıları ile optik özelliklerini kontrol etmek ve mekanik özelliklerini geliştirmek için cam yapıya doldurucu partiküller ilave edilmektedir. Bu amaçla genellikle kristalin yapıda doldurucular kullanılmaktadır^{12,13}.

E.2.a. Lösit İle Güçlendirilmiş Feldspatik Cam Seramikler

Dental seramiklerde kullanılan ilk doldurucu lösit adı verilen, potasyum alümina silikat yapıdaki kristalin mineral partikülleridir. Bu doldurucu, metal seramik restorasyonlarda metal alt yapı üzerinde fırınlanmaya uygun seramik geliştirmek amacıyla yapıya ilave edilmiştir. Yüksek ısıl genişleme/büzülme katsayısına sahip lösit ($20 \times 10^{-6} /^{\circ}\text{C}$), feldspatik camların düşük ısıl genişleme/büzülme katsayısını ($8 \times 10^{-6} /^{\circ}\text{C}$) dental alaşımlara ($12-14 \times 10^{-6} /^{\circ}\text{C}$) yaklaştırmaktadır^{1,14}.

Sonraki yıllarda lösit, seramik yapısına metal alt yapı ile uyumluluğunun sağlanmasından farklı bir amaçla ilave edilmiştir. Metal desteksiz restorasyonlar için seramiğin dayanıklılık özelliğini geliştirecek en iyi lösit kristalin faz dağılımını sağlayacak kompozisyon ve mikro yapı geliştirilmiştir. Tam seramik restorasyonların yapımında kullanılan bu materyale “lösit ile güçlendirilmiş feldspatik cam seramikler” adı verilmektedir. Bu restorasyonların yapımında sinterizasyon (örn. Optec-HSP) veya ısı basınç tekniği (örn. IPS Empress 1) kullanılmaktadır.

Lösit ile güçlendirilmiş seramiklerin uygulama alanları inley, onley, laminte veneer ve tek kron yapımı ile sınırlı kalmaktadır^{4,5}.

E.2.b. Alümina ile Güçlendirilmiş Seramikler

Seramik yapısının alümina ile güçlendirilmesi ilk olarak McLean tarafından feldspatik cam içine % 30-50 oranında alüminyum oksit ilave edilmesiyle başlamış, sonuçta konvansiyonel seramiklerden % 30 daha dirençli ve dayanıklı bir seramik geliştirilmiştir. Seramik, yüksek dayanıklılığa, kırılma tokluğuna ve elastiklik modülüne sahip kristalin fazın cam matriks içinde dağılması ile güçlendirilmiştir^{11,12,15}.

İlerleyen yıllarda, hacimce % 70 oranında Al₂O₃ içeren (In-Ceram Alümina) alümina kor sistemi geliştirilmiştir. Bu sistemde, slip casting yöntemi ile elde edilen pöröz yapıdaki alümina kor, cam infiltrasyonu ile devamlı bir yapıya kavuşturulmaktadır. İlk fırınlama esnasında komşu alümina tanecikleri temas ettikleri yerlerden birbirlerine sıkıca bağlanarak üç boyutlu bir ağ yapı meydana getirmektedir. Bu ağ yapıdaki boşluklar, düşük viskozitedeki camın kapiller basınç ile infiltre edilmesi sonucu doldurularak yapının devamlılığı sağlanmaktadır.

Elde edilen seramik, yüksek dayanıklılık ve kırılma sertliği sayesinde kron restorasyonlarının yanı sıra ön bölgede köprü restorasyonlarında da kullanılmaktadır¹⁵.

E.2.c. Floromica İçeren Cam Seramikler

Dökülebilir cam seramikler (örn. Dicor) olarak adlandırılan bu sistemin temeli, cam objenin kayıp mum tekniği ile elde edildikten sonra özel bir ısı işlemine tabi tutularak cam kitlesi içinde tetrasilikat mika

kristallerinin oluşması ve büyümesine dayanmaktadır. Doldurucu partiküller camın kendi atomlarından oluşmaktadır. Bu kristal oluşumu ısı uygulaması ile başlamakta ve büyümektedir. Sonuçta, hacimce % 55 oranında tetrasilika floromica kristalleri içeren cam seramik meydana gelmektedir. Kristaller kitlenin dayanıklılığını, sertliğini, aşınma direncini, kimyasal stabilitesini arttırmakta ve translüsensiyi azaltmaktadır.

Floromica içeren cam seramikler inley, onley ve tek kron restorasyonlarda kullanılmaktadırlar^{1,14}.

E.2.d. Lityum Disilikat Cam Seramikler

Tam seramik restorasyonlarda güçlendirilmiş kor yapımında kullanılan materyallerden biri de hacimce % 70 oranında lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) içeren cam seramiktir (IPS Empress 2). Lityum disilikatın mikro yapısı, çok yönlü olarak dağılmış ve birbirine kenetlenmiş halde bulunan çok küçük kristallerden oluşmaktadır. Bu kristaller, materyal içinde çatlakların yayılımını engelleyerek dayanıklılığı arttırmaktadır. Yapıda çok az miktarda lityum ortofosfat kristalleri de bulunmaktadır^{1,14}.

Restorasyonun kor yapısı kayıp mum tekniği ile elde edilmektedir. Lityum disilikat cam porselen tabletleri, özel fırında visköz akma özelliğine ulaşır ve basınçla revetman boşluğunun içine yollanmaktadır. Kor yapı üzerine, tabakalama tekniği ile floraapatit yapıda cam seramik uygulanmaktadır¹⁶. Lityum disilikat seramik kor yapıların hazırlanmasındaki diğer yöntem ise hazır blokların bilgisayar kontrollü makine ile şekillendirilmesidir.

Sistem, ön ve arka grup dişlerde tek kronlarda, ön ve arka grup dişlerde 3 üyeli köprü yapımında kullanılmaktadır. Arka grup dişlerde

3 üyeli köprü yapımında kullanılabilmesi için en distal destek ikinci premolar olmalı ve gövde bir premolar genişliğinden (7-8 mm.) daha büyük olmamalıdır. Bağlantı bölgelerinin boyutları oklüzogingival olarak 4-5 mm. ve bukkolingual olarak 3-4 mm. den az olmamalıdır¹⁷. Bu materyal, translüsens özelliği ile iyi bir estetik sağlamaktadır¹. Restorasyonun dayanıklılığının artırılması için adeziv simantasyon tekniği tavsiye edilmektedir¹⁷.

E.2.e. Zirkonyum ve Spinel İçeren Seramikler

Tam seramik restorasyonların yapımında kullanılan cam infiltre edilmiş alümina kor tekniği, yapıdaki alüminanın belirli bir kısmının spinel ($MgAl_2O_4$) (In-Ceram Spinel) veya zirkonya (In-Ceram Zirconia) ile değiştirilmesi ile modifiye edilmiştir. Spinel ilavesi, alümina esaslı materyalin saydamlığını artırarak daha iyi bir estetik sağlarken seramiğin dayanıklılığında azalmaya sebep olduğu bildirilmiştir^{14,16}. Cam infiltre alümina kor materyalinin dayanıklılığının artırılması amacıyla % 33-35 oranında zirkonyum oksit (ZrO_2) ilave edilmiş, çok fazlı bir materyal olan zirkonyayı stabilize etmek amacıyla yapıya az miktarda CeO_2 ilave edilerek zirkonya ile güçlendirilmiş yarı stabilize seramik (In-Ceram Zirconia) üretilmiştir^{16,18,19}.

Zirkonyumun, "transformasyon sertleşmesi" adı verilen özelliği sayesinde arka bölge dişlerinde kron ve üç üyeli köprü yapımına olanak veren, dayanıklılığı ve sertliği artırılmış bir materyal elde edilmiştir. Köprü restorasyonlarında bağlantı bölgelerinin boyutlarının oklüzogingival olarak 4-5 mm ve bukkolingual olarak 3-4 mm den az olmaması tavsiye edilmiştir^{18,19}.

In-Ceram Alümina, Spinel ve Zirkonya alt yapıların üretimi, slip casting tekniğinin yanı sıra hazır blokların bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) ile şekillendirilmesini takiben cam infiltrasyonu ile güçlendirilmesi yoluyla da yapılabilmektedir¹⁴.

E.3. Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramiklerin içeriğinde cam faz tamamen ortadan kaldırılmış, kristal atomları kitle boyunca düzenli bir şekilde dizilerek yoğun bir yapı oluşturmuşlardır. Bu durum, seramik yapısında çatlak ilerlemesini zorlaştırarak, polikristalin seramiklerin, diğer seramiklere göre daha sert ve dayanıklı olmasını sağlamaktadır. Yüksek opasiteye sahip polikristalin seramikler, tam seramik restorasyonlarda alt yapı materyali olarak kullanılmaktadırlar. Dayanıklı alt yapı, uygun bir cam seramik ile kaplanmakta ve estetik açıdan başarılı protezler elde edilmektedir¹⁵. Alt yapı materyali olarak tamamen sinterize edilmiş Al_2O_3 veya ZrO_2 kullanılmaktadır.

E.3.a. Alüminyum Oksit Polikristalin Seramikler

Tam seramik restorasyonlar için alt yapı materyali olarak % 99,9 oranında Al_2O_3 kristali içeren seramik yoğun olarak sinterize edilerek kullanılmıştır (Procera AllCeram sistem). Yarı sinterize edilmiş Al_2O_3 bloklardan CAD/CAM yöntemi ile büyütülmüş alt yapı şekillendirilmektedir. Yüksek ısılarda tam sinterize edilerek veneer porseleni uygulanan bu alt yapı materyali ile son derece estetik restorasyonlar yapılabilmektedir. Bu sistem, ön ve arka bölgede kron restorasyonları ile inley ve onleylerin yapımında kullanılmaktadır^{14,15,18}.

E.3.b. Zirkonyum Oksit Polikristalin Seramikler

Zirkonyum esaslı materyallerin üstün mekanik özellikleri ve biyolojik uyumlulukları göz önünde bulundurularak, itriyum (Y) ile stabilize edilmiş saf zirkonyum dental restorasyonlarda alt yapı materyali olarak kullanılmıştır¹⁹. İtriya ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalin (Y-TZP) alt yapılar, tam seramik restorasyonların sınırlamalarını azaltarak arka bölge dişlerinde 3-4 üniteli tam seramik köprülerin yapımına imkan vermektedir. Kron köprü restorasyonlarında Y-TZP seramiklerin day üzerinde direkt sinterizasyona uygun olmamaları nedeniyle sadece freze tekniği ile şekillendirilebilmekte, bu teknikler de, CAD/CAM sistemlerini gerektirmektedir. Materyallerin gelişimi ile beraber CAD/CAM teknolojisindeki ilerlemeler sonucunda, günümüzde klinik olarak başarılı tüm seramik restorasyonlar yapılabilmektedir^{7,20}.

2.4. Zirkonya

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

Materyal 6,49 g/cm³ yoğunluğundadır. Erime noktası 1852 °C ve kaynama noktası 3580 °C dir. Heksagonal kristal yapıya sahip zirkonyum grimsi bir renge sahiptir.

Zirkonyum doğada saf halde olmayıp, baddeleyit olarak da bilinen metal oksiti “zirkonya (ZrO₂)” veya silikat oksit ile yaptığı bileşik olan “zirkon (ZrSiO₄)” şeklinde bulunmaktadır. Ancak bu mineraller

doğadan elde edildiklerinde uranyum ve toryum gibi radyoaktif elementler içerebilmektedirler. Biyomateryal olarak kullanılacak saf zirkonya tozu elde etmek için materyal, karmaşık ve zaman alıcı bir arıtma işlemine tabi tutulmaktadır²¹.

Sertliği, aşınma direnci, dayanıklılığı, yüksek korozyon direnci ve ani ısıl değişimlere dayanıklılığı gibi özellikleri ile ilk olarak endüstride kullanılmış, biyomateryal olarak kullanımına ise, 1960'lı yıllarda başlanmıştır. İlk olarak ortopedide kullanım alanı bulan zirkonya, kalça eklem protezlerinde eklem başı üretiminde kullanılmış, materyalin mekanik özellikleri ve biyolojik uyumluluğu sayesinde günümüze kadar başarılı sonuçlar elde edilmiştir^{22,23}.

Zirkonya, 1990'ların başında diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Başlangıçta endodontik postlarda, implantların üst yapılarında ve ortodontik braketlerde kullanılırken, son zamanlarda tam seramik restorasyonlarda alternatif bir alt yapı materyali olmuştur^{7,23-28}.

Kristal yapısı değişken bir materyal olan zirkonya, monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere 3 ana fazda bulunmaktadır. Oda ısısında monoklinik fazda olan saf zirkonya, 1170 °C üzerinde daha yoğun bir yapı olan tetragonal faza geçmektedir. Bu faz değişimi ile beraber kitle ortalama % 5' lik bir hacim azalması göstermektedir. 1170 °C ve 2370 °C arasında tetragonal fazda stabil olan zirkonya, daha yüksek sıcaklıkta kübik kristal bir yapı kazanmaktadır. Kitlenin soğutulması sırasında yaklaşık % 3-4' lük bir hacim artışına sebep olan T-M faz değişimi meydana gelmektedir²¹.

2.4.1. Transformasyon-Sertleşme Mekanizması

Oda sıcaklığında monoklinik fazda olan saf zirkonya, yüksek sıcaklıklardaki pişirme işlemleri sırasında tetragonal faza geçerken hacimce büzülme göstermektedir. Kitlenin soğutulmasıyla tekrar tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş oluşmaktadır. Bu faz değişimleri ile beraber meydana gelen hacim değişiklikleri, materyalin sağlam katı bir kitle olarak kullanılmasını engellemektedir. Zirkonyayı, oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize etmek amacıyla yapısına az miktarlarda CaO, MgO, CeO₂, Y₂O₃ gibi stabilize edici oksitler ilave edilmektedir. Böylece, kontrolsüz faz değişimi engellenerek “yarı stabilize zirkonya (PSZ- Partially Stabilized Zirconia)” olarak adlandırılan oda sıcaklığında yarı stabil bir materyal elde edilmektedir. Materyalin yarı stabil olması, oda sıcaklığında tetragonal fazda olduğu halde monoklinik faza dönüşmek üzere iç yapısında bir enerji içerdiği anlamına gelmektedir. Gerilim stresleri, aşındırma ve yüksek kuvvetler gibi dış streslerin sebep olduğu 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 durdurulmaktadır. Materyalin diğer polikristalin seramiklerde bulunmayan bu fiziksel özelliği “transformasyon sertliği” olarak adlandırılıp, yüksek dayanıklılığı ve kırılma sertliğini sağlamaktadır^{15,21,29}.

2.4.2. İtiryum-Tetragonal Zirkonya Polikristal (Y-TZP)

Stabilize edilen zirkonya materyalleri arasında biyomateryal olarak en çok kullanılan itiryum oksidin (Y₂O₃), saf zirkonya ağırlığının

% 2-3' ü oranında ilave edilmesiyle elde edilen itriyum-tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) dir³⁰. Yapı içinde rasgele dağılmış olan stabilize edici Y^{+3} ve Zr^{+4} katyonları, oksijen anyonları ile elektriksel nötralizasyonu sağlayarak zirkonyayı stabilize etmektedir³¹.

Y-TZP'nin faz değiştirebilme özelliği ve buna bağlı olarak değişen mekanik özelliklerinin, kitleyi oluşturan taneciklerin boyutuna ve içerdiği itriyum oksit miktarına bağlı olduğu bildirilmiştir^{21,32}. Tanecik boyutu belirli bir büyüklüğün üzerinde olan Y-TZP'nin stabilitesi azdır ve hiçbir dış etken olmaksızın tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşebilmektedir. Tanecik boyutu küçüldüğünde ($<1\mu m$) faz değiştirme eğilimi de azalmaktadır. Üstelik çok küçük tanecik boyutlarında ($\sim 0,2\mu m$) transformasyon gerçekleşmeyip materyalin kırılma sertliği (fracture toughness) azalmaktadır. Bir Y-TZP kitesini oluşturan tanecik boyutunu belirleyen faktör ise sinterizasyon sıcaklığı ve süresidir. Yüksek sinterizasyon sıcaklığı ve uzun sinterizasyon süresi daha büyük taneciklerin oluşumunu sağlamaktadır. Sonuç olarak, bu materyalin üretim aşamasındaki sinterizasyon koşullarının, elde edilen ürünün stabilitesi ve mekanik özellikleri üzerinde önemli etkisi olduğu bilinmektedir³²⁻³⁴. Dış hekimliği uygulamalarında kullanılan Y-TZP seramiklerin mikro yapısı 0,2-0,5 μm çapında eş eksenli taneciklerden oluşmaktadır⁸.

Materyalin faz değiştirme mekanizmasında etkili diğer bir faktör de içeriğindeki stabilize edici oksidin miktarıdır. Saf zirkonyaya % 8 molden fazla Y_2O_3 'ün ilave edilmesi, faz değişimini engelleyip materyali tamamen stabilize etmektedir. Seramik yapısında meydana gelen bir çatlakın ilerlemesini engelleyerek materyali güçlendiren transformasyon sertliği mekanizmasını sağlamak için ilave edilen Y_2O_3 ' in miktarı önemlidir^{21,35}.

2.5. Y-TZP Esaslı Alt Yapı Üretimi

Kron köprü restorasyonlarında Y-TZP seramiklerin day üzerinde direkt sinterizasyona uygun olmamaları nedeniyle sadece freze tekniği ile şekillendirilebilmekte ve bu teknikler de CAD/CAM sistemlerini gerektirmektedir¹⁹.

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 yapılmaktadır²⁷. Y-TZP blokların makine ile şekillendirilmesi esasına dayanan bu sistemler, iki grup altında incelenebilmektedir¹⁶

1. Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM – Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacture)
2. Seramiğin Direk İşlenmesi (DCM - Direkt Ceramic Machining)

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

Bu sistemde, prepare edilmiş dişin görüntüsü optik olarak taranarak bilgisayar ortamına aktarılmaktadır. Bilgisayar programı kullanılarak restorasyonun tasarımı (CAD) yapılmaktadır. Tasarlanan restorasyon önceden üretilen seramik blokların bilgisayar ile uyumlu çalışan makinede şekillendirilmesiyle elde edilmektedir⁵.

CAD/CAM sistemi ilk olarak 1985'de Zürich Üniversitesi'nde, bir inley restorasyonun yapımında kullanılmıştır. İlk kullanılan CAD/CAM sistemlerinde, bloğun şekillendirilmesi esnasında aşındırmanın iki ekseninde yapılması sebebiyle diş ile restorasyon arasında iyi bir uyum sağlanamamıştır. Bu konudaki gelişmeler sonucu, günümüzde altı ekseninde aşındırma yapabilen sistemler üretilmiştir³⁶.

2.5.1.a. CEREC inLab Sistem

CEREC inLab sistem kitleyi güçlendiren bileşenlerden oluşmuş kristal yapı (alümina veya alümina/zirkonya karışımı) boşluklarına düşük viskoziteli lantanyum cam infiltre edilerek kullanılmaktadır. In-Ceram materyali bu tip bir seramiktir^{7,18}.

CEREC inLab sistem tarayıcı ve freze üniteleri içermekte, bu sistem ile tek kron restorasyonların ve üç üniteli köprülerin alt yapıları elde edilmektedir. Prepare edilmiş diştan elde edilen day optik tarayıcı ile taranmakta ve görüntüsü monitöre aktarılmaktadır. Alt yapı bilgisayar desteği ile tasarlandıktan sonra, kullanılacak blok freze işlemi ile şekillendirilmektedir. İşlem tamamlandığında alt yapı gerekiyorsa daya uyumlandırılmakta ve istenen renkte seçilen cam, alt yapı üzerine uygulanarak camın eridiği sıcaklığa kadar pişirilmektedir (1100 °C). Eriyen cam yarı sinterize materyalin tanecikleri arasındaki boşluğa kapiller hareketle dolar ve seramik faz ile cam faz devamlı bir yapı oluştururlar. Böylece alt yapı estetik materyal uygulamaya hazır hale gelmektedir. Bu sistemin ön ve arka tek kronlarda başarılı olarak kullanıldığı bildirilmektedir¹⁸.

2.5.1.b. Procera AllCeram Sistem

Procera AllCeram sisteminde, kron yapımı için preparasyonu yapılmış dişin bilinen yöntemlerle güdüğü hazırlanmakta ve optik sensörlerle taranarak bilgisayar ekranında üç boyutlu görüntüsü elde edilmektedir. Sinterizasyon sırasında oluşacak % 15-20' lik büzülme karşılamak amacıyla büyütülmüş güdük hazırlanıp, buna uygun alüminyum oksit veya zirkonyum oksit alt yapı elde edilmektedir. Alt yapı, tasarımı CAD işlemi ile yapılmakta ve freze aleti tarafından oluşturulmaktadır. Tamamen sinterize olması için özel bir fırında ısı uygulanmakta, bu sırada büzülerek gerçek boyutlardaki daya tam adapte olmaktadır. Sinterizasyon tamamlandıktan sonra alt yapı üzerine estetik porselen uygulanmaktadır. Procera AllCeram sistemi ile estetik sonuçlar elde edilebilmektedir^{18,19}.

2.5.1.c. Lava Sistem

Lava sistem, sinterize edilmemiş ZrO₂ seramik bloklar, ZrO₂ için özel tasarlanmış kaplama porseleni, freze cihazı, optik tarayıcı, sinterizasyon fırını ve bir bilgisayardan oluşmaktadır. İşlem, kron ya da köprü uygulaması için preparasyonu yapılmış diş yüzeyinin taranması ile başlamakta, elde edilen veriler CAD işlemi ile alt yapı tasarımında kullanılmaktadır. Sinterizasyon sırasında büzülme göstereceği için, freze işlemi ile büyütülmüş alt yapı hazırlanmaktadır. Bu işlemi sinterizasyon ve tabakalama aşamaları takip etmektedir²⁸.

Lava sistem, Cercon ve DCS-President sistemlere göre daha translüesanttir, bununla beraber alttaki renklenmiş diş maskelenecek opasiteye sahiptir. Freze işleminin ardından, son sinterizasyon öncesinde, renk skalasına göre yedi farklı renkte boyanabilmektedir^{5,7}.

Lava sistem zirkonya restorasyonlar; tek kronlar, üç ve dört üniteli köprüler ve splintlenmiş kronlarda kullanılmaktadırlar³⁷.

2.5.1.d. Cercon sistem

Cercon sisteminde alt yapı, geleneksel mumlama yöntemi ile oluşturulmakta ve Cercon sistemin tarayıcı cihazı tarafından taranmaktadır. Laboratuarda, preparasyonu yapılmış dişe ait day üzerinde restorasyonun bir mum örneği yapıp, Cercon cihazının ana parçasına yerleştirilmekte ve cihazın lazer sistemi ile taranmaktadır. Mum örneğin boyutları sinterizasyon esnasında meydana gelecek büzülme oranında büyütülmektedir. Cercon sistem tasarım aşamasında CAD da kullanılmaktadır. Mum modelaj ve CAD arasındaki tercih kullanıcıya bırakılmıştır.

Zirkonyumun dayanıklılık ve sertlik özellikleri, freze işlemini oldukça güçleştirmektedir. Cercon sistemi bu durumun üstesinden gelmek için düşük yoğunlukta, tebeşirimsi kıvamdaki sinterize edilmemiş zirkonyumdan yapılmış, "Cercon base" adı verilen blokları kullanılmaktadır. Cercon sistemde büzülme miktarını net bir şekilde belirleyip iyi uyumlu restorasyonlar elde edebilmek amacıyla her bir bloğun büzülme miktarı üretici tarafından belirlenerek kullanıma sunulmaktadır. Cihaz, her bir bloğun üzerindeki etikette belirtilen kod numarasını okuyup, bloğun büzülme miktarı kadar büyütülmüş örneği şekillendirmektedir. Sinterize edilmeden önce alt yapıda küçük uyumlamalar yapılabilmektedir. Alt yapı, sisteme ait fırında sinterize edilmekte, sinterizasyon 1350°C derecede yaklaşık olarak 6 saatte yapılmaktadır. Sinterlenmesi tamamlanan alt yapı üzerine, sisteme ait düşük ısı porseleni tabakalama tekniği ile uygulanmaktadır^{38,39}.

2.5.1.e. DentaCAD Sistem

DentaCAD sisteminde, alt yapı tam sinterize edilmiş Y-TZP bloklarda şekillendirilmektedir. Sistem bunun dışında titanyum blokları da şekillendirmektedir. Lazer tarayıcı, model üzerinde ölçümler yaparak dayanak dişin kendisine ait, komşu dişlere ve çevre dokulara göre koordinat bilgilerini elde etmektedir. Bilgisayar programı dayanak dişlerin şekillerini, pozisyonel ilişkilerini ve alveoler kretini ekranda 3 boyutlu olarak göstermektedir. Bilgisayar ekranında alt yapının tasarımı yapılmaktadır. Elde edilen tüm veri, "Hint-ELs hiCut" adı verilen freze cihazına aktarılmakta ve blok su soğutması altında aşındırılarak alt yapı şekillendirilmektedir. 5 eksen etrafında çalışmakta olan freze cihazı otomatik olarak değişebilen farklı uçlar kullanmaktadır. Sistemin uygulanması kolaydır. Ancak işlem süresi uzun ve pahalı bir tekniktir⁴⁰.

2.5.2. Seramiğin Direkt İşlenmesi (DCM - Direkt Ceramic Machining)

Seramiğin direkt işlenmesi, zirkonyumdan yapılan yarı sinterlenmiş pöröz yapıdaki blokların aşındırılarak genişletilmiş alt yapıların şekillendirilmesi esasına dayanmaktadır. Bu teknik, zirkonyum alt yapıli restorasyonların yapımının kolay, hızlı ve güvenilir olmasını sağlamaktadır. Şekillendirme sonrası tüm kitle sinterlenmekte ve homojen bir büzülme göstermektedir.

Sistemin işleyişi, restorasyonun tasarımı aşamasında CAD/CAM tekniğinden farklılık göstermektedir. Prepare edilen dişin day örneği üzerinde yapılacak restorasyonun alt yapısının rezin esaslı bir materyal ile modelajı yapılmaktadır. Model cihaza taşınmakta, mekanik bir sensor veya lazer ile tüm yüzeyler taranmaktadır. Yüzeye ait veriler

sinterleme büzülmesini karşılayacak miktarda genişletilmektedir. Hesaplanan yeni veriler aşındırma cihazına iletilmekte ve blok bu ölülerde şekillendirilmektedir. Kitle sinterizasyon sonucu gerçek boyutlarına kavuřmaktadır¹⁶.

2.5.2.a. Zirkonzahn Sistem

Zirkonzahn sistem, Zirkograph adı verilen cihazın tarayıcı ve aşındırıcı uçlarından oluşmaktadır. Prepare edilmiş dişe ait day üzerinde restorasyonun rezin esaslı bir materyal ile modelajı yapılmaktadır. Bu amaçla sistemin kendine ait, düşük polimerizasyon büzülmesine sahip ışıkla polimerize kompozit rezin kullanılmaktadır. Modelaj, cihazda uygun yerine bağlanmakta ve mekanik bir okuyucunun tüm yüzeyle temas etmesi ile tarama yapılmaktadır. Tarama esnasında, cihazın diğer kolunu oluşturan aşındırıcı uç Zirkonzahn bloğu şekillendirmektedir. Aşındırıcı ucun hareket alanı okuyucu uçtan % 25 oranında genişletilmiş olarak tasarlanmıştır. Bu oranda büyütülmüş alt yapı şekillendirilerek sisteme ait fırında 1400 °C' de sinterize edilmektedir¹⁶.

2.5.3. Y-TZP Esaslı Bloklar

Yarı sinterize Y-TZP bloklar

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

Sinterizasyon esnasında meydana gelecek büzülme oranında büyütülmüş olarak şekillendirilen restorasyon, yüksek sıcaklıklarda sinterize edilmektedir. Bu temel işlemler, sistemin taramayı nasıl yaptığına ve Y-TZP' nin göstereceği sinterizasyon büzülmesine (~ % 25) göre farklılıklar göstermektedir³².

Üretici tarafından hazırlanan bloklar, Y-TZP tozunun yanı sıra bloğun şekillendirilebilmesini sağlayan ve ön sinterizasyon aşamasında uzaklaştırılan bir matriksten oluşmaktadır. Ayrıca ağırlığın yaklaşık % 2' si kadar hafniyum oksit (HfO_2) içermektedir. Tozların kimyasal kompozisyonları çok küçük farklılıklar gösterirken mikro yapıları ortalama 60 μm çapındaki çok küçük kristallerin bir araya gelerek oluşturduğu kristal kümelerinden oluşmaktadır. Bloklar soğuk izostatik basınç tekniği ile üretilmektedir. Blokların üretim aşamasında, matriksin uzaklaştırılması üretici tarafından çok dikkatli bir şekilde kontrol edilmesi gereken bir aşamadır. Çünkü ön sinterizasyon ısı ve hızı bloğun sertliğini, işlenebilirliğini ve şekillendirilmiş restorasyonun pürüzlülüğünü etkilemektedir^{32,33}.

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

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

Y-TZP restorasyonların başarısında, blokların üretimine bağlı faktörlerin yanı sıra sistemin özelliklerinin iyi bilinmesi ve doğru uygulanması önemlidir. Alt yapının kalınlığı, deformasyonu engellemek için en az 0,5 mm olmalıdır. Rezidüel stresi azaltmak için üretici firmanın önerdiği sinterizasyon süresi sonunda restorasyon 200 °C' nin altındaki sıcaklığa kadar fırında kendiliğinden soğutulmalıdır. Elde edilen alt yapı ısıl genleşme katsayısı uygun bir porselen ile kaplanmalıdır³²⁻³⁴.

Tam sinterize Y-TZP bloklar

Tam sinterize Y-TZP blokların üretiminde ilk aşama, 1500 °C altındaki sıcaklıklarda ön sinterizasyona tabi tutularak % 95 yoğunluğa ulaşmasının sağlanmasıdır. Blokların, 1400-1500 °C yüksek basınç altında (sıcak izostatik basınç) ikinci bir uygulamaya tabi tutulmasıyla % 99' luk yoğunluğa ulaşması sağlanmaktadır. Bloklar, özel olarak tasarlanmış freze cihazlarında şekillendirilmektedir. Tam sinterlenmiş yoğun blokların sertliği şekillendirilmelerini zorlaştırmaktadır³⁴.

Y-TZP Seramik Restorasyonların Endikasyonları^{7,19,41,42}

1. Tek kronlar
2. Üç-dört üniteli köprüler

Y-TZP Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları^{7,19,41,42}

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

6. Yetersiz periodontal destek

Y-TZP Seramik Restorasyonların Avantajları^{5,7,42-45}

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

Y-TZP Seramik Restorasyonların Dezavantajları^{5,7,42-45}

1. Görünümleri opaktır.
2. Aşındırma ve yüzey işlemlerinin, materyalin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkileri vardır.
3. Köprü protezlerinde, interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda gövde ile destek kronun birleşim alanı daralacağından oklüzal kuvvetler altında restorasyonun dayanıklılığı azalmaktadır.

4. Bu restorasyonlarda uyumsuzluk görüldüğünde yeni bir ölçü alınarak tekrar yapılması gerekir, lehimlenmeleri mümkün değildir.

2.6. Y-TZP Restorasyonların Biyouyumluluğu

Hastalarda, kıymetli ve kıymetsiz metal içeren dental alaşımlara karşı görülen alerjik reaksiyonlar alternatif materyallerin kullanımını gerektirmektedir⁴⁶. Yapılan in-vivo ve in-vitro çalışmalar, saf zirkonya tozlarının biyouyumluluklarının oldukça yüksek olduğunu göstermiştir. Bu tozlar, radyoaktif içeriğinden arındırılmıştır. Materyalde hiçbir lokal veya sistemik reaksiyon bildirilmemiştir⁴⁷. Son yıllarda yapılan çalışmalar, Y-TZP yüzeyinde titanyuma göre daha az bakteri birikimi olduğunu göstermiştir^{26,45,48}.

2.7. Y-TZP Alt Yapının Opasitesi

Dental seramiklerin doğal görünümleri uygun ışık geçişi ile sağlanmaktadır. Işık geçişini sağlayan ise materyalin translüsentlik özelliğidir³⁰. Alt yapı matriksi içindeki kristalin içeriği, emilen, yansıtılan ve geçirilen ışık miktarını belirlemekte, bu sebeple yüksek dayanıklılığa sahip tüm seramiklerde kristalin içeriğinin artışı yüksek opasite ile sonuçlanmaktadır. Zirkonyum esaslı alt yapılar, metal alaşımlarına eşit opasite göstermektedir⁴⁹. Bununla beraber, alt yapının estetik porselen ile kaplanmasıyla restorasyonun opasitesi azalma göstermektedir⁵⁰.

2.8. Y-TZP Rezın Bağlantısı

Başarılı bir seramik-rezin bağlantısı, kimyasal bağlanma ve rezin seramik birleşim yüzeyindeki mikromekanik retansiyon ile

sağlanmaktadır. Silika bazlı seramiklerde asit uygulama ve silan kaplama ajanı uygulaması ile pürüzlü ve ıslanabilir bir yüzey oluşturarak başarılı bir bağlantı elde edilmektedir. AlO_2 ve ZrO_2 gibi yoğun sinterize seramikler ise hem asidik ajanlar tarafından pürüzlendirilememekte hem de silika bazlı olmadıkları için silika silan bağlantısını yapamamaktadırlar. Bu materyallerin yüzey pürüzlendirmesinde Al_2O_3 tozunun basınç ile püskürtülmesi yöntemi kullanılmaktadır⁵¹.

Zirkonya esaslı alt yapılar ile yapıştırıcı simanlar arasında oluşan en iyi bağlantı fosfat monomer içerikli rezin simanlar ile sağlanmaktadır^{52,53}.

2.9. Kimyasal Stablite

Diş hekimliğinde kullanılan restorasyon materyallerinin sahip olmaları gereken önemli bir özellik de ağız ortamında kimyasal stabiliteilerinin iyi olmasıdır. Zirkonya esaslı seramiklerin asidik ve alkali ortamlarda çözünürlük değerlerinin önerilen sınırların altında bulunması, kimyasal stabilitesi açısından ağız ortamında kullanılabilir bir restoratif materyal olduğunu göstermektedir^{24,46}.

2.10. Y-TZP' nin Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri

Y-TZP, materyal ilk üretildiğinde gösterdiği dayanıklılığı ve kırılma sertliği ile üstün mekanik özelliklere sahiptir (Tablo 1).

Tablo 1: Y-TZP nin özellikleri²¹

Özellik	Y-TZP
Kimyasal Kompozisyon	ZrO ₂ + 3mol %Y ₂ O ₃
Yoğunluk	> 6g cm ⁻³
Pörözite	< 0,1 %
Yükleme dayancı	900-1200 MPa
Baskı dayancı	2000 MPa
Young modulus	210 GPa
Kırılma sertliği KIC	7-10 MPa m ^{-1/2}
Isısal genleşme katsayısı	11x10 ⁻⁶ K ⁻¹
Isısal iletkenlik	2 W m K ⁻¹
Sertlik	1200 HV

2.10.1. Y-TZP'nin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler

Y-TZP seramik restorasyonların üretimleri sırasında uygulanan bazı işlemler seramiğin mekanik özelliklerini etkilemektedir. Bunlar, CAD/CAM sisteminin kesme ve aşındırma işlemleri, bitmiş restorasyonun prepare edilmiş dişe uyumlanması sırasında yapılan aşındırmalar, veneer porselenin şekillendirilmesi esnasında uygulanan ısı işlemleri ve materyalin yapıştırma ajanına olan bağlantısını artırma amacıyla uygulanan kumlama işlemleridir⁵⁴⁻⁵⁶.

2.10.1.a. Aşındırma

Aşındırmanın, seramik yapısında oluşturduğu en önemli yüzey karakteristikleri pürüzlülük, plastik deformasyon, faz değişimi, mikro

çatlaklar ve rezidüel stresdir⁵⁵. Aşındırma sonucu bu değişikliklerden hangilerinin ortaya çıkacağı, materyalin özellikleri ve aşındırma parametrelerine bağlıdır⁵⁶. Sonuç olarak, aşındırmanın seramikler üzerinde iki farklı etkisi bildirilmiştir;

Yüzeyde sıkıştırıcı stres tabakası

Yüzeyde aşındırma ile oluşan sıkıştırıcı tabaka, materyalin yüzeyindeki taneciklerin elastik/plastik olarak yer değiştirmesi sonucu meydana gelmektedir. Baskı stresleri çatlakların başlangıcındaki gerilim streslerini azaltarak seramiğin dayanıklılığını arttırmaktadır. Zirkonya gibi faz değiştiren bir materyalde ise tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş ile meydana gelen hacim artışı sayesinde diğer seramiklere göre daha fazla baskı stresi oluşmaktadır⁵⁴. Aşındırma işlemi sonucu zirkonyanın dayanıklılığındaki artış, faz değiştirmiş zirkonyanın hacmine ve sıkıştırıcı tabakanın derinliğine bağlıdır. Bu tabakanın derinliğinin ise, zirkonyanın yarı stabilitesi ve aşındırma koşullarına bağlı olduğu bildirilmiştir⁵⁴⁻⁵⁶.

Yüzey çatlakları

Aşındırma esnasında meydana gelen en önemli defekt yüzey çatlaklarıdır. Yüzey işlemlerinin sebep olduğu yüzey çatlakları, stres yoğunlaşmasına sebep olarak dayanıklılığı azaltıcı bir rol oynayabilmektedir⁵⁰. Aşındırma sırasında oluşan derin çatlaklar, yüzeydeki sıkıştırıcı tabakanın derinliğini aştığında dayanıklılığı azaltmaktadır. Bu durumda, aşındırma işlemleri sonucu zirkonya yüzeyinde oluşan çatlakların boyutunu belirleyen aşındırma parametrelerine dikkat edilmesi gerekmektedir. Bu faktörler arasında en önemlilerinden biri aşındırıcının gren boyutudur⁵⁶.

Aşındırma esnasında frezin yüzeyden her geçişinde onlarca mikron materyal kaldırılmaktadır. Ayrıca işlem sırasında çıkan kıvılcıklar, hem ısının hem de stresin yüksek olduğunu göstermektedir. Yüksek ısı, tetragonal fazdan monoklinik faza geçişi ters yönde aktive ederek sıkıştırıcı tabakanın zayıflamasına sebep olmaktadır⁵⁶. Materyalin mekanik özelliklerini etkileyen aşındırma parametrelerinden biri de aşındırmanın hızı ve uygulanan kuvvettir. Su soğutması altında uygulansa dahi aşındırma hızı ve uygulanan kuvvet arttıkça materyalin dayanıklılığının azaldığı bildirilmiştir⁵⁷.

Aşındırmanın dayanıklılık üzerindeki olumsuz etkilerini en aza indirmek için aşındırma işlemini en uygun koşullarda uygulamak gerekmektedir⁵⁸. Aşındırma işleminin yönü^{54,58}, aşındırıcı grenlerin büyüklüğü⁵⁹⁻⁶¹, aşındırma hızı⁶² ve kesme derinliği⁶³ materyalin dayanıklılığını etkileyen faktörlerdir.

2.10.1.b. Kumlama

Kumlama, aşındırmaya kıyasla daha hassas bir yüzey işlemidir. Kumlama ile yüzeyden az miktarda materyal kaldırılmakta, ısı artışı ve yüzeyde oluşan stres yüksek boyutlara ulaşmamaktadır. Y-TZP materyalinin kumlanması sonucu Al_2O_3 partiküllerinin yüzeye temas ettiği yerde ince bir sıkıştırıcı tabaka oluşmuştur. Yüzeydeki sıkıştırıcı stres tabakasının kalınlığı az olmasına rağmen, kumlama işleminin meydana getirdiği yüzey çatlakları bu tabakayı geçmediği için kumlama materyalin dayanıklılığını arttırmaktadır⁵². Kumlamanın sebep olduğu yüzey defektleri eroziv aşınma ve yatay yönde yüzey çatlaklarıdır. Kumlama aşındırma işleminden sonra çatlakların boyutlarını küçültmek amacıyla da uygulanabilmektedir^{56,58,64}.

2.10.1.c. Isı Uygulaması

Seramiklerin fırınlanması için uygulanan yüksek sıcaklıklar, genellikle çatlak başlangıçlarında stres yoğunluğunu azaltarak çatlakların büyümesini engellemektedir. Ancak zirkonya esaslı seramiklerde, ısı artışı tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü ters yönde başlatarak yüzey sıkıştırıcı tabakayı zayıflatarak dayanıklılığı azaltabilmektedir^{50,62}. Bununla beraber, Y-TZP seramiklerde sıcaklık değişimleri, materyalin tanecik boyutu, taneciklerin dizilimini ve kitle içindeki porözitenin dağılımını değiştirdiği için yüzey çatlaklarının ilerlemesini sağlayabilmektedir^{48,65}.

Zirkonya alt yapıların oldukça opak olmaları sebebiyle, uygun translüsentliğe sahip estetik restorasyonlar elde etmek için feldspatik porselenlerle kaplanarak kullanılmaktadırlar. Kaplama işlemi için, porselen 750 – 900 °C sıcaklıklarda fırınlanmakta ve daha sonra restorasyon soğutulmaktadır. Bu işlem, restorasyon tamamlanana kadar genellikle 2 – 5 defa tekrarlanmaktadır. Ancak bu ısı işlemlerinin alt yapı seramikleri üzerindeki etkisi tamamen bilinmemektedir⁶³. Bu konudaki çalışmalarda, alt yapı materyallerine uygulanan ısı işlemlerinin, kendi sinterizasyon sıcaklıklarının altında olsa da çeşitli etkiler oluşturduğu bildirilmiştir^{39,66-68}.

2.11. Tam Seramiklerin Dayanıklılığının Saptanması İçin Uygulanan Mekanik Testler

Bir seramik materyalin mekanik özellikleri ve klinik performansı arasında çeşitli faktörlere bağlı olan bir ilişki mevcuttur. Kayıp diş dokusunun yerini alan restorasyonun ömrünü uzatabilmek için, materyalin sınırlarının çok iyi anlaşılması gerekir^{41,69}.

Dayanıklılık, seramik materyallerinin klinikte uygulama alanlarını ve sınırlamalarını belirleyen önemli bir mekanik özelliktir⁴¹. Materyalde kırılma veya plastik deformasyonu sağlamak için gereken maksimum stres olarak tanımlanmaktadır. Dayanıklılığı etkileyen faktörler arasında test edilen materyalin yüzeyinde bulunan çatlak ve defektlerin tipi, boyutu ve dağılımı, kırılma tokluğu ve testin yapıldığı ortam önemli bir yer tutmaktadır^{15,41}. Bu sebeple dayanıklılık, materyalin yapısal bir özelliği olarak değil koşullara bağlı bir özellik olarak ele alınmalıdır^{70,71}. Kırılgan bir materyalin dayanıklılığının ölçülmesi sonucu elde edilen değerler ancak materyalin mikro yapısı, üretim şekli, test yöntemi, testin yapıldığı ortam ve kırılma mekanizması biliniyorsa yorumlanabilmektedir.

Dayanıklılığı etkileyen faktörler

1. Materyalin yüzey çatlaklarının tipi, boyutu ve dağılımı: Bir seramik restorasyondaki defektler materyalin içyapısından da kaynaklanabilmekte ancak çoğunlukla protezin yapım aşamasında (laboratuvar işlemleri ve hekimin klinik uygulamaları) meydana gelmektedir⁷¹. Kitlenin içindeki defektler çevresindeki materyal tarafından korunabilirken, yüzey defektleri streslerin toplandığı bölgeler olarak rol oynamaktadır. Seramik kitlesini freze yöntemi ile şekillendirme, aşındırma ve kumlama işlemleri, materyalin dayanıklılık değerlerini etkileyen dış yüzey çatlaklarını oluşturmaktadır. Yüzey çatlaklarının boyutu, sayısı ve dağılımı materyalin dayanıklılık değerlerini belirlemektedir. Derin ve keskin defektlerin etrafında stres birikimi fazla olmakta ve buralarda kırığa sebep olan çatlaklar ilerlemektedir. Test örneklerine uygulanan aşındırma işleminde, aşındırmanın yönü de kırılmada etkili geniş çatlakların gerilim eksenine göre yönünü belirleyerek dayanıklılık değerini etkilemektedir. Diğer yandan bazı çalışmalarda, yüzey işlemlerinin, bazı seramiklerde dayanıklılığı artırıcı bir yüzey tabakası oluşturduğu bildirilmiştir⁷⁰.

2. Test ortamı: Çevresel etkilere karşı hassas olan seramiklerin dayanıklılığı, ortamda su varlığında zamanla azalmaktadır. Su, çatlakların başlangıcında kimyasal etkisiyle büyümeyen bir çatlağın yavaş ilerlemesine sebep olmaktadır. Böyle bir reaktif ortamda bulunan seramiğin dayanıklılık değeri zamana bağlı olarak değişmektedir^{70,71}.

3. Test metodu: Dental seramiklerin mekanik özelliklerinin test edilmesinde gerilim dayanıcının ölçülmesi anlamlıdır. Çünkü seramikler yapıda meydana gelen bir çatlağın etrafındaki gerilim stresleri karşısında deforme olmaktadır. Bu sebeple gerilim stresleri dental restorasyonların başarısızlık riskini değerlendirmek için basma streslerinden daha anlamlıdır. Gerilim altında baskıya göre daha zayıftırlar⁴¹. Test örneğinin kırılmasına sebep olan en yüksek stres değeri, farklı test metotlarında önemli farklılıklar göstermektedir. Bunun sebebi, örneğin gerilim stresleri altındaki etkin alan veya hacmin farklı olmasıdır. Bu nedenle test metodu dikkate alınmalıdır⁷².

Seramiklerin bükülme dayanıklılıklarını belirlemede 2 farklı metot kullanılmaktadır⁷².

1. Tek eksenli bükülme testleri
 - a. 3 nokta yükleme
 - b. 4 nokta yükleme
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

Dental seramiklerin bükülme dayanıklılığının ölçülmesi için uygulanan bu testlerden, 3 nokta ve 4 nokta bükülme testleri, ASTM nin C 1161-94 numaralı standardında⁷³ anlatılmıştır. ISO 6872 standardı⁷⁴ ise alt yapı seramiklerinin bükülme dayanıklılığını ölçmek için üç nokta bükülme testi ile iki eksenli bükülme testlerinden üç top üzerinde piston testini önermiş ve açıklamıştır.

2.11.a. Tek Eksenli Bükülme Testleri

Üç nokta ve dört nokta bükülme testlerini içerir. Üç nokta bükülme testinde, dikdörtgen şeklindeki örnek iki silindirik destek üzerinde yerleştirilerek desteklenmekte ve orta noktadan yük uygulanmaktadır.

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 konumlandırılmaktadır⁷⁵.

Tek eksenli bükülme testleri örnek kenarlarındaki çatlaklara ve örnek hazırlanırken oluşan dikey yüzey çatlaklarına karşı hassastır^{10,73}. Bununla beraber, test örnekleri boyut ve hacim olarak dental restorasyonlardan oldukça farklıdır⁷¹.

2.11.b. İki Eksenli Bükülme Testleri

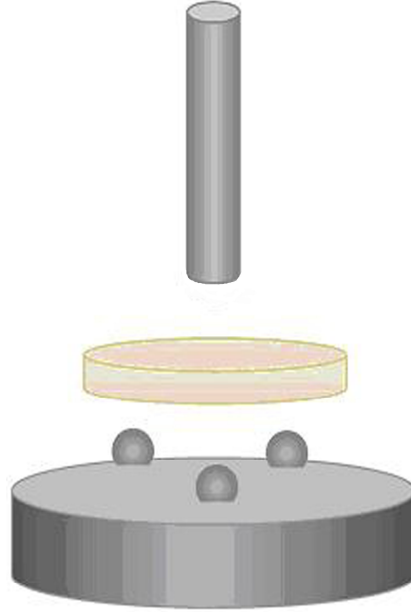
Bu testlerde, disk şekilli örnek bir halka veya daire oluşturacak şekilde duran toplar ile alttan desteklenmektedir. Alttaki halka veya toplara merkezi olarak konumlandırılmış bir piston ile yukarıdan yükleme yapılmaktadır⁷⁴.

ISO 6872 standardı⁷⁴ ise iki eksenli bükülme testlerinden üç top üzerinde piston testi önermektedir.

Üç Top Üzerinde Piston Bükülme Testi

Test düzeneğinde, $3,2 \pm 0,5$ mm çapındaki çelik toplar 10-12 mm çapında bir daire etrafında ve birbirlerine merkezden 120° açıyla yerleştirilmektedir. Bu destek toplar üzerine örnek merkezi olarak konumlandırılmaktadır. 1,2-1,6 mm çapındaki düz uçlu silindir piston ile örneğin merkezine kuvvet uygulanmaktadır⁷⁴.

Disk şeklindeki test örnekleri ISO 6872 standardında tip 2 dental seramikler için bildirilen boyutlara uygun olarak, 12 -16 mm çapında ve $1,2 \pm 0,2$ kalınlığında hazırlanmaktadır.



Şekil 1: İki eksenli bükülme testinin şematik resmi⁸⁵

Üç top üzerinde piston testinin avantajları⁷⁶

1. Destekleyici toplar, yüklemeyi yapan pistonun kenarlarına yakın pozisyonudur ve her top pistona eşit uzaklıkta yer almaktadır. Test düzeneğinin bu şekli, örnek yüzeylerinin düzlüğündeki ve paralelliğindeki küçük sapmaları tolere ederek böyle örneklerin test edilmesine izin vermektedir.

2. Örnek kenarlarındaki çatlaklardan etkilenmemektedir.

Üç top üzerinde piston testinin dezavantajları^{69,76}

1. Yükleme yapan pistonun altında, kuvvet eşit şekilde dağılmaz ve bu kuvvet dağılımının modellenmesi zordur. Daha iyi bir kuvvet dağılımını sağlamak için piston ile örnek arasına bir tabaka yumuşak materyal yerleştirilmesi faydalı olabilmektedir.

2.12. Yüzey Pürüzlülüğü

Porselen restorasyonların CAD/CAM yöntemiyle üretiminin temeli makinenin porselen blokları aşındırmasıdır. Aşındırma, yüzeyi yeniden şekillendirmekte ve yüzey çatlakları oluşturmaktadır. Hazırlanan restorasyonun yüzey pürüzlülüğü uygulanan yüzey ve bitim işlemleri tarafından belirlenmektedir. Yüzey pürüzlülüğündeki artış stres konsantrasyonuna sebep olarak dayanıklılığı azaltmaktadır⁶⁴.

Seramik yüzeylerinde profilometrik ölçümler, yüzey işlemlerinin oluşturduğu hasarın incelenmesinde SEM ile beraber sık kullanılan bir yöntemdir⁵⁸. Bu teknikler yüzey değerlendirmesinde kolay ve faydalı yöntemler olmasına karşın materyalin dayanıklılığının ölçülmesinde

yeterli değildir. Yüzey analizi yanında alt yüzey analizi için bükülme dayanıklılığı testi, fraktrografi ve hasara yol açmayan diğer analiz yöntemleri gereklidir⁶¹.

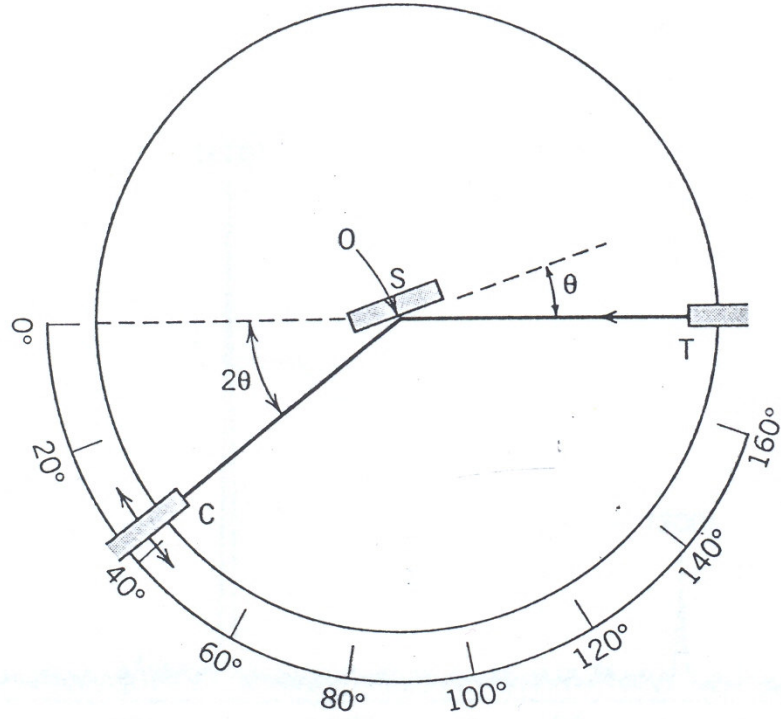
Materyaller arasındaki yüzey pürüzlülüğüne bakıldığında, yapısal farklılıklarına rağmen yüzey pürüzlülüğü aynı gren boyutuna sahip frez kullanıldığında hemen hemen aynı bulunmuştur. Materyalden bağımsız pürüzlülük özelliği önceki çalışmalarda da belirtilmiş yüzey pürüzlülüğünün temel olarak gren boyutuna bağlı olduğu bildirilmiştir⁶².

2.13. X-ray Difraksiyon Analizi

Kristal yapılı materyaller atomik düzeyde incelendiğinde, atomların belirli bir dizilişle bir araya gelerek üç boyutlu geometrik bir yapı oluşturduğu görülmektedir. Bu geometrik yapıya “birim hücre (unit cell)” adı verilmekte ve birim hücre sürekli tekrarlayarak kristal yapılı materyalin kitlesini oluşturmaktadır. Birim hücrenin geometrik şekline göre; kübik, tetragonal, heksagonal, ortorombik, rombohedral, monoklinik ve triklinik olmak üzere yedi farklı kristal sistem mevcuttur⁷⁷.

X-ray difraksiyon (XRD) tekniği, X ışınlarını kullanarak seramik ve metal gibi kristal yapılı materyallerin moleküllerinin geometri ve şeklini belirlemek için kullanılmaktadır. Böylece materyalin kristal yapısı, fiziksel ve kimyasal etkilerin kristal yapı üzerindeki etkisi ve kristal boyutları tespit edilmektedir⁷⁷. XRD analizi bu temel kullanım alanının yanı sıra; kimyasal analizlerde miktar ve kalitenin belirlenmesi, fiziksel etkilerin materyalin yapısında oluşturduğu stres ve yeni materyal geliştirilmesinde kullanılmaktadır⁷⁸.

Yüksek enerji ve düşük dalga boyuna sahip X ışınları kristal yapıda bir materyal üzerine gönderildiğinde, ışının yayılma doğrultusunda bulunan atom veya iyonlara ait elektronlar tarafından kırılarak farklı yönlerde dağıtılmaktadır. Difraktometre, materyalde kırınımın hangi açılarda en fazla olduğunu belirleyerek kristal yapının geometrisi ve boyutunun anlaşılmasını sağlamaktadır. İnce taneciklerden oluşmuş polikristalin materyaller için en sık kullanılan difraksiyon tekniği monokromatik X radyasyonudur⁷⁸.



Şekil 2: X-ray difraktometre cihazının şematik resmi⁷⁷

Bir difraktometrenin çalışma prensibini şematik olarak açıklayan Şekil 1'de, S ile gösterilmiş olan örnek O eksenini etrafında dönebilen düz bir yüzey üzerine yerleştirilmiştir. T noktasından

monokromatik X ışını gönderilmekte ve örnekten yayılan ışınların yoğunluğu C noktasındaki bir alıcı tarafından okunmaktadır. Alıcı, O merkezi etrafında hareket edecek şekilde yerleştirilmiştir ve örneğin rotasyonu ile beraber 2θ açısını koruyacak şekilde hareket etmektedir. Sabit bir hızla hareket eden alıcı θ açısı ile örnek yüzeyine gelip 2θ ile yansıyan X ışınlarının yoğunluğunu kaydetmektedir. 2θ açısına “difraksiyon açısı” adı verilmektedir⁷⁷.

Her bir madde kendine özgü difraksiyon şekli göstermektedir. Analizi yapılan örnek tek bir maddeden oluşmakta ise o maddeye ait, farklı maddelerin karışımından oluşuyorsa bileşenlerden birine ait difraksiyon şekli elde edilmektedir. Bu yöntem ile içeriği bilinmeyen bir örneğin tanımlanması yani nitelik analizi hem de bir maddenin bileşenlerinin miktar analizlerini yapmak mümkündür⁷⁹.

XRD yönteminin avantajları^{79,80}

1. Difraksiyon analizi, maddenin yapısındaki atomların yanı sıra farklı atom dizilişleri sonucu meydana gelen bileşik veya bileşikleri göstermektedir.
2. Yapıda mevcut fazlar tespit edilebilmektedir.
3. Kimyasal analiz yöntemlerine göre daha hızlıdır.
4. Analiz için az miktarda örnek yeterlidir.
5. Hasar meydana getirmeyen bir test yöntemidir.

XRD yönteminin dezavantajları^{8,80}

1. Faz değişiminin ölçüldüğü durumlarda, faz değiştiren tanecik miktarı çok az ve yüzeysel ise bu teknik ile hassas bir analiz yapılamamaktadır.

Her bir madde kendine özgü ve diğer maddelerden farklı difraksiyon şekline sahiptir. Bu özellik, maddelerin XRD yöntemi ile tanımlanabilmesine olanak sağlamaktadır. Bu yöntem için çok sayıda maddenin difraksiyon şekli belirlenmiştir ve arşivlenmiştir.

Doğada çok sayıda madde ve bunların birçok bileşiklerinin olması, difraksiyon şekillerinin kolaylıkla bulunmasını sağlayan bir sınıflandırma yapılmasını gerektirmiştir. Bu amaçla, ASTM tarafından her bir maddeye iki kısımdan oluşan bir kart numarası verilmiştir. "A-bcde" ile ifade edilen bir kart, Bölüm A'da yer alan bcde sıra numarasına sahip kart olduğunu belirtmektedir. İçeriği bilinmeyen bir örneğin analizinde, difraksiyon şekli belirlenmektedir. Elde edilen şekil daha önceden belirlenmiş difraksiyon şekilleri ile karşılaştırılarak örneğin, hangi maddeyi içerdiği bulunmaktadır.

Y-TZP polikristalin yapıda bir materyaldir ve kristal yapısının faz değiştirmesi zirkonya esaslı materyallerin önemli bir özelliğidir. XRD tekniği ile zirkonya esaslı örneğin mevcut faz analizi ve yüzey işlemi sonrası yapıda meydana gelen faz değişimleri gözlenebilmektedir. ZrO₂ nin difraksiyon grafiğinde, yüzey işlemi öncesi ve sonrası tetragonal fazın yaptığı tepe noktası (peak) farklı şekillerdedir⁶⁵.

2.14. Konu İle İlgili Çalışmalar

Kosmac ve arkadaşları⁵⁶, ortalama boyutları 0,31 µm ve 0,44 µm olan ince ve kalın gren boyutuna sahip Y-TZP seramiklerde aşındırma ve kumlamanın iki eksenli bükülme dayanıklılığı ve güvenilirliği üzerindeki etkilerini araştırmışlardır. Her iki Y-TZP materyalinin kontrol gruplarının ortalama dayanıklılıkları arasında farklılık olmadığını bildirmişlerdir. İnce grenli materyalde hem kuru aşındırma hem de su soğutmalı aşındırma

işlemleri ortalama dayanıklılığı önemli ölçüde düşürürken, kalın grenli materyalin dayanıklılığı aşındırma işlemlerinden etkilenmemiştir. Kumlama işlemi sonucunda her iki materyalde de dayanıklılık artmış ve yüksek miktarlarda monoklinik zirkonya tespit edilmiştir.

Kosmac ve arkadaşları⁸¹, başka bir çalışmalarında 3 farklı Y-TZP materyaline uygulanan yüzey işlemlerinin iki eksenli bükülme dayanıklılığı üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Materyallerden ikisi ince ve kalın grenli taneciklerden oluşmuş % 3 mol itriya ile stabilize edilmiş standart Y-TZP seramik, diğeri ise % 0,25 mol alümina ilave edilerek deneysel amaçla geliştirilmiş bir Y-TZP seramiktir. Disk şeklinde hazırlanmış örneklerin bir yüzeyi kalın (150 µm) ve ince (50 µm) grenli elmas frez ile aşındırılmıştır. Diğeri gruplara sadece kumlama veya aşındırmalar öncesi ve ya sonrası kumlama uygulamışlardır. Yüzey işlemlerinin dayanıklılık üzerine etkisi ile ilgili önceki çalışmalarıyla benzer sonuçlar bildirmişler ancak alümina ilavesiyle geliştirilen yeni Y-TZP nin en yüksek dayanıklılık değerlerine sahip olduğunu belirtmişlerdir.

Tinchert ve arkadaşları⁸², ICA, ICZ, DC-Zircon ve IPS Empress alt yapı seramiklerinden yaptıkları üç üyeli köprülerin kırılma dirençlerini aksiyel yükleme testi kullanarak ölçmüşlerdir. IPS Empress dışındaki köprülerin yapımında, CAD/CAM sistemlerini kullanmışlardır. Araştırma sonucunda, DC-Zirkondan yapılmış köprülerin en yüksek kırılma direncine sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Guazzato ve arkadaşları⁴¹, ICA ve ICZ seramiklerinin mekanik özelliklerini karşılaştırmışlardır. İki eksenli bükülme dayanıklılığı testi sonucunda istatistiksel olarak önemli bir fark olmadığını ancak ICZ' nin kırılma tokluğunun önemli ölçüde yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Luthard ve arkadaşları⁴³, bir Y-TZP seramikten elde ettikleri disk şeklindeki örnekler 150-250 µm gren boyutlu elmas frez ile farklı aşındırma parametreleri (aşındırmanın hızı, yönü ve derinliği) ile kullanarak aşındırma işlemine tabi tutmuşlardır. Bu örneklerin öncelikle ortalama yüzey pürüzlülüğünü belirledikten sonra kırılma tokluğunu ölçmüşlerdir. Bar şeklinde hazırladıkları diğer bir örnek grubunda ise aynı yüzey işlemlerini uygulayıp, dört nokta bükülme testi ile dayanıklılık değerlerini belirlemişlerdir. Araştırma sonucunda tüm aşındırma işlemlerinin yüzey pürüzlülüğünü artırdığı ve materyalin dayanıklılığını azalttığını göstermişler ve aşındırma parametrelerinin değiştirilmesinin bu değerlerde önemli bir farklılığa sebep olmadığını bildirmişlerdir.

Luthard ve arkadaşları⁵⁵, sadece CAD/CAM sistemleri tarafından şekillendirilebilen yoğun sinterize Y-TZP seramik materyaline üretim aşamalarının etkisini araştırmışlardır. Farklı aşındırma hızı, derinliği ve yönü kullanarak aşındırdıkları kron alt yapısı formundaki örneklerin yüzey değişimlerini SEM görüntülerinde değerlendirmişlerdir. Aşındırmanın yüzeyde mikro çatlaklar kadar daha geniş yüzey çatlaklarına da sebep olduğunu bildirmişlerdir. Yüzeydeki çatlakların büyüklüklerinin ve miktarlarının aşındırma hızı ve kesme derinliğinden etkilenmediğini, ancak aşındırmada kullanılan elmas frezin özelliklerinden ve aşındırma yönünden önemli ölçüde etkilendiğini belirtmişlerdir.

Guazzato ve arkadaşları⁸, farklı tekniklerle üretilen In-ceram Zirconia ve tam sinterize Y-TZP seramiklerin dayanıklılıklarını ve kırılma tokluklarını karşılaştırmışlardır. Üç nokta bükülme dayanıklılığı testi uygulamışlar, sonuçta tam sinterize Y-TZP seramiklerin en yüksek kırılma dayanıklılığına ve kırılma tokluğuna sahip olduğunu bildirmişlerdir. XRD analizi, kırık yüzeylerde monoklinik faz oranının yüksek olduğunu göstermiştir.

Papanagiotou ve arkadaşları⁶⁴, Y-TZP materyaline uygulanan düşük sıcaklardaki yaşlandırma işlemlerinin ve bazı yüzey işlemlerinin materyalin bükülme dayanıklılığı ve yapısal stabilitesine etkisini araştırmışlardır. Üç nokta bükülme dayanıklılığı testi sonucunda parlatma işlemi materyalin dayanıklılığını azaltmamış, kumlama ise artırıcı bir etki göstermiştir. Farklı sıcaklıklarda su veya nem içere ortamlarda yapılan yaşlandırma işlemlerinin ise dayanıklılık üzerinde önemli bir etkisi bulunmamıştır.

Yılmaz ve arkadaşları¹⁰, farklı alt yapı seramiklerinin mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında Y-TZP esaslı Cercon materyalinin, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve diğer alt yapı seramiklerinin tümünden yüksek bükülme dayanıklılığı ve kırılma tokluğu gösterdiğini bildirmişlerdir.

Wang ve arkadaşları⁸³, 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 dayanıklılığı arttırdığını ve farklı işlemlerin farklı dayanıklılık değerlerine yol açtığını bulmuşlardır. Araştırmacılar, Cercon materyalinde üretim sonrası uygulanan aşındırma işleminin seçiminin önemli olduğunu vurgulamışlardır.

Pittayachawan ve arkadaşları⁸⁴, 8 farklı renkteki Lava Y-TZP seramiğe iki eksenli bükülme dayanıklılığı ve yorulma testleri uygulamışlardır. Renklendirilmemiş ve farklı renklerdeki materyallerin bükülme dayanıklılıkları arasında farklılık olmadığını ve bu değerlerin 1100

MPa civarında olduğunu bulmuşlardır. Uyguladıkları yorgunluk testi sonucunda, materyalin ortalama bükülme dayanıklılığının % 60 – 65' i oranında yorulma limitine sahip olduğunu bildirmişlerdir. XRD analizi sonucu tetragonal, kübik 1 ve kübik 2 olmak üzere 3 faz bulunduğunu, polisaj işlemi sonrası kübik 2 fazın ortadan kalktığını tespit etmişlerdir.

Itinoche ve arkadaşları⁸⁵, cam infiltre alümina zirkoya (In-Ceram Zirconia) ve yoğun sinterize alümina (ProceraAllCeram) materyallerine periyodik mekanik yükleme yaparak iki eksenli bükülme dayanıklılıklarını ölçmüşlerdir. Yükleme yapılmayan gruplarda yoğun sinterize alüminanın, cam infiltre zirkonyaya göre daha yüksek dayanıklılık gösterdiğini, periyodik mekanik yüklemenin, her iki materyalde de ortalama bükülme dayanıklılığını azaltıcı etkiye sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Denry ve Holloway⁸⁶, Cercon örneklerle farklı yüzey işlemleri uygulamışlardır. XRD analizi sonucu kontrol grubunun tetragonal fazdan oluştuğu, aşındırılmış ve polisaj uygulanmış örneklerin bir miktar rombohedral faz içerdiğini ve aşındırma sonrası ısı uygulamasının rombohedral fazı ortadan kaldırdığını göstermiştir. Aşındırmanın, materyalde ortalama bükülme dayanıklılığını ve çatlak yayılımına karşı direnci arttırdığı bildirilmiştir.

Bu tez çalışmasında, zirkonyum esaslı 3 farklı tam porselen sisteminde, alt yapı materyali üzerine uygulanan aşındırma ve kumlama işlemlerinin, yüzey pürüzlülüğü ve bükülme dayanıklılığına etkisinin incelenmesi, yüzey analizleri uygulanarak değerlendirilmesi ve sistemlerin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarları, MEKA Dental Diş Laboratuvarı, Dentatek Diş Protez Laboratuvarı, Kulez Protez Laboratuvarı ve Karayolları Genel Müdürlüğü ve Ortadoğu Teknik Üniversitesi Metalurji Mühendisliği Bölümü'nde yürütüldü.

Zirkonyum esaslı 3 farklı tam porselen sisteminde, alt yapı materyali üzerine uygulanan yüzey işlemlerinin, yüzey pürüzlülüğü ve bükülme dayanıklılığına etkisi incelendi ve X-ray diffraktometre ile örneklerin faz analizi yapıldı. Çalışmada kullanılan zirkonyum esaslı porselen sistemleri Tablo 2'de gösterilmiştir.

Tablo 2: Çalışmada kullanılan zirkonyum esaslı porselen sistemleri

Sistem Adı	Üretici Firma	Kullandığı Materyal
Cercon	Degudent GmbH, Hanau-Wolfgang, Almanya	Yarı sinterlenmiş Y-TZP
DentaCAD	Hint-Els GmbH, Griesheim, Almanya	Tam sinterize Y-TZP
Zirkonzahn	Zirkonzahn GmbH, Bruneck, İtalya	Yarı sinterlenmiş Y-TZP

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Her bir zirkonyum esaslı sisteme ait 30' ar adet örnek hazırlandı ve farklı yüzey işlemleri uygulamak üzere her biri kendi içinde

üç gruba ayrıldı. Çalışmada kullanılmak üzere, son boyutları 14 mm çap ve 1,3 mm kalınlıkta olan disk şeklinde test örnekleri elde edildi.

Cercon Örneklerin Hazırlanması

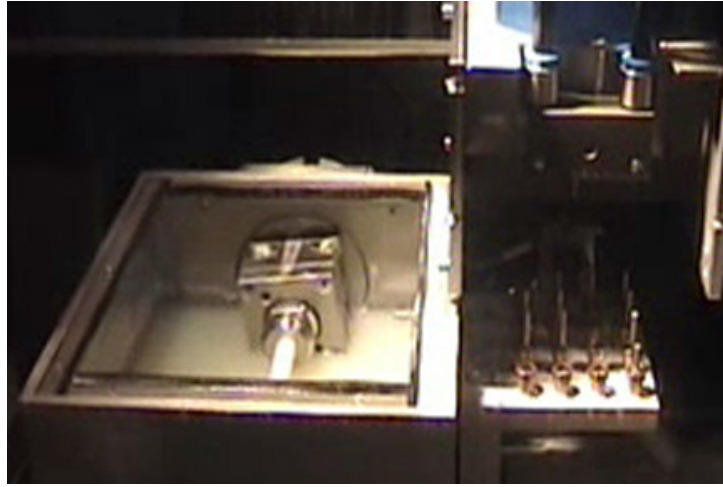
Disk şeklindeki test örneklerinin tasarımı Cercon sisteme ait bilgisayar programında yapıldı. Sistemin freze ünitesine (Cercon Brain; Degudent GmbH, Hanau-Wolfgang, Almanya), yarı sinterlenmiş Y-TZP blok (Cercon Base; Degudent GmbH, Hanau-Wolfgang, Almanya) yerleştirildi (Resim 1). Örnekler, sinterizasyon esnasında oluşacak büzülmeyle karşılaşmak amacıyla ortalama % 30 oranında büyütülerek yapıldı. Cihaz, her bir bloğun üzerindeki etikette belirtilen kod numarasını okuyup, bloğun büzülme miktarı kadar büyütülmüş örneği şekillendirdi. Sistem, bu işlem esnasında farklı kalınlıkta frezler kullandı. Örnekler sisteme ait fırında (Cercon heat furnace; Degudent GmbH, Hanau-Wolfgang, Almanya) 1350°C derecede yaklaşık olarak 2 saatte sinterize edildi.



Resim 1: Cercon sisteme ait freze ünitesi

DentaCAD Örneklerin Hazırlanması

DentaCAD sisteme ait bilgisayar programında örneklerin tasarımı yapıldı, veriler sistemin freze ünitesine aktarıldı. Örnek çapına uygun olarak seçilen 14 mm çapındaki blok freze ünitesine yerleştirildi (Resim 2). Örnekler su soğutması altında şekillendirildi.



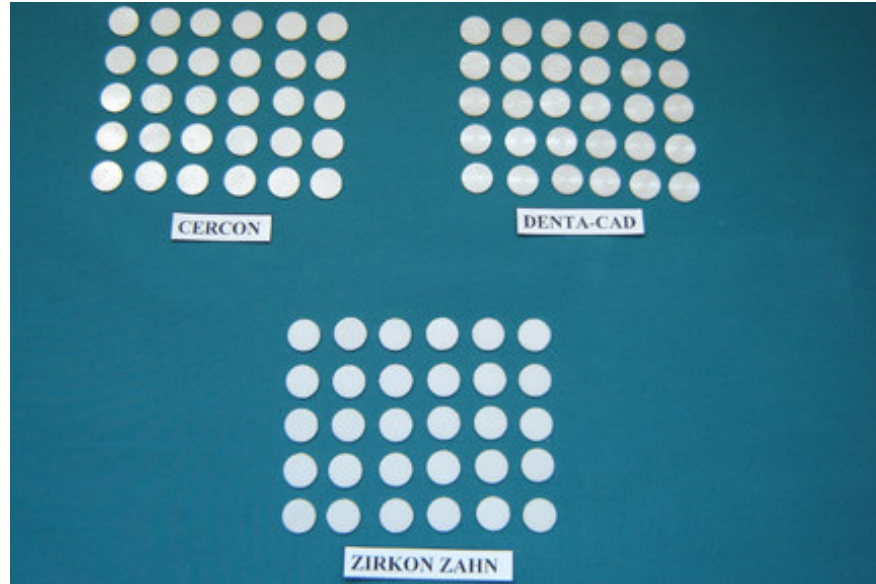
Resim 2 : DentaCAD sisteme ait freze ünitesi

Zirkonzahn Örneklerin Hazırlanması

Zirkonzahn sisteminde, cihazın aynı anda çalışan bir okuyucu ucu ve kesici ucu mevcuttur. Test örnekleri ile aynı boyutlarda kompozit rezin diskler hazırlanarak cihazın okuyucu ucunun gezindiği tablaya yere paralel olarak yerleştirildi. Okuyucu uç, kompozit disklerle temas ederek tarama işlemi yaparken kesici uç Zirkonzahn bloğu aşındırarak son boyutlarına göre % 25 oranında büyütülmüş örneği şekillendirdi (Resim 3). Disk örnekler sisteme ait fırında (Keramikofen 1500; Zirkonzahn GmbH, Bruneck, İtalya) yaklaşık 1400 °C' de 6 saat sinterize edildi.



Resim 3. Zirkozahn sistemin tarayıcı ve kesici uçları



Resim 4: Cercon, DentaCAD, Zirkozahn sistemlerine ait disk şeklinde örnekler

3.2. Test Gruplarına Yüzey İşlemlerinin Uygulanması

Araştırmada, her bir sisteme ait örnekler, biri kontrol grubu olmak üzere 3 gruba ayrıldı. Kontrol grubundaki örnekler (n=10) herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı. İkinci gruptaki örnekler, aşındırma (n=10), üçüncü gruptaki örnekler ise aşındırma sonrası kumlama uygulandı (n=10) (Tablo 2). Tüm örneklerin yüzey işlemi uygulanacak ve testlere tabi tutulacak yüzeyleri belirlendi, diğer yüzeyleri işaretlendi.

Tablo 3: Örnek grupları ve yüzey işlemleri

SİSTEM	YÜZEY İŞLEMİ		
	Kontrol	Aşındırma	Aşındırma Sonrası Kumlama
Cercon	10	10	10
DentaCAD	10	10	10
Zirkonzahn	10	10	10

3.2.1. Aşındırma

Örneklerin aşındırılması için gren boyutu 100 µm olan elmas frezler (Bredent, Senden, Almanya) kullanıldı. Frezlerin çapı 5 mm, uzunluğu 11 mm' dir. Frez, laboratuvar piyasemenine (Ultimate 500K; NSK, Kanuma, Japonya) monte edildi. Motorun dönme hızı 20000 min⁻¹ olarak ayarlanarak sabitlendi. Örnekler, ortalama 100 g olarak kabul edilen parmak basıncı⁸⁷ ile 0,1 mm materyal kaldırılarak aşındırıldı (Resim 5). Bu amaçla, aşındırma esnasında örneklerin farklı bölgelerinde dijital kumpas (Powertectools, Zhejiang, Çin) ile ölçümler yapıldı (Resim 6). Örneklerin kalınlığı, aşındırılarak 1,3 mm' den 1,2 mm (± 0,02 mm) kalınlığına

gelecek şekilde ayarlandı. Tüm test grupları için aşındırma şartlarını standart hale getirmek amacıyla her grup için farklı bir frez kullanıldı.



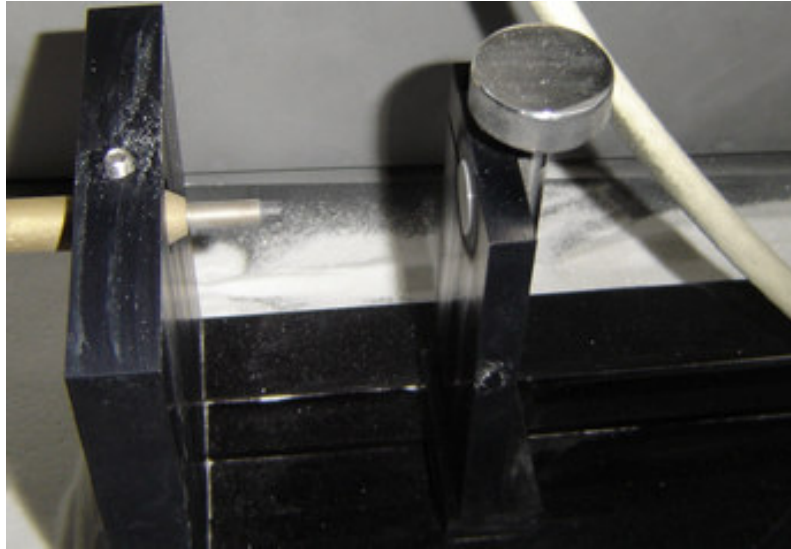
Resim 5: Örneklerin aşındırılması



Resim 6: 1,2 mm kalınlığındaki örneklerin kumpas ile kontrol edilmesi

3.2.2. Kumlama

Aşındırma sonrası kumlama uygulanacak örneklerin, aşındırılmış yüzeyleri 110 µm çapında Al₂O₃ partikülleriyle (Rocatec™Pre; 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) kumlandı. Kumlamada standardizasyonu sağlayabilmek amacıyla, kumlama işlemi esnasında örnekleri ve kumlama cihazının ucunu sabit bir pozisyonda tutan düzenek hazırlandı (Resim 7). Düzenek kumlama cihazının (Kavo EWL, Type 5423, Biberach, Almanya) içine yerleştirildi. Düzenekte, biri sabit diğeri hareketli birbirine paralel iki levha bulunmaktadır. Sabit olan levhada hazırlanan deliğe, kumlama ucu yere paralel olacak şekilde yerleştirildi. Hareketli levha kumlama ucundan 30 mm uzaklığa ayarlanarak sabitlendi. Bu levhanın üzerinde merkezi kumlama ucunun merkezi ile aynı doğrultuda yer alan, 14 mm çapındaki örnekleri kumlama işlemi sırasında sabit tutan daire şeklinde bir yuva bulunmaktadır. Örnekler, bu yuvaya yerleştirilip 4 bar basınç altında 15 saniye süreyle kumlandı.



Resim 7: Kumlama işleminin standart koşullarda tekrarlanmasını sağlayan düzenek

Üç farklı materyale ait örnek gruplarına yüzey işlemleri uygulandıktan sonra örnekler distile su içeren ultrasonik banyoda (Euronda; Erosonic Energy, İtalya) 3 dakika süreyle temizlendi (Resim 8).



Resim 8: Yüzey işlemleri uygulanan örneklerin ultrasonik banyoda temizlenmesi

3.3.a. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümleri

Yüzey işlemleri tamamlandıktan sonra tüm örneklerin ortalama yüzey pürüzlülükleri (R_a) profilometre (Surtronic 10; Taylor Hobson, Leicestershire, İngiltere) ile ölçüldü (Resim 9). Her bir örneğin yüzey pürüzlülüğünü saptamak için örnek yüzeyinden 10 farklı noktadan ölçüm yapılarak ortalamaları alındı.



Resim 9: Profilometre cihazı

3.3.b. İstatistik Analiz

Çalışmada kullanılan 3 farklı zirkonyum esaslı porselen materyaline uygulanan yüzey işlemleri sonucu elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğü verileri iki yönlü varyans analizi tekniği ile değerlendirildi. Gruplar arasındaki farklılıklar ise Duncan Testi ile belirlendi.

3.4.a. X-ray Difraktometre Analizi

Örneklerin kristal yapı analizleri, monokromatik $\text{CuK } \alpha$ ışını kullanan X-ray difraktometre (Rigaqu-Geirflex X-ray difraktometer, Japonya) ile yapıldı (Resim 10). Analizi yapılan örnek, cihazın örnek tutucusuna yerleştirildi (Resim 11). Örnek yüzeyinde, $0,01^\circ$ adım aralığıyla, 20° - 40° 2θ açıları arasında tarama işlemi yapıldı. X-ray

difraksiyonu sonucu bulunan yoğunluk değerleri kaydedildi. Her örnekte, yoğunluğun arttığı bölgelerde gözlenen en yüksek değer ve bu değerlerin gözlendiği 2θ açıları belirlendi. Hanawalt yöntemine⁷⁹ göre her bir örneğin bileşenleri analiz edildi.

Örneklerin işleme tabi tutulmuş yüzeylerindeki faz değiştirmiş monoklinik zirkonyanın tetragonal faza oranla göreceli miktarı (X_M) Garvie ve Nicholson yöntemine⁸⁸ göre aşağıdaki denklem kullanılarak belirlendi.

$$X_M = \frac{I_{M(111)} + I_{M(11\bar{1})}}{I_{M(111)} + I_{M(11\bar{1})} + I_T}$$

I : Faz yoğunluğunun en yüksek değeri

$M(111)$: Monoklinik faza ait (111) kristal geometrisi gösteren düzlem

$M(11\bar{1})$: Monoklinik faza ait (11 $\bar{1}$) kristal geometrisi gösteren düzlem

T : Tetragonal faz



Resim 10: X-ray difraktometre cihazı



Resim 11: Örneklerin XRD cihazının tutucu parçasına yerleştirilmesi

3.4.b. İstatistik Analiz

Çalışmada kullanılan 3 farklı zirkonyum esaslı porselen materyaline uygulanan yüzey işlemleri sonucu elde edilen göreceli monoklinik faz miktarına ilişkin değerler iki yönlü varyans analizi tekniği ile değerlendirildi. Gruplar arasındaki farklılıklar ise Duncan Testi ile belirlendi.

3.5.a. İki Eksenli Bükülme Dayanıklılığı Testi

İki eksenli bükülme dayanıklılığı testi, ISO 6872⁷⁴ standardına uygun olarak, çekme-basma mekanik cihazı (Ortadoğu Teknik Üniversitesi, Ankara, Türkiye) kullanarak gerçekleştirildi. Örnekleri desteklemek için, 3 adet 3,2 mm çapında paslanmaz çelik top 10 mm çapında bir dairenin üzerine yerleştirildi. Toplar, dairenin merkezine göre 120 derece açı ile konumlandırıldı (Resim 12). Örnek, merkezi piston ile aynı eksen üzerinde olacak şekilde topların üzerine yerleştirildi. Örneklerin işleme tabi tutulan yüzeylerine 1,4 mm çapındaki silindir şeklinde basma ucu ile gerilim uygulandı (Resim 13). Cihazın yükleme hızı dakikada 0,15 mm olarak ayarlandı. Pistonun temas ettiği yüzey boyunca eşit yük dağılımını sağlamak için, örnek ile piston arasına 0,05 mm kalınlığında plastik tabaka yerleştirildi^{41,76}. Her bir örneğin kırıldığı an gözlenen yük kaydedildi (Resim 14).



Resim 12: Paslanmaz çelik topların konumlandırılması



Resim 13: Çekme-basma cihazı



Resim 14: Örneklerin kırılması

Üç top üzerinde piston testine göre bükülme dayanıklılığı aşağıdaki denklem kullanılarak hesaplandı.

$$S = - 0,2387 P(X- Y)/d^2$$

S: (MPa – megapaskal) merkezdeki en yüksek gerilim stresi

P: (N- Newton) kırılmayı saptayan yük

$$X = (1+ \nu) \ln(r_2/r_3)^2 + [(1-\nu)/2] (r_2/r_3)^2$$

$$Y = (1+ \nu) [1 + \ln(r_1/r_3)^2] + (1-\nu) (r_1/r_3)^2$$

ν : Poisson oranı 0,25

r_1 : (milimetre) destek topların üzerinde konumlandığı dairenin yarıçapı

r_2 : (milimetre) yüklenen alanın yarıçapı

r_3 : (milimetre) örneğin yarıçapı

d : (milimetre) kırık merkezinde örneğin kalınlığı

3.5.b. İstatistik Analiz

Çalışmada kullanılan 3 farklı zirkonyum esaslı porselen materyaline uygulanan yüzey işlemleri sonucu elde edilen bükülme dayanıklılığı verileri iki yönlü varyans analizi tekniği ile değerlendirildi. Gruplar arasındaki farklılıklar ise Duncan Testi ile belirlendi.

Bükülme dayanıklılığı değerlerinin örnekler arasındaki değişkenliğinin analizinde Weibull istatistik analizi kullanıldı. Weibull dağılımı aşağıdaki formül ile tanımlanmaktadır⁸⁹.

$$P(s) = 1 - \exp\left(-\frac{s}{s_0}\right)^m$$

P : kırılma ihtimali

s : kırılma dayanıklılığı

s_0 : % 63,21 kırılma olasılığında dayanıklılık

m : Weibull modulus

Weibull modulus (m), $\ln(-\ln(1-P))$ eğrisinin, $\ln s$ eğrisine karşı eğimidir ve bir grup materyalin kırılmama olasılıklarının meydana getirdiği eğri şeklinde grafiğe karşı, materyallerin kırıldıkları streslerin meydana getirdiği grafiğin eğimini ifade etmektedir⁸⁹.

3.6. Gruplar Arasındaki İlişkinin Analizi

Yüzey pürüzlülüğü ve bükülme dayanıklılığı, bükülme dayanıklılığı ve monoklinik faz miktarı, yüzey pürüzlülüğü ve monoklinik faz miktarı arasındaki ilişkinin araştırılması için Pearson'ın korelasyon testi kullanıldı.

Testte, iki özellik arasındaki doğrusal ilişkinin derecesini ifade eden korelasyon katsayısı (r) hesaplandı. Değeri -1 ile $+1$ arasında değişen korelasyon katsayısı 0 ise iki özellik arasında doğrusal bir ilişki bulunmaz. Korelasyon katsayısının negatif değerleri, özelliklerden biri artarken diğerinin azaldığı anlamına gelmekte ve değer -1 olması tam doğrusal bir ilişki olduğunu göstermektedir. Pozitif r değerleri ise biri artarken diğerinin de arttığını ya da biri azalırken diğerinin de azaldığını göstermekte ve r 'nin $+1$ bulunması tam doğrusal ilişkiyi ifade etmektedir. Korelasyon katsayısının -1 veya $+1$ 'e yaklaşması, doğrusal ilişkiye yaklaştığını yani iki özellik arasındaki ilişkinin kuvvetli olduğunu göstermektedir.

4. BULGULAR

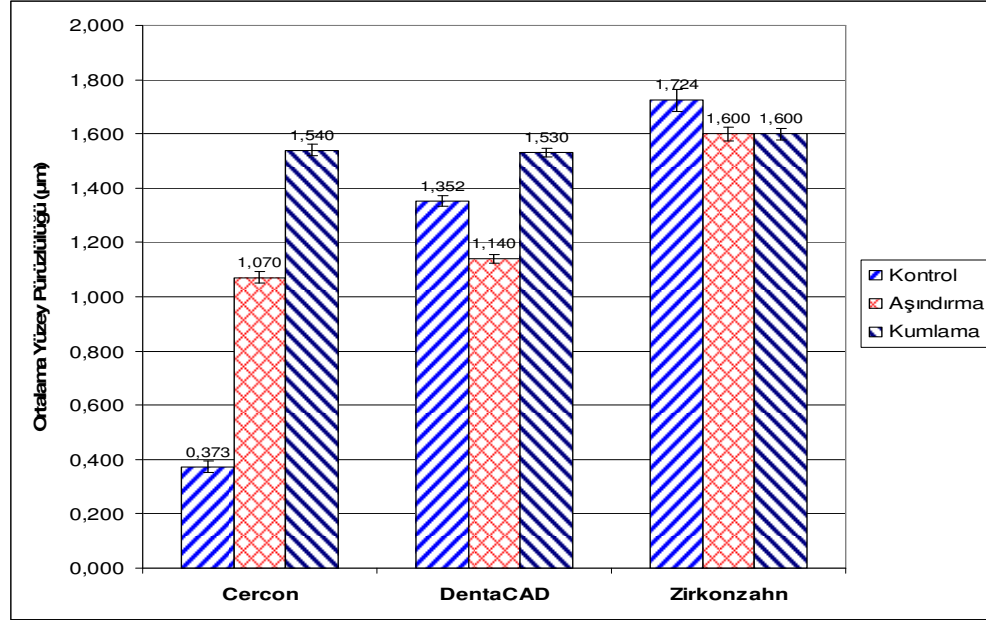
Araştırmada üç farklı zirkonya esaslı tam porselen sistemine ait alt yapı materyallerine yüzey işlemleri uygulanarak yüzey pürüzlülükleri ölçülmüş ve X-ray diffraktometre ile faz analizi yapılmıştır. Örneklere zirkonyum alt yapıların dayanıklılığını ölçmek amacıyla, iki eksenli bükülme dayanıklılığı testi uygulanmıştır. Testler sonucu elde edilen veriler değerlendirilerek materyaller arasındaki farklılıklar ve yüzey işlemlerinin etkileri tespit edilmiştir.

4.1.a. Yüzey Pürüzlülüğü Testi

Örneklerin her birinin işlem görmüş yüzeylerinde profilometre cihazı ile yapılan ölçümler sonucu elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri Tablo 4’de gösterilmiştir. Test gruplarına ait yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ortalamaları ve standart hataları ise Grafik 1’ de gösterilmiştir.

Tablo 4: Örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri (Ra)

Örnek No	Cercon			DentaCAD			Zirkonzahn		
	Kontrol	Aşındırma	Aşındırma Sonrası Kuşlama	Kontrol	Aşındırma	Aşındırma Sonrası Kuşlama	Kontrol	Aşındırma	Aşındırma Sonrası Kuşlama
1	0.37	1	1.6	1.45	1.2	1.5	1.67	1.5	1.6
2	0.37	1.2	1.7	1.31	1.1	1.6	1.64	1.6	1.7
3	0.48	1	1.5	1.33	1.1	1.5	1.59	1.6	1.6
4	0.36	1.1	1.5	1.44	1.1	1.5	1.68	1.7	1.7
5	0.29	1.1	1.5	1.28	1.1	1.5	1.69	1.6	1.6
6	0.37	1	1.6	1.37	1.1	1.6	1.73	1.5	1.5
7	0.47	1	1.5	1.29	1.1	1.5	2.07	1.5	1.6
8	0.41	1.1	1.5	1.33	1.2	1.6	1.73	1.7	1.6
9	0.34	1.1	1.5	1.35	1.2	1.5	1.71	1.7	1.6
10	0.27	1.1	1.5	1.37	1.2	1.5	1.73	1.6	1.5



Grafik 1: Ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri

4.1.b. İstatistik Analiz

Cercon, DentaCAD ve Zirkozahn sistemlerine ait zirkonya esaslı alt yapı materyallerinin ortalama yüzey pürüzlülükleri bakımından tanıtıcı istatistikler Tablo 5' de gösterilmiştir.

Tablo 5: Ortalama yüzey pürüzlülüğü testinin iki yönlü varyans analizi sonuçları

Değişkenin kaynağı	Kareler toplamı	Serbestlik dereceleri	Ortalama kare	Oran	Olasılık
Materyal	6,2896	2	3,1448	563,79	0,000
Yüzey işlemi	2,6231	2	1,3115	235,13	0,000
Materyal x yüzey işlemi	5,1372	4	1,2843	230,25	0,000
Hata	0,4518	81	0,0056		
Toplam	14,5016	89			

Araştırmada kullanılan tüm istatistik testlerinde $\alpha = 0,01$ 'dir. $P < 0,01$ gruplar arasında istatistik olarak anlamlı bir fark olduğunu gösterirken, $P > 0,01$ gruplar arasında istatistik olarak anlamlı bir fark olmadığını ifade etmektedir.

Varyans analizi tekniğine ilişkin hesaplamaların sonucunda materyal x yüzey işlemleri etkileşimi istatistik olarak önemli bulunmuştur ($P < 0,01$). Materyallerin ortalama yüzey pürüzlülükleri arasındaki farklar uygulanan yüzey işlemine göre değiştiği için farkların incelenmesi her materyalin kontrol, aşındırma ve aşındırma sonrası kumlama uygulanan gruplarda ayrı ayrı yürütülmüştür. Gruplar arasında fark olup olmadığını gösteren Duncan Testi sonuçları Tablo 6-11' de ortalamaların yanında harfli gösterim şeklinde belirtilmiştir.

Cercon materyalinde, en yüksek ortalama yüzey pürüzlülüğünü aşındırma sonrası kumlama uygulanmış örnekler, en düşük değeri ise kontrol grubundaki örnekler göstermiştir ve gruplar arasındaki farklar istatistik olarak anlamlıdır ($P < 0,01$) (Tablo 6).

Tablo 6: İki yönlü varyans analizinde Cercon materyaline uygulanan farklı yüzey işlemleri sonucu yüzey pürüzlülüklerinin ortalama değerleri

Yüzey işlemi	Örnek sayısı	Ortalama	Ortalamanın standart hatası	Standart sapma	En düşük	En yüksek
Kontrol	10	0,3730 ^C	0,0213	0,0675	0,27	0,48
Aşındırma	10	1,0700 ^B	0,0213	0,0675	1	1,2
Aşındırma sonrası kumlama	10	1,5400 ^A	0,0221	0,0699	1,5	1,7

Grupların ortalama yüzey pürüzlülükleri harfler ile işaretlenmiştir, aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak önemli değildir ($p > 0,01$)

DentaCAD materyalinde aşındırma sonrası kumlanmış grubun ortalama yüzey pürüzlülüğü kontrol grubuna göre anlamlı olarak yüksek ($P < 0,01$), aşındırılmış örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü ise diğer gruplardan düşüktür ($P < 0,01$) (Tablo 7).

Tablo 7: İki yönlü varyans analizinde DentaCAD materyaline uygulanan farklı yüzey işlemleri sonucu yüzey pürüzlülüklerinin ortalama değerleri

Yüzey işlemi	Örnek sayısı	Ortalama	Ortalamanın standart hatası	Standart sapma	En düşük	En yüksek
Kontrol	10	1,3520 ^B	0,0182	0,0575	1,28	1,45
Aşındırma	10	1,1400 ^C	0,0163	1,1000	1,1	1,2
Aşındırma sonrası kumlama	10	1,5300 ^A	0,0153	1,5000	1,5	1,6

Grupların ortalama yüzey pürüzlülükleri harfler ile işaretlenmiştir, aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak önemli değildir ($p > 0,01$)

Zirkonzahn materyalinde, yüzey işlemi uygulanan iki grubun ortalama yüzey pürüzlülükleri arasında fark bulunmamıştır ($P > 0,01$), kontrol grubunda ise fark anlamlı şekilde yüksektir ($P < 0,01$) (Tablo 8).

Tablo 8: İki yönlü varyans analizinde Zirkonzahn materyaline uygulanan farklı yüzey işlemleri sonucu yüzey pürüzlülüklerinin ortalama değerleri

Yüzey işlemi	Örnek sayısı	Ortalama	Ortalamanın standart hatası	Standart sapma	En düşük	En yüksek
Kontrol	10	1,7240 ^A	0,0410	0,1295	1,59	2,07
Aşındırma	10	1,6000 ^B	0,0258	1,5000	1,5	1,7
Aşındırma sonrası kumlama	10	1,6000 ^B	0,0211	0,0667	1,5	1,7

Grupların ortalama yüzey pürüzlülükleri harfler ile işaretlenmiştir, aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak önemli değildir ($p > 0,01$)

Materyal x yüzey işlemleri etkileşiminin istatistik olarak önemli bulunması ($P < 0,01$), uygulanan bir yüzey işlemleri sonucunda elde edilen ortalama yüzey pürüzlülükleri arasındaki farkların her grupta ayrı olduğu anlamını taşımaktadır. Bu sebeple kontrol, aşındırma ve aşındırma sonrası kumlama işlemleri sonucu ölçülen ortalama yüzey pürüzlülükleri arasındaki farkların incelenmesi her materyalde ayrı ayrı yürütülmüştür.

Üretim sonrası yüzey işlemleri uygulanmamış kontrol grubunda yapılan değerlendirme sonucu Zirkonzahn diğer materyallere göre istatistik olarak anlamlı şekilde yüksek, Cercon ise düşük ortalama yüzey pürüzlülüğü göstermiştir ($P < 0,01$) (Tablo 9). Aşındırma işleminin sebep olduğu yüzey pürüzlülüğü Cercon ve DentaCAD arasında istatistik olarak anlamlı bulunmamış ($P > 0,01$), Zirkonzahn örneklerin ise anlamlı ($P < 0,01$) şekilde yüksek olduğu görülmüştür (Tablo 10). Aşındırma sonrası kumlanmış gruplarda ise üç materyalin ortalama yüzey pürüzlülükleri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($P > 0,01$) (Tablo 11).

Tablo 9: İki yönlü varyans analizinde materyallerin kontrol gruplarının yüzey pürüzlülüklerinin ortalama değerleri

Materyal	Örnek sayısı	Ortalama	Ortalamanın standart hatası	Standart sapma	En düşük	En yüksek
Cercon	10	0,3730 ^C	0,0213	0,0675	0,27	0,48
DentaCAD	10	1,3520 ^B	0,0182	1,0575	1,28	1,45
Zirkon Zahn	10	1,7240 ^A	0,0410	0,1295	1,59	2,07

Grupların ortalama yüzey pürüzlülükleri harfler ile işaretlenmiştir, aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak önemli değildir ($p > 0,01$)

Tablo 10: İki yönlü varyans analizinde materyallerin aşındırma işlemi uygulanan gruplarının yüzey pürüzlülüklerinin ortalama değerleri

Materyal	Örnek sayısı	Ortalama	Ortalamanın standart hatası	Standart sapma	En düşük	En yüksek
Cercon	10	1,07 ^B	0,0213	0,0675	1	1,2
DentaCAD	10	1,14 ^B	0,0163	1,0516	1,1	1,2
Zirkonzahn	10	1,60 ^A	0,0258	0,0816	1,5	1,7

Grupların ortalama yüzey pürüzlülükleri harfler ile işaretlenmiştir, aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak önemli değildir ($p>0,01$)

Tablo 11: İki yönlü varyans analizinde materyallerin aşındırma sonrası kumlama uygulanan gruplarının yüzey pürüzlülüklerinin ortalama değerleri

Materyal	Örnek sayısı	Ortalama	Ortalamanın standart hatası	Standart sapma	En düşük	En yüksek
Cercon	10	1,54 ^A	0,0221	0,0699	1,5	1,7
DentaCAD	10	1,53 ^A	0,0153	0,0483	1,5	1,6
Zirkonzahn	10	1,60 ^A	0,0211	0,0667	1,5	1,7

Grupların ortalama yüzey pürüzlülükleri harfler ile işaretlenmiştir, aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak önemli değildir ($p>0,01$)

4.2.a. X-ray Diffraktometre Analizi

Örneklerin X-ray diffraktometre analizleri sonucu, yapılarındaki zirkonyanın niteliği tespit edilmiştir (Tablo 12). Analiz sonucunda Cercon materyaline ait kontrol grubu örneklerinin % 100 tetragonal zirkonyadan (50-1089) oluştuğu görülmüştür. Yüzey işlemleri sonucunda materyalin farklı miktarlarda tetragonal ve monoklinik (37-1484) zirkonya içerdiği tespit edilmiştir. DentaCAD materyalinde tüm test grupları farklı miktarlarda tetragonal (17-0923) ve monoklinik

(37-1484) zirkonyadan oluşmuştur. Zirkozahn materyalinin tüm grupları ise tetragonal (50-1089) ve monoklinik (37-1484) zirkonya içermektedir.

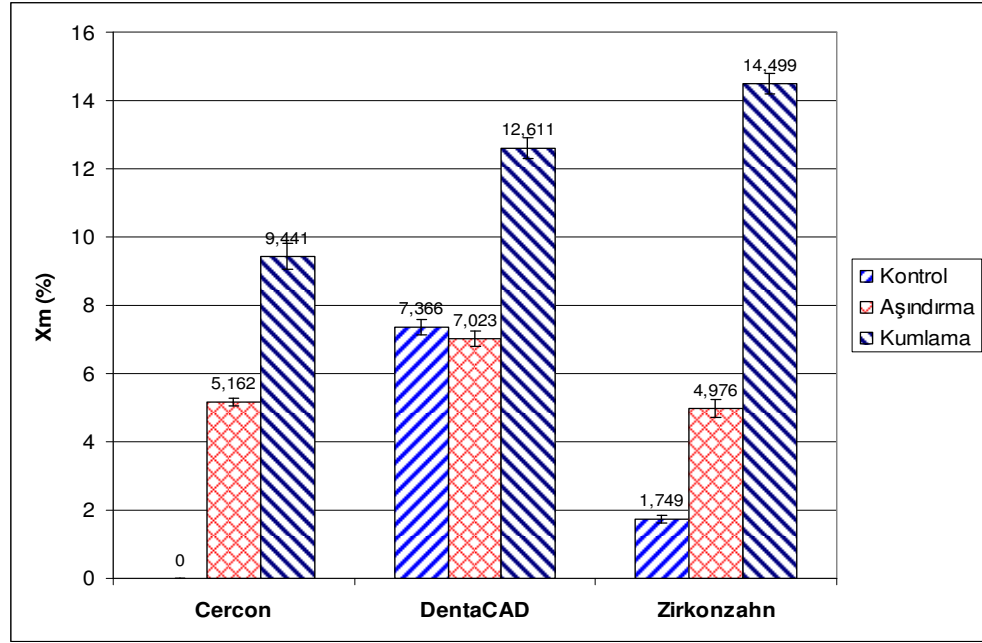
Tablo 12: Test gruplarının kristal yapıları

Materyal	YÜZEY İŞLEMİ		
	Kontrol	Aşındırma	Aşındırma sonrası kumlama
Cercon	50-1089 tetragonal	50-1089 tetragonal 37-1484 monoklinik	50-1089 tetragonal 37-1484 monoklinik
DentaCAD	17-0923 tetragonal 37-1484 monoklinik	17-0923 tetragonal 37-1484 monoklinik	17-0923 tetragonal 37-1484 monoklinik
Zirkozahn	50-1089 tetragonal 37-1484 monoklinik	50-1089 tetragonal 37-1484 monoklinik	50-1089 tetragonal 37-1484 monoklinik

Örneklerin işlem görmüş yüzeylerindeki faz değiştirmiş monoklinik zirkonyanın tetragonal faza oranla göreceli miktarı (X_M) Tablo 13'de gösterilmiştir. Test gruplarına ait X_M değerlerinin ortalamaları ve standart hataları ise Grafik 2'de gösterilmiştir.

Tablo 13: Monoklinik fazın tetragonal faza oranla göreceli miktarı (%)

Örnek No	Cercon			DentaCAD			Zirkozahn		
	Kontrol	Aşındırma	Aşındırma Sonrası Kumlama	Kontrol	Aşındırma	Aşındırma Sonrası Kumlama	Kontrol	Aşındırma	Aşındırma Sonrası Kumlama
1	0	5,46	9,27	7,33	6,95	13,1	1,93	4,6	15,12
2	0	4,93	8,56	6,02	6,7	12,72	1,67	5,1	14,8
3	0	5,68	10,1	7,91	7,23	12,9	1,9	4,78	15,26
4	0	4,9	8,63	7,2	7,76	11,58	2,1	3,9	14,72
5	0	4,82	7,89	8,31	7,9	12,08	2,2	5,68	14,23
6	0	5,2	9,3	7,88	7,9	10,6	1,52	5,3	13,78
7	0	4,89	9,62	7,15	6,83	12,73	2,2	4,69	15,19
8	0	5,21	10,12	6,9	6,98	14,21	1,42	5,81	12,64
9	0	5,81	8,7	6,76	6,1	12,97	1,45	3,69	15,75
10	0	4,72	12,22	8,2	5,88	13,22	1,1	6,21	13,5



Grafik 2: Örnek gruplarında X-ray difraktometre analizi ile tespit edilen monoklinik fazın tetragonal faza oranla göreceli miktarı (X_M)

4.2.b. İstatistik Analiz

Faz değiştirmiş monoklinik zirkonyanın tetragonal faza oranla göreceli miktarı (X_M) bakımından tanıtıcı istatistikler Tablo 14' deki gibidir.

Tablo 14: Faz değiştirmiş monoklinik zirkonyanın tetragonal faza oranla göreceli miktarının (X_M) iki yönlü varyans analizi sonuçları

Değişkenin kaynağı	Kareler toplamı	Serbestlik dereceleri	Ortalama kare	Oran	Olasılık
Materyal	256,54	2	128,27	218,36	0,000
Yüzey işlemi	1326,05	2	663,02	1128,68	0,000
Materyal x yüzey işlemi	195,97	4	48,99	83,40	0,000
Hata	47,58	81	0,59		
Toplam	1826,14	89			

İki yönlü varyans analizi tekniğine ilişkin hesaplamalara göre zirkonyum esaslı porselen sistemleri ve uygulanan yüzey işlemleri sonucu hesaplanan X_M ortalamaları arasında genel olarak gözlenen farklılıklar istatistik olarak önemlidir ($p < 0,01$). Materyallerin ortalama X_M değerleri arasındaki farklar uygulanan yüzey işlemine göre değiştiği için farkların incelenmesi her materyalin kontrol, aşındırma ve aşındırma sonrası kumlama uygulanan gruplarda ayrı ayrı yürütülmüştür.

Materyaller ve uygulanan yüzey işlemleri arasındaki faz değiştirmiş monoklinik zirkonyanın tetragonal faza oranla göreceli miktarı (X_M) ortalamaları arasındaki farkların istatistik olarak önemli olup olmadıklarını gösteren Duncan Testi sonuçları Tablo 15-20' de ortalamaların yanında harfli gösterim şeklinde verilmiştir.

Cercon materyalinde, kontrol grubunda monoklinik faz tespit edilmemiştir, en yüksek ortalama X_M değerini aşındırma sonrası kumlama uygulanmış örnekler göstermiştir ve gruplar arasındaki farklar istatistik olarak anlamlıdır ($P < 0,01$) (Tablo 15). DentaCAD materyalinde aşındırma sonrası kumlanmış grubun ortalama X_M değeri kontrol ve aşındırma grubuna göre anlamlı olarak yüksek ($P < 0,01$) iken bu iki grup arasındaki farkın istatistik olarak önemli olmadığı bulunmuştur ($P > 0,01$) (Tablo 16). Zirkonzahn materyalinde, aşındırma sonrası kumlama uygulanan grubun hesaplanan ortalama X_M değerleri, sadece aşındırma uygulanan gruba ve kontrol grubuna göre istatistik olarak anlamlı şekilde yüksektir ($P > 0,01$), kontrol grubunda en düşük değer bulunmuştur ($P < 0,01$) (Tablo 17).

Tablo 15: İki yönlü varyans analizinde Cercon materyaline uygulanan farklı yüzey işlemleri sonucu hesaplanan ortalama X_M değerleri

Yüzey işlemi	Örnek sayısı	Ortalama	Ortalamanın standart hatası	Standart sapma	En düşük	En yüksek
Kontrol	10	0,000 ^C	0,000	0,000	0,000	0,000
Aşındırma	10	5,162 ^B	0,120	0,379	4,720	5,810
Aşındırma sonrası kumlama	10	9,441 ^A	0,381	1,206	7,890	12,220

Grupların ortalama X_M değerleri harfler ile işaretlenmiştir, aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak önemli değildir ($p > 0,01$)

Tablo 16: İki yönlü varyans analizinde DentaCAD materyaline uygulanan farklı yüzey işlemleri sonucu hesaplanan ortalama X_M değerleri

Yüzey işlemi	Örnek sayısı	Ortalama	Ortalamanın standart hatası	Standart sapma	En düşük	En yüksek
Kontrol	10	7,366 ^B	0,227	0,716	6,02	8,31
Aşındırma	10	7,023 ^B	0,222	0,702	5,88	7,90
Aşındırma sonrası kumlama	10	12,611 ^A	0,313	0,989	10,60	14,21

Grupların ortalama X_M değerleri harfler ile işaretlenmiştir, aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak önemli değildir ($p > 0,01$)

Tablo 17: İki yönlü varyans analizinde Zirkozahn materyaline uygulanan farklı yüzey işlemleri sonucu hesaplanan ortalama X_M değerleri

Yüzey işlemi	Örnek sayısı	Ortalama	Ortalamanın standart hatası	Standart sapma	En düşük	En yüksek
Kontrol	10	1,749 ^C	0,118	0,375	1,10	2,20
Aşındırma	10	4,976 ^B	0,256	0,810	3,69	6,21
Aşındırma sonrası kumlama	10	14,499 ^A	0,302	0,954	12,64	15,75

Grupların ortalama X_M değerleri harfler ile işaretlenmiştir, aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak önemli değildir ($p > 0,01$)

Materyal x yüzey işlemleri etkileşiminin istatistik olarak önemli bulunması ($P < 0,01$), uygulanan bir yüzey işlemleri sonucunda elde edilen ortalama X_M değerleri arasındaki farkların Cercon'da ayrı, DentaCAD' de ayrı, Zirkozahn'da ayrı olduğu anlamını taşımaktadır. Bu sebeple kontrol, aşındırma ve aşındırma sonrası kumlama işlemleri sonucu ölçülen ortalama yüzey pürüzlülükleri arasındaki farkların incelenmesi her materyalde ayrı ayrı yürütülmüştür.

Kontrol grupları arasında yapılan değerlendirme sonucu X_M değeri, DentaCAD materyalinde diğerlerine göre istatistik olarak anlamlı şekilde yüksektir ($P < 0,01$) (Tablo 18). Aşındırma işlemleri sonrası hesaplanan X_M değerleri arasındaki fark Cercon ve Zirkozahn arasında istatistik olarak anlamlı bulunmamış ($P > 0,01$), DentaCAD örneklerde ise yüksek ($P < 0,01$) olduğu görülmüştür (Tablo 19). Aşındırma sonrası kumlanmış gruplarda ise Zirkozahn anlamlı olarak en yüksek, Cercon ise en düşük değeri göstermiştir ($P < 0,01$) (Tablo 20).

Tablo 18: İki yönlü varyans analizinde materyallerin kontrol gruplarında hesaplanan ortalama X_M değerleri

Materyal	Örnek sayısı	Ortalama	Ortalamanın standart hatası	Standart sapma	En düşük	En yüksek
Cercon	10	0 ^C	0	0	0	0
DentaCAD	10	7,366 ^A	0,227	0,716	6,02	8,31
Zirkozahn	10	1,749 ^B	0,118	0,375	1,10	2,2

Grupların ortalama X_M değerleri harfler ile işaretlenmiştir, aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak önemli değildir ($p > 0,01$)

Tablo 19: İki yönlü varyans analizinde materyallerin aşındırma işlemi uygulanan gruplarında hesaplanan ortalama X_M değerleri

Materyal	Örnek sayısı	Ortalama	Ortalamanın standart hatası	Standart sapma	En düşük	En yüksek
Cercon	10	5,162 ^B	0,120	0,37 9	4,72	5,81
DentaCad	10	7,023 ^A	0,222	0,702	5,88	7,90
Zirkonzahn	10	4,976 ^B	0,256	0,108	3,69	6,21

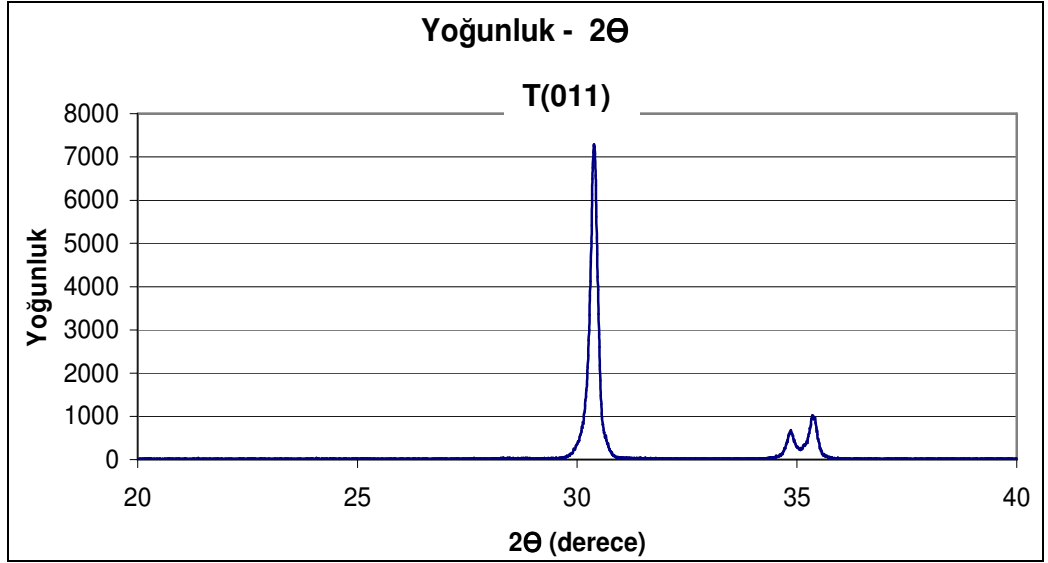
Grupların ortalama X_M değerleri harfler ile işaretlenmiştir, aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak önemli değildir ($p>0,01$)

Tablo 20: İki yönlü varyans analizinde materyallerin aşındırma sonrası kumlama uygulanan gruplarında hesaplanan ortalama X_M değerleri

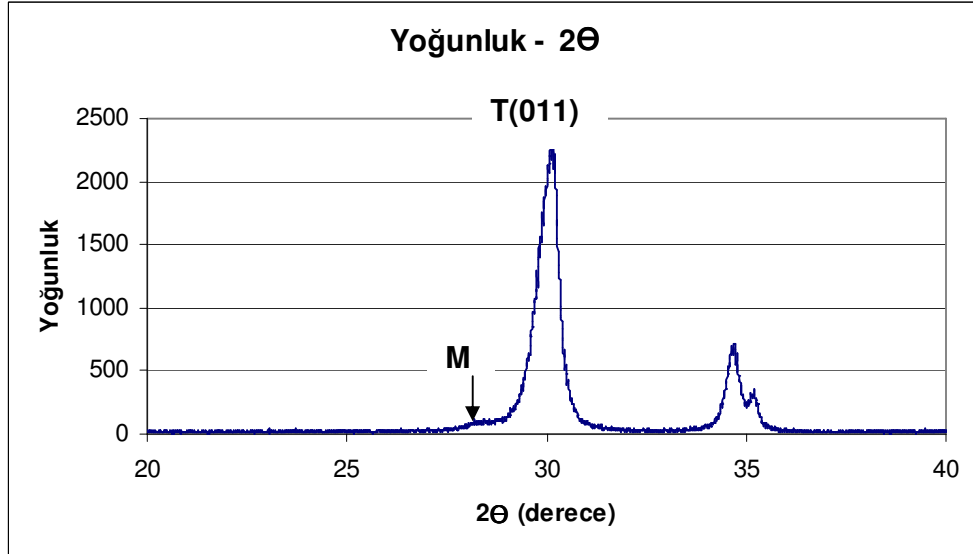
Materyal	Örnek sayısı	Ortalama	Ortalamanın standart hatası	Standart sapma	En düşük	En yüksek
Cercon	10	9,441 ^C	0,381	1,206	7,89	12,22
DentaCad	10	12,611 ^B	0,313	0,989	10,60	14,21
Zirkonzahn	10	14,499 ^A	0,302	0,954	12,64	15,75

Grupların ortalama X_M değerleri harfler ile işaretlenmiştir, aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak önemli değildir ($p> 0,01$)

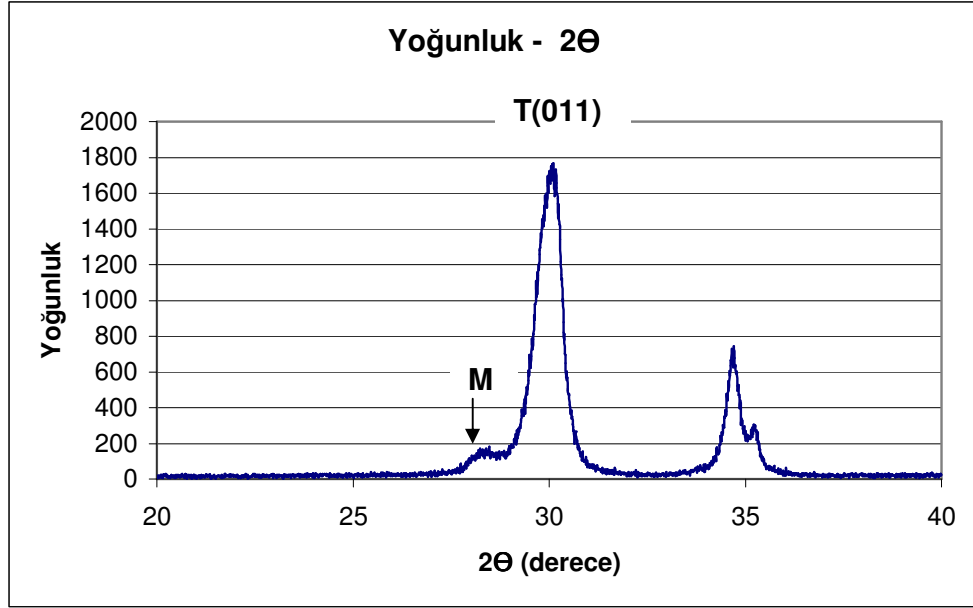
Analiz sonucunda gruplara ait bazı örneklerin X-ray difraksiyon şekilleri grafik 3-11' de gösterilmiştir.



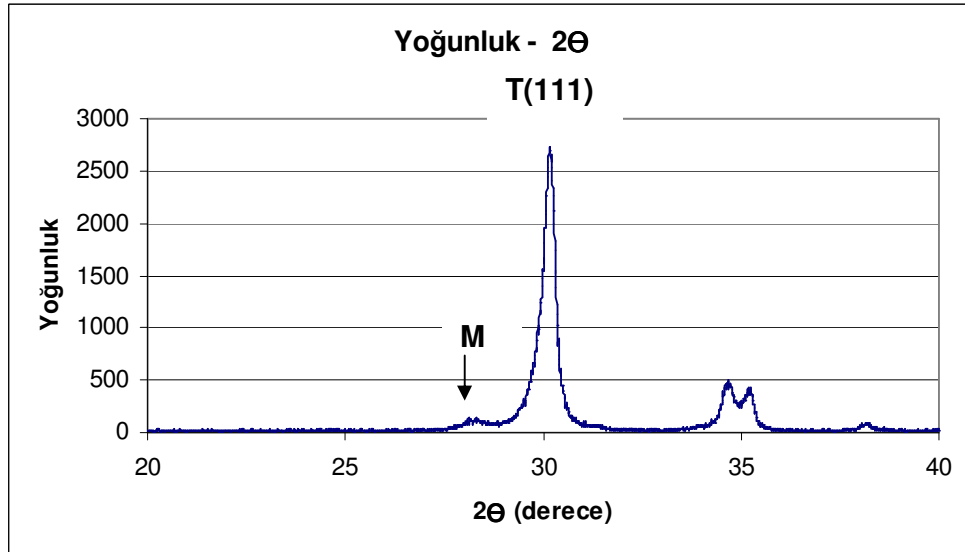
Grafik 3: Cercon materyalinin kontrol grubundan bir örneğin X-ray difraksiyon şekli



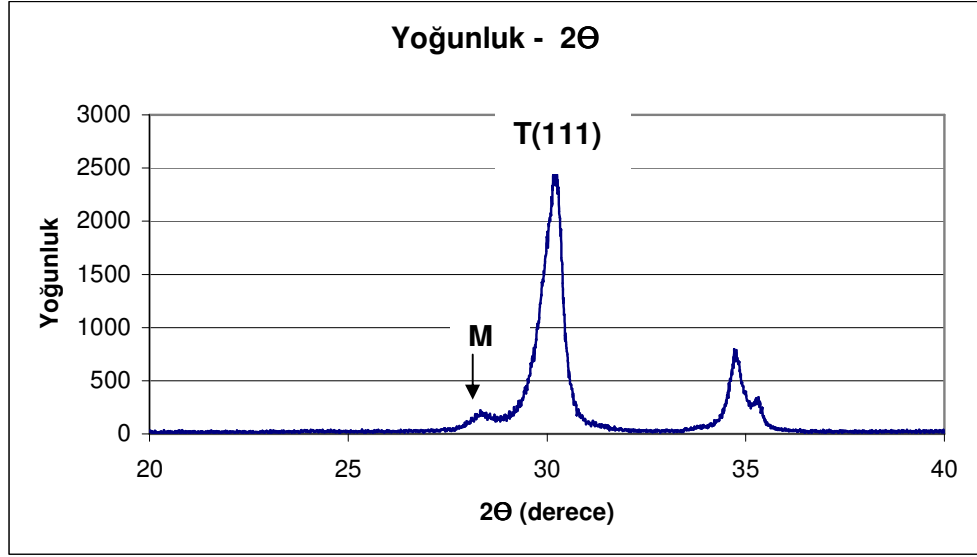
Grafik 4: Cercon materyalinin aşındırma uygulanmış grubundan bir örneğin X-ray difraksiyon şekli



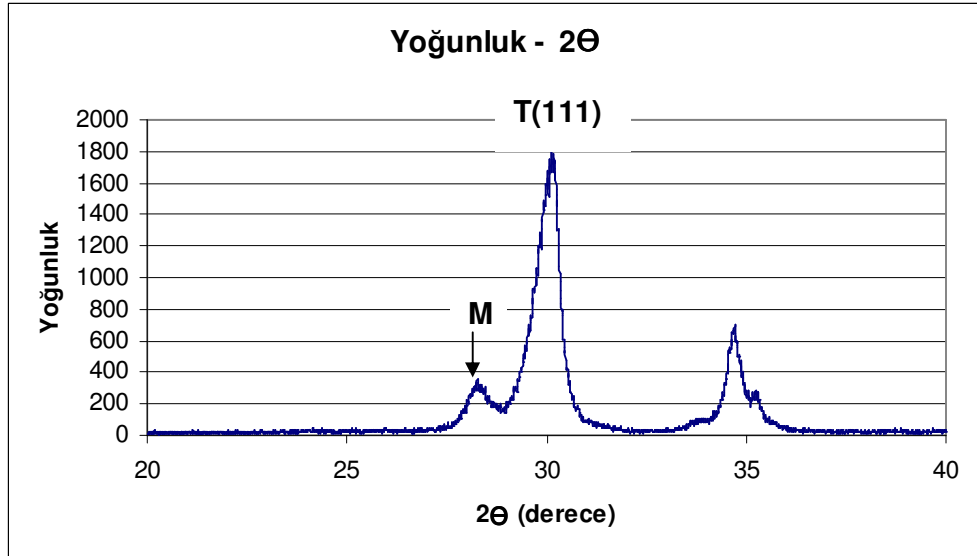
Grafik 5: Cercon materyalinin aşındırma sonrası kumlama uygulanmış grubundan bir örneğin X-ray difraksiyon şekli



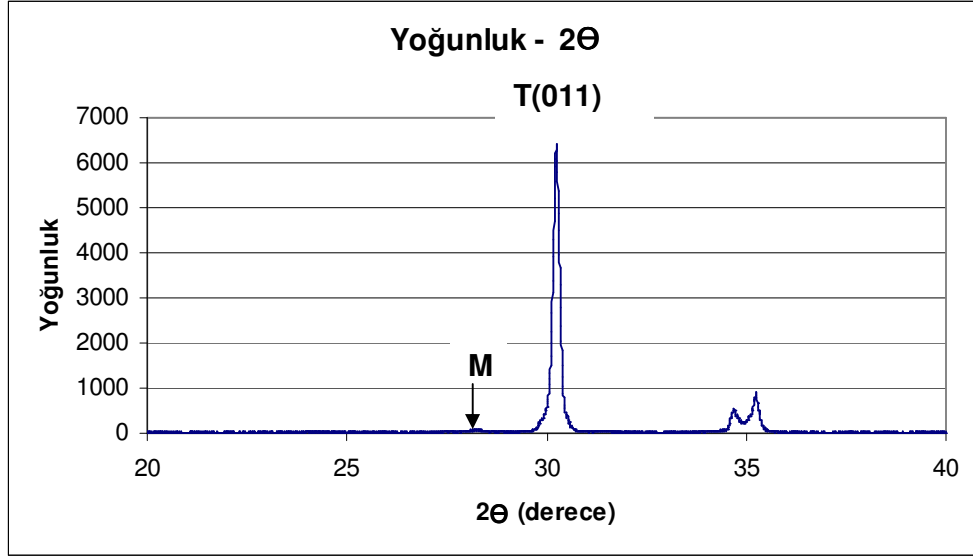
Grafik 6: DentaCAD materyalinin kontrol grubundan bir örneğin X-ray difraksiyon şekli



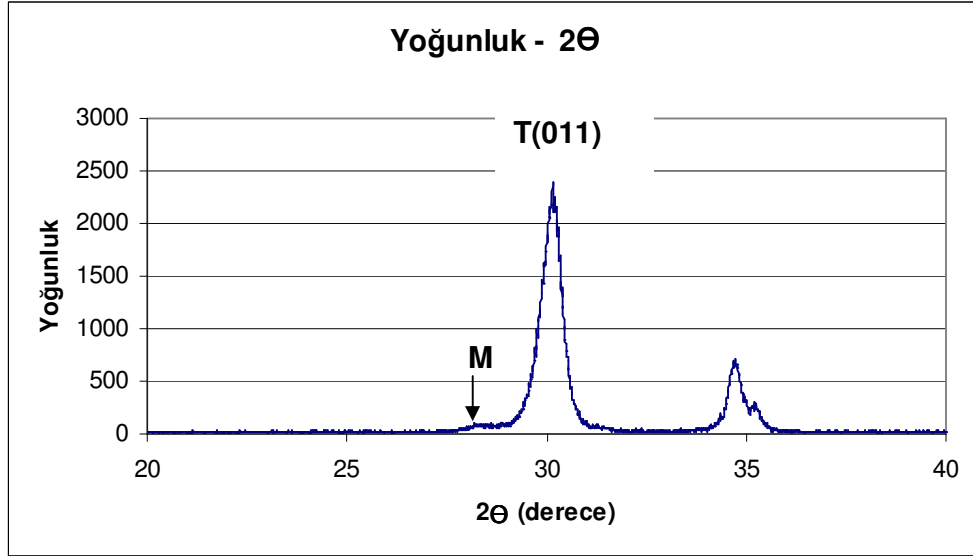
Grafik 7: DentaCAD materyalinin aşındırma uygulanmış grubundan bir örneğin X-ray difraksiyon şekli



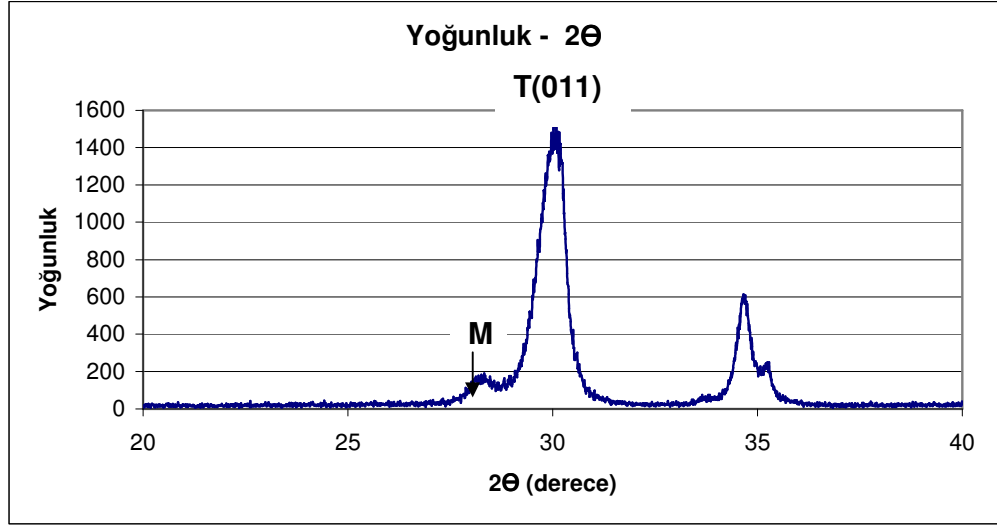
Grafik 8: DentaCAD materyalinin aşındırma sonrası kumlama uygulanmış grubundan bir örneğin X-ray difraksiyon şekli



Grafik 9: Zirkozahn materyalinin kontrol grubundan bir örneğin X-ray difraksiyon şekli



Grafik 10: Zirkozahn materyalinin aşındırma uygulanmış grubundan bir örneğin X-ray difraksiyon şekli



Grafik 11: Zirkozahn materyalinin aşındırma sonrası kumlama uygulanmış grubundan bir örneğin X-ray difraksiyon şekli

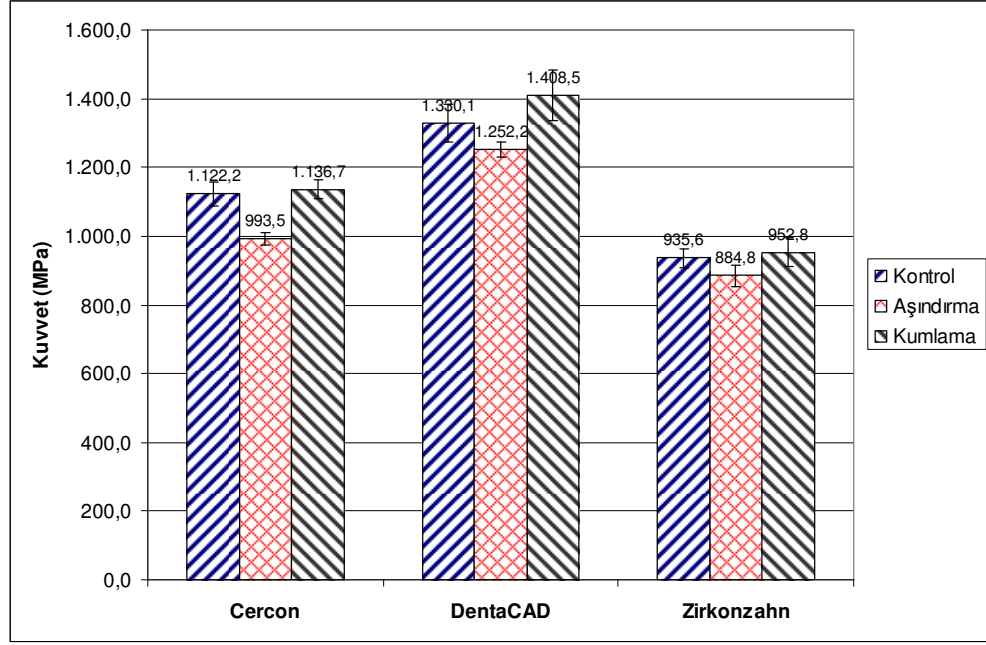
4.3.a. İki Eksenli Bükülme Dayanıklılığı Testi

Test gruplarına uygulanan iki eksenli bükülme dayanıklılığı testi sonucunda elde edilen veriler Tablo 21' de gösterilmiştir.

Tablo 21: İki eksenli bükülme dayanıklılığı testi sonuçları (MPa)

Örnek No	Cercon			DentaCAD			Zirkozahn		
	Kontrol	Aşındırma	Aşındırma Sonrası Kumlama	Kontrol	Aşındırma	Aşındırma Sonrası Kumlama	Kontrol	Aşındırma	Aşındırma Sonrası Kumlama
1	1106,1478	1016,1738	1167,5189	1239,9560	1286,4328	1498,9623	984,0207	846,9316	962,1220
2	1025,8629	924,8916	1102,6567	1512,7384	1243,8197	1232,3810	887,3758	903,6297	850,4750
3	963,4191	1031,2010	1088,4419	1268,1640	1190,6651	1424,5457	943,3162	914,2607	1022,4757
4	1097,2273	914,2607	994,5531	1394,9804	1297,2432	1070,2256	1045,5220	818,5822	886,4495
5	1014,5312	967,4154	1126,8794	1043,7040	1286,3404	1686,4161	848,1192	875,6392	914,2607
6	1268,1640	1076,9624	1264,8121	1449,3302	1148,1413	1382,0219	1025,8629	956,7844	1201,2960
7	1097,2273	946,1535	1066,4532	1340,6305	1350,1291	1792,0811	834,6604	1094,9866	1126,8794
8	1259,1056	1073,7247	1113,4671	1304,3972	1338,3611	1329,6743	1003,8961	744,1657	951,3117
9	1231,0355	956,7844	1189,1396	1132,2893	1222,5579	1552,1169	817,0886	810,7770	868,5547
10	1159,4642	1026,9842	1253,3574	1614,6190	1158,7722	1116,2485	966,4489	882,3679	744,1657

Test gruplarına ait ortalama bükülme dayanıklılık değerleri ve standart hataları Grafik 12'de gösterilmiştir.



Grafik 12: Ortalama bükülme dayanıklılık değerleri ve standart hatalar

4.3.b. İstatistik Analiz

İki yönlü varyans analizi

Bükülme dayanıklılığı bakımından tanıtıcı istatistikler Tablo 22' deki gibidir. İki yönlü varyans analizi tekniğine ilişkin hesaplamalara göre zirkonyum esaslı porselen sistemleri ve uygulanan yüzey işlemleri sonucu elde edilen bükülme dayanıklılığı ortalamaları arasında genel olarak gözlenen farklılıklar istatistik olarak önemlidir ($p < 0,01$). Materyal ve yüzey işlemleri etkileşimi önemli değildir ($p > 0,01$).

Tablo 22: İki eksenli bükülme dayanıklılığı testi iki yönlü varyans analizi istatistik sonuçları

Değişkenin kaynağı	Kareler toplamı	Serbestlik dereceleri	Ortalama kare	Oran	Olasılık
Materyal	2508056	2	1254028	77,7	0,000
Yüzey işlemi	237132	2	118566	7,35	0,001
Materyal x yüzey işlemi	34283	4	8571	0,53	0,713
Hata	1307268	81	16139		
Toplam	4086739	89			

Materyaller ve uygulanan yüzey işlemleri arasındaki ortalama bükülme dayanıklılıkları farklarının istatistik olarak önemli olup olmadıklarını gösteren Duncan Testi sonuçları Tablo 23 ve 24' de ortalamaların yanında harfli gösterim şeklinde verilmiştir.

Tablo 23: Materyaller arasındaki ortalama bükülme dayanıklılıkları farklarının istatistik değerlendirmesi

Materyal	Örnek sayısı	Ortalama Dayanıklılık ^a	Ortalamanın standart hatası	Standart sapma	En düşük	En yüksek
Cercon	30	1084,1 ^B	19,2	105	914,3	1268,2
DentaCAD	30	1330,3 ^A	32,6	178,6	1043,7	1792,1
Zirkonzahn	30	924,4 ^C	19,6	107,2	744,2	1201,3

Grupların ortalama bükülme dayanıklılıkları harfler ile işaretlenmiştir, aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak önemli değildir ($p > 0,01$)

Tablo 24: Uygulanan yüzey işlemleri arasındaki ortalama bükülme dayanıklılıkları farklarının istatistik değerlendirmesi

Yüzey işlemi	Örnek sayısı	Ortalama Dayanıklılık ^a	Ortalamanın standart hatası	Standart sapma	En düşük	En yüksek
Kontrol	30	1129,3 ^A	37,3	204,2	817,1	1614,6
Aşındırma	30	1043,5 ^B	31,7	173,4	744,2	1350,1
Aşındırma sonrası kumlama	30	1166 ^A	45,1	247,0	744,2	1792,1

Grupların ortalama bükülme dayanıklılıkları harfler ile işaretlenmiştir, aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak önemli değildir ($p > 0,01$)

İki eksenli bükülme dayanıklılığı testi verilerinin analizi sonucunda; kontrol, aşındırılmış ve aşındırma sonrası kumlanmış gruplarda DentaCAD materyalinin ortalama dayanıklılığının diğer materyallerden istatistik olarak yüksek olduğu saptanmıştır ($p < 0,01$). Zirkonzahn materyali ise en düşük dayanıklılık değerleri göstermiş ve fark istatistik olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,01$).

Yüzey işlemlerinin zirkonya esaslı seramiklerin iki eksenli bükülme dayanıklılığı üzerindeki etkisi incelendiğinde, materyal göz önüne alınmaksızın aşındırılmış gruplarda kontrol gruplarına göre istatistik olarak anlamlı düzeyde düşük değerler bulunmuştur ($p < 0,01$). Aşındırma sonrası kumlama uygulanan grubun iki eksenli bükülme dayanıklılığı değerleri, aşındırma uygulanan gruba göre istatistik açıdan anlamlı olarak yüksek ($p < 0,01$) iken kontrol grubu ile önemli bir fark bulunmamıştır ($p > 0,01$) (Tablo 25).

Her bir materyalin uygulanan farklı yüzey işlemleri sonucunda gösterdiği ortalama bükülme dayanıklılığı (standart sapma) değerleri Grafik 12' de verilmiştir. En yüksek ortalama bükülme dayanıklılığı gösteren

DentaCAD örneklerin kontrol grubunda elde edilen değer, 1330,1 (172,1) MPa, bu materyalin 1252,2 (71,2) MPa olan aşındırılmış grubundan anlamlı olarak yüksektir ($p < 0,01$). Aynı zamanda, 1408,5 (233,6) MPa olan kumlanmış grupları ile istatistik olarak önemli bir farka sahip değildir ($p > 0,01$). Ancak kumlanmış grup aşındırılmış gruptan anlamlı ölçüde yüksek dayanıklılığa sahiptir ($p < 0,01$).

Tablo 25: Tüm gruplar için ortalama bükülme dayanıklılığının istatistik değerlendirilmesi

Materyal	Yüzeş işlemi	Örnek sayısı	Ortalama	Ortalamanın standart hatası	Standart sapma	En düşük	En yüksek
Cercon	Kontrol	10	1122,2	33,5	105,9	963,4	1268,2
	Aşındırma	10	993,5	18,8	59,4	914,3	1077,0
	Aşındırma sonrası kumlama	10	1136,7	26,5	83,7	994,6	1264,8
DentaCAD	Kontrol	10	1330,1	54,4	172,1	1043,7	1614,6
	Aşındırma	10	1252,2	22,5	71,2	1148,1	1350,1
	Aşındırma sonrası kumlama	10	1408,5	73,9	233,6	1070,2	1792,1
Zirkonzahn	Kontrol	10	935,6	26,3	83,3	817,1	1045,5
	Aşındırma	10	884,8	30,1	95,3	744,2	1095,0
	Aşındırma sonrası kumlama	10	952,8	42,7	135,0	744,2	1201,3

Weibull istatistik analizi

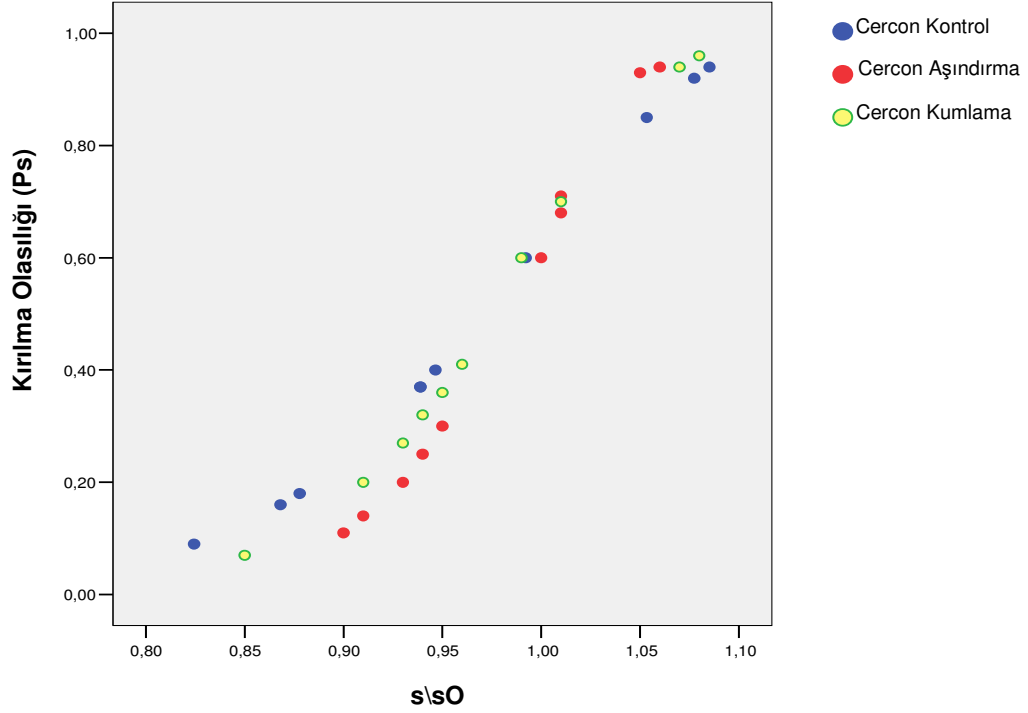
Bükülme dayanıklılığı verilerinin değişkenliği Weibull istatistik analizi ile değerlendirilmiştir. Her test grubuna ait iki eksenli bükülme dayanıklılığı testi verilerinin Weibull analizi sonucu, Weibull modulus (m) ve karakteristik dayanıklılık (s_0) olmak üzere iki parametre

değerlendirilmiştir. Weibull modulus (m) seramiklerin dayanıklılık değerlerinin değişkenliğini göstermektedir. Yüksek m değerleri, test edilen örnek grubunun birbirine yakın ve yüksek değerlerde kırılma streslerine sahip olduğunu göstermektedir. Düşük m değerleri ise düşük değerlerde çok farklı dağılım gösteren kırılma streslerini belirtmektedir⁴¹. Karakteristik dayanıklılık (s_0), % 63.21 kırılma olasılığındaki stres seviyesidir. Sonuçlar Tablo 26' de gösterilmiştir. Cercon, DentaCAD ve Zirkozahn materyallerinin kontrol grupları arasında m değeri en yüksek olan Zirkozahn (14.19), en düşük olan ise DentaCAD (9.06) dir. Materyallere uygulanan yüzey işlemleri sonucu, Cercon (19.55) ve DentaCAD (21.59) materyallerinde aşındırma sonucu yüksek m değerleri bulunmuştur. Aşındırma sonrası kumlama uygulanan Cercon (15.47) örneklerin m değeri, bu materyalin diğer yüzey işlemleri sonucu elde edilen m değerine göre daha yüksek iken DentaCAD ve Zirkozahn materyallerinde düşük olduğu görülmüştür.

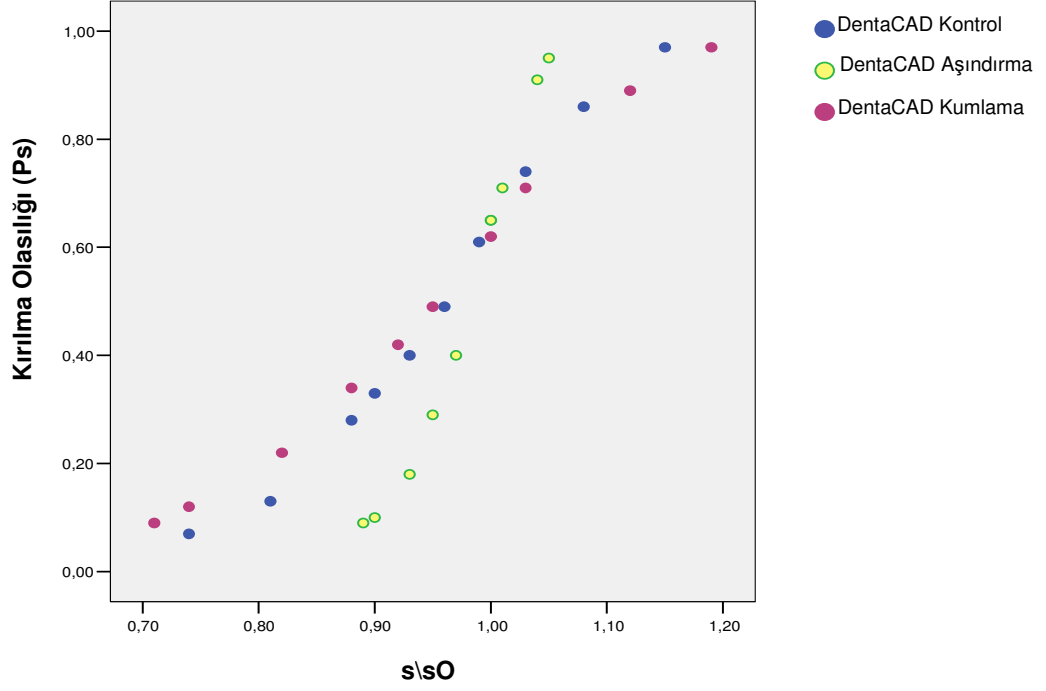
Tablo 26: Weibull istatistik sonuçları

Materyal	Yüzey işlemi	m değeri	σ 0.05	S_0	R^2 (%)	Değişkenlik katsayısı (%)
Cercon	Kontrol	12.47	917.27	807.46	93.8	14.9
	Aşındırma	19.55	874.29	806.00	91.3	5.4
	Aşındırma sonrası kumlama	15.47	965.90	871.56	95.0	6.8
DentaCAD	Kontrol	9.06	1004.85	843.11	98.8	11.6
	Aşındırma	21.59	1116.27	1037.02	95.2	4.8
	Aşındırma sonrası kumlama	7.03	978.81	780.69	72.2	15.0
Zirkozahn	Kontrol	14.19	785.27	702.03	93.8	7.4
	Aşındırma	9.22	668.45	562.57	88.7	11.5
	Aşındırma sonrası kumlama	7.66	681.15	553.47	92.9	13.8

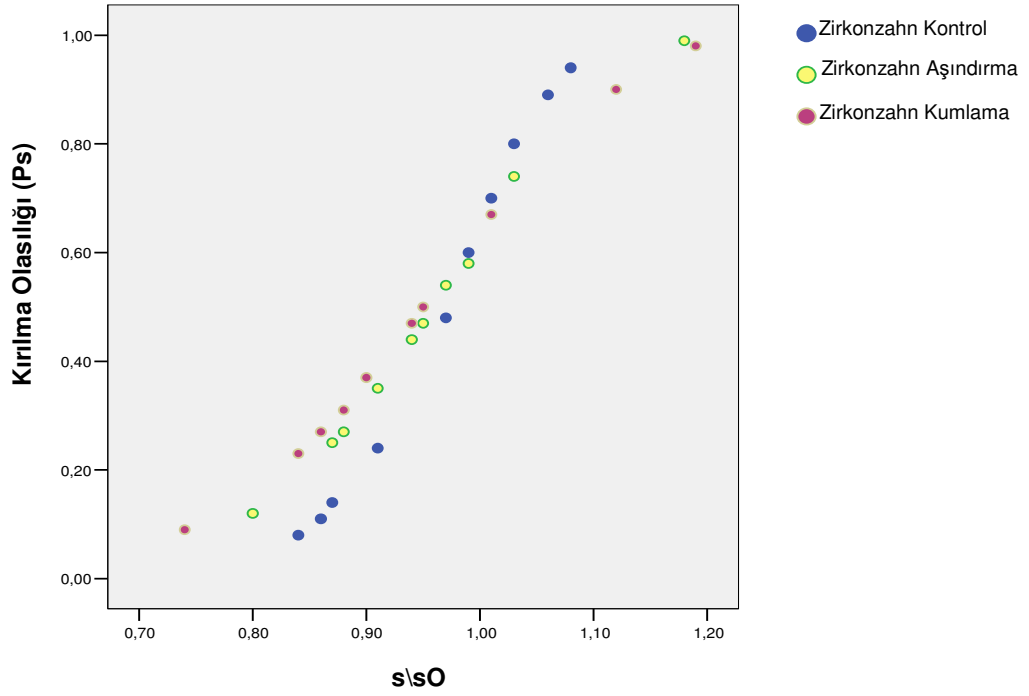
Cercon, DentaCAD ve Zirkozahn materyallerinin farklı yüzey işlemleri uygulanan gruplarının Weibull dağılımları grafik 13-15' de gösterilmiştir.



Grafik 13: Kontrol, aşındırılmış ve aşındırma sonrası kuşlanmış Cercon örneklerin Weibull dağılım grafiği



Grafik 14: Kontrol, aşındırılmış ve aşındırma sonrası kumlanmış DentaCAD örneklerin Weibull dağılım grafiği



Grafik 15: Kontrol, aşındırılmış ve aşındırma sonrası kumlanmış Zirkonzahn örneklerin Weibull dağılım grafiği

4.4. Gruplar Arasındaki İlişkinin Analizi

4.4.a. Yüzey Pürüzlülüğü ve Bükülme Dayanıklılığı Arasındaki İlişki

Cercon, DentaCAD ve Zirkonzahn materyallerine uygulanan yüzey işlemleri sonucu elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğü ve iki eksenli bükülme dayanıklılığı değerleri arasında hesaplanan korelasyon katsayıları (r) ve p değerleri (p) Tablo 27' de gösterilmiştir.

Tablo 27: Ortalama yüzey pürüzlülüğü ve iki eksenli bükülme dayanıklılığı değerleri arasındaki korelasyon katsayıları (r)

Materyal	YÜZEY İŞLEMİ		
	Kontrol	Aşındırma	Aşındırma Sonrası Kumlama
Cercon	r = - 0,196 p= 0,587	r= - 0,458 p= 0,183	r= 0,172 p= 0,634
DentaCAD	r= 0,211 p= 0,559	r= - 0,009 p= 0,981	r= - 0,277 p= 0,438
Zirkonzahn	r= - 0,364 p= 0,328	r= - 0,750 * p= 0,013	r= - 0,257 p= 0,473

* Korelasyon katsayısı istatistik olarak önemlidir (p < 0,01)

Test gruplarında, yüzey pürüzlülüğü ve bükülme dayanıklılığı arasındaki korelasyon katsayısı sadece aşındırılmış Zirkonzahn örneklerde (r = - 0,750) istatistik olarak önemli bulunmuştur (p < 0,01). Bu sonuç, Zirkonzahn materyalinde yüzey pürüzlülüğü arttıkça bükülme dayanıklılığının azaldığını göstermektedir.

4.4.b. Bükülme Dayanıklılığı ve Göreceli Monoklinik Faz Miktarı Arasındaki İlişki

Cercon, DentaCAD ve Zirkonzahn materyallerine uygulanan yüzey işlemleri sonucu elde edilen iki eksenli bükülme dayanıklılığı ve göreceli monoklinik faz değerleri arasında hesaplanan korelasyon katsayıları (r) ve p değerleri (p) Tablo 28' de gösterilmiştir.

Tablo 28: İki eksenli bükülme dayanıklılığı ve göreceli monoklinik faz değerleri arasındaki korelasyon katsayıları (r)

Materyal	YÜZEY İŞLEMİ		
	Kontrol	Aşındırma	Aşındırma Sonrası Kumlama
Cercon	r = 0	r= 0,263 p= 0,463	r= 0,399 p= 0,253
DentaCAD	r= - 0,116 p= 0,794	r= 0,158 p= 0,664	r= 0,037 p= 0,919
Zirkonzahn	r= - 0,203 p= 0,537	r= 0,020 p= 0,957	r= 0,061 p= 0,866

Bükülme dayanıklılığı ve göreceli monoklinik faz miktarı arasındaki korelasyon katsayısı test gruplarının hiç birinde istatistik olarak önemli değildir ($p > 0,05$). Yüzey işlemleri uygulanan tüm gruplarda r değerlerinin 0'dan büyük olması monoklinik faz miktarının arttıkça bükülme dayanıklılığının arttığını göstermektedir. Ancak bu ilişki anlamlı bulunmamıştır.

4.4.c. Yüzey Pürüzlülüğü ve Göreceli Monoklinik Faz Miktarı Arasındaki İlişki

Cercon, DentaCAD ve Zirkonzahn materyallerine uygulanan yüzey işlemleri sonucu elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğü ve göreceli monoklinik faz değerleri arasında hesaplanan korelasyon katsayıları (r) ve p değerleri (p) Tablo 29' da gösterilmiştir.

Tablo 29: Ortalama yüzey pürüzlülüğü ve göreceli monoklinik faz değerleri arasındaki korelasyon katsayıları (r)

Materyal	YÜZEY İŞLEMİ		
	Kontrol	Aşındırma	Aşındırma Sonrası Kumlama
Cercon	r = 0	r = - 0,354 p= 0,316	r = - 0,273 p= 0,445
DentaCAD	r= 0,020 p= 0,955	r= - 0,669 ** p= 0,034	r = - 0,071 p= 0,847
Zirkonzahn	r= 0,226 p= 0,530	r= - 0,200 p= 0,580	r= 0,391 p= 0,263

** Korelasyon katsayısı istatistik olarak önemlidir (p < 0,05)

Test gruplarında, yüzey pürüzlülüğü ve göreceli monoklinik faz miktarı arasındaki korelasyon katsayısı sadece aşındırılmış DentaCAD örneklerde (r = - 0,669) istatistik olarak önemli bulunmuştur (p < 0,05). Bu sonuç, Zirkonzahn materyalinde yüzey pürüzlülüğü arttıkça monoklinik faz miktarının azaldığını göstermektedir.

5. TARTIŞMA

Günümüzde estetik restorasyonlara duyulan gereklilik metal desteksiz seramiklerin gelişimini sağlamıştır. Yakın tarihe kadar, tüm seramik sistemlerin kullanımı sadece ön bölge dişleri ile sınırlandırılırken, güçlendirilmiş seramik sistemlerinin geliştirilmesiyle günümüzde arka bölge dişlerinde de uygulama alanı bulmuştur. En son geliştirilen itriya ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalin (Y-TZP) yüksek dayanıklılığı ve biyouyumluluğu sayesinde yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır^{42,81}.

Y-TZP diş hekimliğinde ilk olarak 1990'ların başında, endodontik postlar ve implantların üst yapılarında kullanılırken^{24,33,34}, son yıllarda tüm seramik restorasyonlarda alternatif bir alt yapı materyali olmuştur. Zirkonya seramikler ile ilgili yapılan ilk çalışmalarda, materyalin biyouyumluluğu ve fiziksel özelliklerinin zamana bağlı değişimi incelenmiştir⁹⁰⁻⁹³.

Christel ve arkadaşları⁹⁰ çalışmalarında, Y-TZP seramiğin hem mekanik özelliklerini hem de in-vivo doku reaksiyonlarını değerlendirmişler, materyalin yüksek bükülme dayanıklılığı ile yüksek kırılma sertliğine sahip ve 12 haftalık implantasyon sonunda biyouyumlu olduğunu bildirmişlerdir.

Ichikawa ve arkadaşları⁹¹ zirkonya esaslı seramiklerin doku reaksiyonları ve stabilitesini değerlendirdikleri in-vivo çalışmalarında, materyalin 12 aylık implantasyon sonunda dokularla uyumlu ve stabil olduğunu bildirmişlerdir.

Shimuzi ve arkadaşları⁹² zirkonya seramiklerin mekanik özelliklerinin zamana bağlı değişimini in-vivo ve in-vitro şartlarda değerlendirmişlerdir. Zirkonya örnekler, sıçanların medullar kavitesine yerleştirilerek 30 ay, diğer yandan salin solüsyonunda (95° C' de) 3 yıl boyunca bekletilmiştir. Araştırmacılar, zirkonyanın biyouyumlu olduğunu ve 3 yıl sonunda dayanıklılığındaki azalmanın önemli olmadığını tespit etmişlerdir.

Zirkonya seramiklerin biyolojik etkileri üzerine diğer bir çalışma da Covacci ve arkadaşları⁹³ tarafından yapılmış, bu materyalin fare fibroblastları üzerinde mutajenik ve karsinojenik etkisinin olmadığı açıklanmıştır.

Zirkonya esaslı seramiklerin biyouyumluluğunun yanı sıra mekanik özelliklerini inceleyen bir çok çalışma yapılmıştır^{21,22,31,90,94}. Bu çalışmalar, materyalin başlangıçta yüksek dayanıklılık ve kırılma tokluğu gibi olumlu mekanik özelliklere sahip olduğunu bildirmişlerdir. Son yıllarda yapılan çok sayıda çalışmada ise üretim esnasında uygulanan işlemlerin zirkonya seramiklerin mekanik özellikleri üzerinde etkisi incelenmiştir^{43,54,56,81,83}.

Zirkonya alt yapılara üretimlerinin çeşitli aşamalarında uygulanan işlemler, farklı tiplerde yüzey hasarı ve çatlaklara sebep olmaktadır. CAD/CAM sisteminin kesme ve aşındırma işlemleri, bitmiş restorasyonun prepare edilmiş dişe uyumlanması sırasında yapılan aşındırmalar, veneer porselenin şekillendirilmesi esnasında uygulanan ısı işlemleri ve kumlama Y-TZP seramiklerin yapılarını ve mekanik özelliklerini etkileyen işlemlerdir^{46,47,54}.

Aşındırma işlemi, zirkonya ile güçlendirilmiş seramiklerin yüzeyinde sıkıştırıcı stres tabakası oluşturarak dayanıklılığı artırma ve yüzeyde derin çatlaklar oluşturarak dayanıklılığı azaltma gibi iki farklı etkiye sebep olmaktadır. Dayanıklılığın azalması, yüzey çatlaklarının sıkıştırıcı stres tabakasını aşmasına bağlıdır⁴³.

Zirkonya esaslı alt yapıların üretimleri esnasında uygulanan yüzey işlemlerinden biri de yüzeylerin, basınçla püskürtülen Al_2O_3 partikülleri ile kumlanmasıdır. Alt yapı, şekillendirildikten sonra çoğu zaman uyumlandırma amacıyla elmas frezler kullanarak aşındırılmakta, son olarak da kaplama porseleni ve yapıştırma simanı ile bağlantıyı güçlendirmek için kumlama yapılmaktadır^{51,56,64,81}.

Zirkonya seramiklere farklı yüzey işlemleri uygulayarak, etkilerini inceleyen çok sayıda çalışma yapılmıştır^{54,56,58,62,64,81,86,95}.

Liao ve arkadaşları⁵⁸, aşındırma işlemleri ile seramiklerin mekanik özelliklerinde meydana gelen etkilerin aşındırma parametrelerine bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Aşındırma işlemi uygun şartlarda yapıldığında materyalin dayanıklılığı üzerindeki olumsuz etkisinin azaldığını belirtmişlerdir. Yükleme eksenine paralel aşındırma bükülme dayanıklılığında önemli miktarda azalmaya sebep olurken, örnek yüzeyine paralel ve yükleme eksenine dik yöndeki aşındırma dayanıklılıkta daha az bir azalmaya sebep olmuştur. Bu farklılığın, aşındırma sonucu yüzeyde meydana gelen çatlakların derinliği ve yönünden kaynaklandığı bildirilmiştir.

Y-TZP örnekleri 800 μm gren boyutunda elmas frez kullanarak farklı koşullarda aşındıran Kao ve arkadaşları⁶⁵ aşındırma sonrasında seramik yüzeyinde görülen en önemli defektin çatlaklar

olduğunu, yüzey tabakasında gözlenen mikro çatlakların ise yüzeyin altındaki tabakalara ilerlediğini bildirmişlerdir. Aşındırma esnasında uygulanan kuvvetin artması, kesme derinliğinin artmasıyla sonuçlanmıştır.

Farklı alt yapı seramiklerine kumlama ve asit ile pürüzlendirme işlemleri uygulayan Borges ve arkadaşları⁹⁵ ise tarama elektron mikroskobu (SEM- scanning electron microscope) ile örneklerin yüzey yapısını incelemiştirlerdir. Kumlama işlemini 50 µm büyüklüğünde Al₂O₃ ile yapmışlar, bu işlemin In-Ceram Alumina ve In-Ceram Zirkonya örneklerin yüzey morfolojilerini değiştirmedeğini bildirmişlerdir.

Papanagiotou ve arkadaşları⁶⁴ Y-TZP örneklere düşük ısılarda yaşlandırma ve yüzey işlemleri uygulamışlardır. Uygulanan yüzey işlemleri; farklı boyutlarda (50 µm ve 270 µm) Al₂O₃ ile kumlama ve polisajdır. Araştırmacıların kumlama işlemi için oluşturdukları düzenek, diğer çalışmalar ve bizim çalışmamızda kullanılan düzeneklerden farklı tasarlanmıştır. Kumlama işlemi, kum püskürten ucun örnek yüzeyi boyunca sabit hızla hareket etmesiyle yapılmıştır. Çalışma sonucunda, her üç işleminde materyalin dayanıklılığını arttırdığını, ancak bu işlemler sonrası yaşlandırma işlemleri uygulandığında bu değerlerin azaldığını saptamışlardır. En yüksek dayanıklılığı, 50 µm Al₂O₃ ile kumlama sonucu bulmuşlardır. Yüzey işlemlerinin bu olumlu etkilerinin, restorasyonun üretimi esnasında uygulanan kesme ve aşındırma sonucu yüzeyde meydana gelen çatlakların boyutunu azaltması olabileceğini belirtmişlerdir.

Guazzato ve arkadaşları⁵⁴ ise zirkonya ile güçlendirilmiş alümina esaslı seramik bloklardan CAD/CAM yöntemi ile şekillendirdikleri örneklere uygulanan yüzey ve ısı işlemlerinin dayanıklılığa etkisini incelemiştirlerdir. Uyguladıkları yüzey işlemleri; 110 µm boyutunda Al₂O₃ ile kumlama ve 91 µm gren büyüklüğüne sahip elmas frez kullanarak 100

μm 'luk aşındırmadır. Aşındırmayı örneğe uygulanan gerilim streslerine paralel ve dik olmak üzere iki şekilde gerçekleştirmişlerdir. Bir grup örneğe de polisaj uygulamışlardır. Kumlanmış örnekler, diğer çalışmalardan farklı olarak, istatistik olarak anlamlı şekilde en düşük dayanıklılık değerlerini göstermiştir. Örneklerin SEM ile incelenmesi sonucu aşındırılmış yüzeylerin, aşındırma yönünden bağımsız olarak, deformasyon ve geniş defektler içerdiğini bildirmişlerdir. Polisajlanmış yüzeylerde küçük, sıg ve eşit dağılım gösteren defektler gözlemlenmiştir. Kumlamanın ise yüzeyde, şiddetli hasara ve pürüzlülüğe sebep olduğunu ancak defektlerin boyutunun aşındırılmış yüzeylerde görünenin tersine küçük olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamız sonucunda, Cercon ve DentaCAD materyallerinin aşındırma sonrası kumlama uygulanmış örnekleri diğer gruplardan daha yüksek yüzey pürüzlülüğü göstermiştir. Ancak, dayanıklılık değerleri incelendiğinde, tüm materyallerde aşındırma sonrası kumlanmış örneklerin en yüksek bükülme dayanıklılığı değerlerine sahip olduğu görülmüştür.

Denry ve Holloway,⁸⁶ zirkonya esaslı seramiklerin aşındırma ve polisaj işlemleri sonrası mikro yapıda ve kristal şeklindeki değişimleri incelemek amacıyla yaptıkları çalışmada Cercon materyalini kullanmışlardır. Aşındırma işlemi, elde 1 dakika boyunca 30-40 μm gren boyutundaki elmas disk kullanılarak sulu ortamda yapılmıştır. Polisaj için, 0,5 μm 'a kadar incelen aşındırıcılar sırayla uygulanmış ve polisaj patı ile işlem bitirilmiştir. Çalışma sonucunda, aşındırılmış örneklerin kontrol grubuna göre daha yüksek dayanıklılık gösterdiği bildirilmiştir. Bu sonuç, bizim çalışmamız ve bazı benzer çalışmalardan farklılık göstermektedir.

Kosmac ve arkadaşları,⁵⁶ çalışmalarında aynı kimyasal yapıya sahip ince ve kalın taneciklerden oluşmuş 2 farklı Y-TZP seramiğe gren boyutu 150 μm olan elmas frez ile aşındırma işlemi uygulamışlardır. Aşındırma farklı örnek gruplarında; su soğutması altında, kuru ortamda ve

kumlama işlemi ile beraber uygulanmış, kumlama, 110 µm tanecik boyutuna sahip Al₂O₃ ile 4 bar basınç ile yapılmıştır. Aşındırma hem kuru hem de su soğutması altında dayanıklılığı azaltırken, kumlama işlemi tek başına ve ya aşındırmadan sonra uygulandığında dayanıklılığı arttırmıştır.

Kosmac ve arkadaşları,⁸¹ diğer çalışmalarında ise, kalın (150 µm) ve ince (50 µm) grenli elmas frezler kullanarak 3 farklı Y-TZP seramiğe aşındırma işlemi uygulamışlardır. Bu frezlerle yapılan aşındırmalar; su soğutması altında, kuru ortamda ve kumlama işlemi ile beraber yapılmıştır. Aşındırma esnasında, frez yüzeyde farklı yönlerde ileri geri hareket ettirilmiş, işlem boyunca ısı artışı ve kıvılcımlar gözlenmiştir. Kumlamanın ise aşındırma ile karşılaştırıldığında daha az ısı artışının meydana geldiği, yüzeyden daha az materyal uzaklaştıran bir yüzey işlemi olduğu bildirilmiştir. Yüzey işlemlerinin dayanıklılık üzerindeki etkileri önceki çalışmaları ile benzerlik göstermektedir.

Zirkonya esaslı alt yapılar şekillendirildikten ve gerekli uyumlamaları yapmak için aşındırıldıktan sonra estetik porselen uygulama öncesi ve yapıştırma simanı ile bağlantıyı güçlendirmek için en son işlem olarak kumlama yapılmaktadır^{51,56,64}. Bizim çalışmamızda, zirkonya alt yapıli restorasyonların yapım aşamalarında uygulanan yüzey işlemlerini değerlendirmek amacıyla bu sıra göz önüne alınarak, bir örnek grubuna da aşındırma sonrası kumlama uygulanmıştır.

Çalışmamızda, örneklerin aşındırılması amacıyla 100 µm gren boyutundaki elmas frezler kullanılmıştır. Aşındırma işleminde kalın grenli frezlerin kullanılmasının zirkonya esaslı seramiklerin yüzeyinde dayanıklılığı azaltan derin yüzey çatlakları oluşturması^{60,61,81}, bununla beraber çok ince grenli frezlerin kesme etkinliğinin az olması⁶² göz önüne alınarak, ortalama gren boyutuna sahip elmas frez seçilmiştir. Aşındırma

işlemi, ortalama 100 gram olduğu kabul edilen⁸⁷ parmak basıncı uygulanarak gerçekleştirilmiştir. İşlem esnasında frez örnek yüzeyinde çeşitli yönlerde hareket ettirilmiş ve örnek yüzeyinden 0,1 mm kalınlığında materyal kaldırılmıştır.

Kumlama işleminin tüm örnekler için standart şartlarda yapılabilmesi amacıyla bir düzenek hazırlanmıştır. Bu düzenekte örnekler, kumlama ucundan 3 cm uzaklıkta ve merkezleri aynı doğrultuda olacak şekilde sabitlenmiştir^{54,56,64,81}. Yapılan çalışmalarda zirkonya alt yapılar veneer porseleni uygulaması öncesinde 50, 110 ve 120 µm boyutundaki Al₂O₃ partiküllerinin kullanılması önerilmiştir^{56,64,83,96}. Kumlama için 50 µm boyutundaki Al₂O₃ partiküllerinin kullanılması sonucu materyalin dayanıklılığının arttığı bildirilmiş^{64,83} ancak 50 µm zirkonyanın yüzey düzensizliliğini değiştirmede etkili olmadığı saptanmıştır⁹⁵. Bu sebeple, çalışmamızda 110 µm boyutunda Al₂O₃ kullanılmıştır.

Uygulanan bu işlemler sonucu, Y-TZP seramiğin yüzeyinde gözlenen değişiklikler; pürüzlülük, plastik deformasyon, stres tabakası ve kristal yapıda faz değişimidir.⁴³

Yüzey pürüzlülüğü, seramik restorasyonların üretimleri esnasında laboratuvar ve klinik aşamalarında uygulanan çeşitli yüzey işlemleri sonucu değişmektedir. Bazı araştırmalarda, geleneksel dental seramiklerin yüzey pürüzlülüğünün değiştirilmesinin, restorasyonun karşıt dişte meydana getireceği aşınma, dayanıklılık, plak tutunumu ve görünüm üzerindeki etkileri incelenmiştir^{95,97}.

Tam seramik restorasyonların üretiminde ise yüzey pürüzlülüğünü etkileyen farklı işlemler uygulanmaktadır. Bunlar arasında; CAD/CAM yöntemi ile üretilen restorasyonlarda seramiğin aşındırılarak

şekillendirilmesi, rezin simanlar ile mikro mekanik bağlantıyı kuvvetlendirmek için yapılan işlemler ve kaplama porseleni uygulaması öncesi yüzeyin kumlanması gelmektedir. Bunların yanı sıra restorasyonun prepare edilmiş dişe uyumlanması, karşı ve komşu dişler ile ilişkilerinin düzeltilmesi için aşındırma işlemleri yapılmaktadır^{54,56,68,83,87}.

Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri, profilometre cihazı ile yapılmaktadır. Profilometre ölçümleri yüzey işlemlerinin oluşturduğu hasarın incelenmesinde SEM analizi ile beraber sık kullanılan bir yöntemdir⁵⁸. Bu teknikler, yüzey değerlendirmesinde kolay ve faydalı yöntemler olmasına karşın materyalin özelliklerinin değerlendirilmesinde tek başına yeterli değildir⁶¹. Bu sebeple materyale uygulanan bitim işlemlerine bağlı olarak değişen ortalama yüzey pürüzlülüğü, bükülme dayanıklılığını etkileyen faktörler arasında incelenmektedir⁹⁷⁻¹⁰⁰. Bu araştırmaların sonuçları, yüzey pürüzlülüğünün hem geleneksel dental seramiklerde hem de yüksek dayanıklılığa sahip alt yapı seramiklerinde bükülme dayanıklılığı üzerinde etkili bir faktör olduğunu göstermiştir. Bu amaçla, çalışmamızda bükülme dayanıklılığı ile beraber yüzey pürüzlülüğü de incelenmiştir. Seramiklerin dayanıklılığını belirleyen yüzey çatlakları, yüzey pürüzlülüğünün fazla olduğu alanlarda stres artışı sebebiyle ilerleyerek kırılmaya sebep olmaktadır⁹⁸.

Jager ve arkadaşları⁹⁸, 4 farklı dental seramiğe uyguladıkları çeşitli yüzey ve bitim işlemlerinin, ortalama yüzey pürüzlülüğü ve iki eksenli bükülme dayanıklılığına etkisini araştırmışlardır. Çalışma sonucunda, yüzey pürüzlülüğünün fazla olduğu yüzeylerde stres toplayıcı yüzey çatlaklarının fazla olduğunu ve dayanıklılığının azaldığını bildirmişlerdir.

Chu ve arkadaşları¹⁰⁰, seramik yüzeyine uygulanan glaze ve polisaj işlemlerinin meydana getirdikleri yüzey pürüzlülüğünü ve pürüzlülük ile bükülme dayanıklılığı arasındaki ilişkiyi incelemişlerdir. Polisaj işlemi sonucu gözlenen ortalama yüzey pürüzlülüğü, glaze işlemine göre yüksek bulunmuştur. Yüzey pürüzlülüğü ile bükülme dayanıklılığı arasında negatif korelasyon gözlenmiştir. Buna göre, yüzey pürüzlülüğü arttığında bükülme dayanıklılığı azalmaktadır.

Fischer ve arkadaşları⁹⁷, 4 farklı seramik materyalinde farklı yüzey pürüzlülükleri oluşturmak için örneklere polisaj, 50, 110 ve 250 µm boyutundaki Al₂O₃ partikülleri ile kumlama uygulamışlardır. Bütün materyallerde en yüksek pürüzlülük 250 µm Al₂O₃ partikülleri ile kumlama sonucu bulunmuş ve bükülme dayanıklılığı ortalama yüzey pürüzlülüğünün artmasıyla azalmıştır. 110 µm ile yapılan kumlama sonucu ortalama yüzey pürüzlülüğü (SD) değerleri 2.7 (0,6) – 4.8 (1) µm bulunmuştur.

Zirkonya esaslı seramiklere uygulanan farklı yüzey işlemlerini ve bu işlemlerin materyal yüzeyinin ortalama yüzey pürüzlülüğü üzerine etkilerini inceleyen çeşitli çalışmalar yapılmıştır^{43,54,64,56,5,881,83,95}.

Luthart ve arkadaşları⁵⁴, çalışmalarında farklı koşullarda yapılan aşındırmanın, Y-TZP seramiğin yüzey pürüzlülüğü ve mekanik özellikleri üzerine etkilerini değerlendirmişlerdir. CAD/CAM cihazının restorasyonu şekillendirirken tüm yüzeylerden yaptığı aşındırmayı taklit edebilmek için disk şeklindeki örneklerin yüzeyleri ve çevresini su soğutması altında aşındırarak yüzey incelemesi yapmışlardır. Dayanıklılık testi için, bu disklerden dikdörtgen şeklinde örnekler kesmişlerdir. Kesme işlemi, daha önce yapılan aşındırmaya dik yönde gerçekleştirilmiştir. Aşındırma işlemleri farklı kesme hızlarında yapılmıştır. Çalışma sonucunda, aşındırma işleminin yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını ancak

aşındırma yönünün yüzey pürüzlülüğü üzerinde önemli bir etkisi olmadığını bildirmişlerdir. Yüzey pürüzlülüğü ve dayanıklılığın birbirini etkileyen faktörler olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamız sonucunda elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğü ve bükülme dayanıklılığı değerleri arasındaki ilişki incelendiğinde, tüm deney gruplarında iki özellik arasında doğrusal bir ilişki görülmüştür. Buna göre, yüzey pürüzlülüğü arttıkça bükülme dayanıklılığı azalmıştır. Ancak sadece Zirkon Zahn materyalinin aşındırma uygulanmış grubunda, doğrusal ilişkinin derecesi istatistik olarak önemli ($r = -0.75$, $p < 0.01$) bulunmuştur.

Wang ve arkadaşları⁸³ ise CAD/CAM aşındırma işleminin ve sonrasında uygulanan, kumlama ve polisaj gibi uygulamaların zirkonyanın mekanik özellikleri üzerindeki etkisini araştırmak amacıyla Cercon materyalini kullanmışlardır. Örneklerin kumlanması için 50 µm veya 120 µm tanecik boyutlarında Al₂O₃ kullanılmıştır. Araştırma sonucunda yüzey pürüzlülüğü ile bükülme dayanıklılığı arasında ilişki olduğunu bildirmişlerdir. Uyguladıkları yüzey işlemleri arasında polisaj en düşük, CAD/CAM sistemi tarafından yapılan kesme ve aşındırma ise en yüksek ortalama yüzey pürüzlülüğüne sebep olmuştur. Araştırma sonuçları, çalışmamızda, yüzey işlemleri uygulanan Cercon örnekler için bulunan ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri ile benzerlik göstermektedir.

Y-TZP seramiğe 160 µm gren boyutunda elmas frez ile 0,1 – 1,5 mm arasında değişen farklı miktarlarda ve farklı hızlarda aşındırma uygulayan Huang⁶³, aşındırma hızı arttıkça uygulanan kuvvetin azaldığını ve aşındırarak uzaklaştırılan materyal miktarı arttıkça kuvvetin de arttığını bildirmiştir. Ayrıca, aşındırma esnasında uygulanan kuvvet arttıkça yüzey pürüzlülüğünün arttığını belirtmiştir. Araştırma sonucunda, yüzey pürüzlülüğü konusunda bildirilen diğer bir bulgu, yüzeyden aşındırılan materyalin derinliği arttıkça yüzey pürüzlülüğünün azalmasıdır. Aşındırma işlemi yüksek hızlarda yapıldığında uygulanan kuvvetin azalması

sebebiyle çatlakların boyutu küçülmüştür. Diğer yandan Swain ve Hanning⁵⁶ aşındırma hızı ve uygulanan kuvvet arttıkça yüzey çatlaklarının sayısı ve boyutunun artarak materyalin dayanıklılığının azaldığını bildirmişlerdir.

Yin ve arkadaşları⁶², bir dental porselen ve bir Y-TZP alt yapı materyalini kalın (151 µm), ince (40 µm) ve çok ince (10 µm) grenli elmas frezler ile yüksek hızda hava su soğutması altında aşındırmışlardır. Frezin gren boyutu arttıkça ve aşındırma esnasında uygulanan kuvvet arttıkça ortalama yüzey pürüzlülüğü değerinin de arttığını bildirmişlerdir. Yüzey pürüzlülüğünün artması ile bükülme dayanıklılığının azalması paralellik göstermiştir.

Çalışmamızda, zirkonyum esaslı alt yapı seramiklerine uygulanan yüzey işlemleri sonucu tüm gruplara yüzey pürüzlülüğü testi uygulanmıştır. Üretim sonrası hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış olan kontrol gruplarında ölçülen ortalama yüzey pürüzlülükleri incelendiğinde, en yüksek yüzey pürüzlülüğünü Zirkozahn, en düşük değeri ise Cercon materyali göstermiştir (Grafik 1). Materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin başlangıçta önemli farklılıklar göstermesine sebep olarak her bir sistemin restorasyonları şekillendirirken kullandığı aşındırma şartlarının ve materyallerin sinterizasyon şekillerinin farklı olması düşünülmektedir. Aşındırılmış grupta Cercon ve DentaCAD materyallerinin yüzey pürüzlülüğü arasında anlamlı bir fark bulunmaz iken sadece Zirkonzahn' da yüksek bulunmuştur. Aşındırma sonrası kumlama uygulanan grupta ise ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında fark görülmemiştir. Çalışmamızda elde edilen bulgular, Y-TZP materyallerinin yüzey pürüzlülüğünün uygulanan yüzey işlemine bağlı olduğunu bildiren çalışmalarını desteklemektedir.

Çalışmamızda materyallere uygulanan yüzey işlemlerinden biri olan aşındırma sonrası 110 µm boyutundaki Al₂O₃ partikülleri ile kumlama sonucu ortalama yüzey pürüzlülüğü (SD) değerleri Cercon materyalinde 1,54 (0,0699) µm, Denta-Cad'de 1,53 (0,0483) µm ve Zirkon Zahn'da 1,60 (0,0667) µm bulunmuştur. Fischer ve arkadaşları⁹⁷ farklı dental seramiklere 110 µm'luk Al₂O₃ ile kumlama uygulamışlardır. Bu iki çalışmada, kumlama işleminin aynı basınç altında ve aynı büyüklükte Al₂O₃ partikülleri ile yapılmasına rağmen, çalışmamızda düşük yüzey pürüzlülüğü değerlerinin bulunması, Y-TZP seramiklerin mikro yapılarının ince taneciklerden (0,2-0,5 µm) meydana gelmesi^{32,62} ile ilgili olabileceği düşünülebilir.

Yüzey işlemlerinin seramik yapısında oluşturduğu değişiklikler; yüzeyde pürüzlülük, plastik deformasyon, yüzey çatlakları ve rezidüel stresler^{58,61}. Zirkonya esaslı seramiklerde ise yüzey işlemleri ile bu değişikliklerin yanı sıra faz değişimi meydana getirmektedir. Faz değişimi zirkonya seramikleri diğer alt yapı seramiklerinden ayıran önemli bir özelliğidir^{62,63,81}.

Zirkonya; en sık monoklinik, tetragonal ve kübik fazlarda bulunmakta ve sıcaklık değişimleriyle faz değiştirmektedir. Zirkonyayı, oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize etmek amacıyla yapısına az miktarlarda CaO, MgO, CeO₂, Y₂O₃ gibi stabilize edici oksitler ilave edilmektedir. Stabilize edilen zirkonya materyalleri arasında biyomateryal olarak en çok kullanılan itriyum oksitin (Y₂O₃), saf zirkonya ağırlığının % 2-3' ü oranında ilave edilmesiyle elde edilen itriyum-tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) dir.²⁴ Y-TZP; gerilim stresleri, aşındırma, sinterizasyon sonrası soğuma ve yüksek kuvvetler gibi dış streslerin sebep olduğu bir çatlağın başlangıç aşamasında, tetragonal fazdan monoklinik faza geçmekte ve faz değişimi hacimde % 3-5' lik bir artışa yol açmaktadır.^{9,27,35} Hacim artışı çatlağın ilerlemesinin durdurarak materyali

güçlendirmektedir. Bu özelliğe *transformasyon sertliği* adı verilmektedir. Cales¹⁷ Y₂O₃ ile stabilize edilen seramiklerde transformasyon sertliği mekanizmasının CaO ve MgO ile stabilize edilenlere göre daha aktif olduğunu bildirmiştir.

Materyali oluşturan kristal yapıların şekillerini ifade eden fazların analizi X-ray difraksiyon (XRD) yöntemi ile yapılmaktadır.

Zirkonya esaslı seramik restorasyonların üretim aşamalarında uygulanan aşındırma ve kumlama gibi yüzey işlemleri sonucu materyalin yapısındaki faz değişimlerini bildiren çalışmalar yapılmıştır^{8,54,56,68}.

Guazzato ve arkadaşları⁸, farklı tekniklerle üretilen Y-TZP seramiklerin mekanik özelliklerini, yüzey yapılarını ve faz bileşenlerini incelemişlerdir. Çalışmada, kullanılan materyaller arasında tam sinterize blokların aşındırılmasıyla elde edilen Y-TZP ve yarı sinterize blokların şekillendirilmesinden sonra yüksek sıcaklıkta tam sinterizasyonu sağlanan Y-TZP bulunmaktadır. Faz analizi sonucu tam sinterize bloktan kesilen örneklerin içerdiği göreceli monoklinik faz miktarının % 14 ve yarı sinterize bloğun şekillendirilmesinden sonra sinterize edilen örneklerin ise % 0,5 olduğunu bildirmişlerdir. Bükülme dayanıklılığı testi sonrası kırık örneklerin XRD analizi sonuçları tam sinterize materyalin % 46, yarı sinterize materyalin % 6 monoklinik faz içerdiğini ortaya koymuştur.

Guazzato ve arkadaşları⁵⁴, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina esaslı seramik materyaline ısı ve yüzey işlemleri uyguladığı çalışmasının sonucunda kumlama uygulanmış örneklerde % 22, polisajlanmış örneklerde % 19 ve aşındırılmış örneklerde % 17 monoklinik faz tespit etmişlerdir. Ancak ısı uygulamaları sonrası düşük miktarlarda

monoklinik zirkonya bulunduğunu bildirmişlerdir. Bunun sebebinin, ısı uygulamalarının faz değişimini ters yönde etkileyerek faz değiştirmiş monoklinik zirkonyayı tekrar tetragonal faza dönüştürmesi olduğunu açıklamışlardır.

Guazzato ve arkadaşları⁶⁸, başka bir çalışmalarında yüzey ve ısı uygulamalarının Y-TZP seramiklerin bükülme dayanıklılığı üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında DC-Zirkon materyalini kullanmışlardır. Sonuçta, en yüksek göreceli monoklinik faz miktarını kumlama sonrası (% 9,5) tespit etmişlerdir. Çalışmamızda kullanılan 3 materyalde de kumlanmış örneklerin en fazla göreceli monoklinik zirkonya içerdiği tespit edilmiştir.

Y-TZP'nin faz değiştirme özelliğini etkileyen faktörler üzerinde duran çalışmalar sonucunda, kitleyi oluşturan taneciklerin boyutu ve içerdiği itriyum oksit miktarının bu özelliği etkilediği bildirilmiştir^{21,32,55,81}.

Kosmac ve arkadaşları,⁵⁶ çalışmalarında aynı kimyasal yapıya sahip ince ve kalın taneciklerden oluşmuş 2 farklı Y-TZP seramiğe uyguladıkları yüzey işlemleri sonucu faz bileşimini incelemişlerdir. Her iki materyalde de kontrol grubu % 100 tetragonal zirkonyadan oluşmuştur. Kumlama işlemi, hem tek başına uygulandığında hem de aşındırma sonrası uygulandığında göreceli monoklinik faz miktarı yüksek bulunmuştur. Aşındırma işlemleri ise materyallerde faz değişimine yol açmış ancak kumlama işlemine göre düşük miktarlarda monoklinik zirkonya gözlenmiştir. Kalın taneciklerden oluşmuş zirkonyanın, tüm yüzey işlemleri sonrası ince tanecikli materyale göre daha yüksek miktarlarda faz değiştirmiş monoklinik zirkonya içerdiği bildirilmiştir.

Kosmac ve arkadaşları⁸¹ daha sonraki çalışmalarında gren boyutu farklı 2 seramiğin yanı sıra, % 0,25 oranında alümina ilave ederek deneysel olarak geliştirdikleri Y-TZP kullanmışlardır. Yüzey işlemleri sonrası materyallerde tespit edilen göreceli monoklinik faz miktarları, önceki çalışmalarına benzer şekilde kumlanmış gruplarda yüksek bulunmuştur. Alümina ilave edilmiş Y-TZP, kumlama sonucu diğer materyallerden daha fazla monoklinik faz içerdiği bildirilmiştir.

Zirkonya esaslı seramiklerin yüzey işlemleri yanı sıra ısı uygulamaları ve kimyasal etkiler karşısında meydana gelen faz değişikliklerini analiz eden çalışmalar mevcuttur.

Papanagiotou ve arkadaşları⁶⁴ yarı sinterize Y-TZP bloklardan elde ettikleri kontrol grubu örneklerinin tümüyle tetragonal zirkonyadan oluştuğunu bildirmişlerdir. Farklı koşullarda yaşlandırma uyguladıkları örneklerde, ortamın ısı ve yaşlandırma süresi uzadıkça göreceli monoklinik faz miktarının arttığını gözlemlemişlerdir. Faz değişimini yüzeysel olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar, faz değişiminin yüzeysel olması durumunda materyalin bükülme dayanıklılığının artacağını, seramik yüzeyinden daha derinlerde olursa iç çatlakların kritik hale gelerek materyalin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkileyeceğini açıklamışlardır.

Isı uygulamasının monoklinik fazı tekrar tetragonal yapıya dönüştürdüğü bulgusunu destekleyen başka bir çalışma da De Klener ve arkadaşları¹⁰¹ tarafından gerçekleştirilmiştir. Cercon örnekleri sinterizasyon sonrası kumlama uygulamışlar, XRD analizi sonucunda yüzeyden 27 µm derinliğinde tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşmüş zirkonyanın olduğunu bildirmişlerdir. Bu örnekleri veneer porseleni uygulanması sonrasında monoklinik faz bulunamamıştır.

Materyalin faz değiştirme mekanizmasında etkili diğer bir faktör de içeriğindeki stabilize edici oksidin miktarıdır. Christel ve arkadaşları³⁵ transformasyon sertliği mekanizmasını sağlamak için ilave edilen Y_2O_3 ' in % 8 mol'den fazla olması durumunda faz değişimini engelleyip materyali tamamen stabilize ettiğini bildirmiştir.

Çalışmamızda yapılan XRD analizi sonucunda, Cercon kontrol grubu (50-1089) örneklerinin % 100 tetragonal zirkonyadan oluştuğu görölmektedir. Materyale uygulanan aşındırma ve aşındırma sonrası kumlama işlemleri sonrası yapıda, monoklinik zirkonya (37-1484) tespit edilmiştir. Cercon gibi yarı sinterize bloklardan şekillendirilen Zirkonzahn materyalinde, kontrol grubu örnekleri tetragonal zirkonyadan (50-1089) meydana gelmiş ancak yapıda ortalama % 1,749 ($\pm 0,375$) monoklinik zirkonya (37-1484) da tespit edilmiştir ve yüzey işlemleri monoklinik faz miktarını arttırmıştır. Bu iki materyalde kontrol grubu örneklerinin tetragonal fazdan oluşması, yarı sinterize blokların aşındırılarak şekillendirilmesinden sonra sinterize edilmesinden kaynaklanmaktadır. Tam sinterize blokların aşındırılarak şekillendirildiği Denta-Cad örnekler tetragonal (17-0923) ve monoklinik (37-1484) zirkonyadan oluşmuştur. Kontrol grubu % 7,366 ($\pm 0,716$) monoklinik zirkonya içermektedir. Aşındırma, Denta-Cad örneklerin faz yapısında önemli bir değişliğe sebep olmamış, aşındırma sonrası kumlama ile bu miktar artış göstermiştir. Bu bulgular Guazzato ve arkadaşlarının¹³ bildirdiği sonuçları desteklemektedir. XRD analizi, yüzey işlemleri uygulanan Y-TZP materyallerinin yüzeyinde monoklinik zirkonyanın arttığını göstermiştir.

Metal desteksiz seramiklerin, kron ve köprü protezlerinde kullanılabilmeleri için yeterli dayanıklılığa sahip olmaları gerekmektedir. Ancak yüklenebilme kapasitelerinin azlığı önemli bir problem oluşturmaktadır. Bu sorun, özellikle çiğneme kuvvetlerinin, ön bölge

dişlerine nazaran çok daha yüksek olduğu posterior bölge köprü restorasyonlarında karşımıza çıkmaktadır^{102,103}.

Dental restorasyonlar çiğneme ve yutkunma esnasında aralıklı olarak oklüzal kuvvetlere maruz kalmaktadırlar. Fonksiyonel çiğneme kuvvetleri 2-150 N arasında değiştiği¹⁰⁴⁻¹⁰⁶ ancak posterior bölgede özellikle birinci molar dişlerde en yüksek ısırma kuvvetinin 300-880 N olabileceği bildirilmiştir^{104,107}. Kiliaridis ve arkadaşları¹⁰⁸, birinci molar bölgede en yüksek ısırma kuvvetini erkeklerde 807 N, kadınlarda 650 N bulmuşlardır. Gibbs ve arkadaşları¹⁰⁷ ise diş sıkma ve gıcırdatma alışkanlığına sahip bireylerde ısırma kuvvetlerinin normal bireylere göre 6 kat daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Ağız ortamında oluşan kuvvetler göz önüne alındığında, posterior bölgeye uygulanan tam seramik kron ve köprü protezlerinin başarılı olabilmesi için restorasyonun 150 – 665 N oklüzal kuvvetlere dayanabilmesi gerekmektedir^{109,110}. Bu amaçla yeni geliştirilen Y-TZP'nin diğer dental seramiklere göre yüksek dayanıklılığı ve sertliği, sinterize edilmiş materyalin oda ısısında yarı stabil tetragonal kristal yapıya sahip olmasından kaynaklanmaktadır. Stres alanlarında tetragonal kristallerin, hacmi daha fazla olan monoklinik kristallere dönüşmesi kitlede bulunan çatlakların yayılımını önleyerek seramiği güçlendirmektedir^{15,21}.

Dayanıklılık, materyalin kırıldığı an kaydedilen en yüksek stres olarak tanımlanır ve seramikler gibi kırılğan materyallerin başarısını belirleyen önemli bir mekanik özelliktir^{70,99}. Tam seramik restorasyonlarda kullanılan alt yapı seramiklerinin dayanıklılıklarını değerlendirmek için farklı laboratuvar testleri kullanılmaktadır. Bükülme dayanıklılığı testleri; alt yapının kalınlığı, tasarımı, ağız içindeki oklüzal yükleme ve çevresel faktörlerin göz ardı edilmesi¹¹¹ gibi dezavantajlarına rağmen dayanıklılığı etkileyen değişik faktörlerin değerlendirilmesinde testlerin kontrollü bir ortamda yapılabileceği yöntemlerdir⁵⁶. Seramiklerin dayanıklılık değerlerindeki farklılıklar, test örneğinin üretim tekniği ve içerdiği çatlak

miktarına bağlıdır. Ayrıca, test yöntemi, örnek boyutları, test ortamı, yüzey bitim şekli, yükleme hızı ve örneğin stres uygulanan alanı seramiklerin dayanıklılığını belirleyen diğer faktörlerdir⁷⁰.

Seramiklerin bükülme dayanıklılıklarını belirlemede tek eksenli bükülme testleri^{8,9,39,24,43,83} ve iki eksenli bükülme testleri^{6,10,37,56,81} kullanılmaktadır. Tek eksenli (3-nokta ve 4-nokta) bükülme testleri, örnek kenarlarındaki çatlaklara ve örnek hazırlanırken oluşan dikey yüzey çatlaklarına karşı hassastır^{10,73}, ayrıca test örneklerinin boyutları dental restorasyonlardan oldukça farklıdır⁷¹.

Chai ve arkadaşları¹¹² ile Zeng ve arkadaşları⁷² yaptıkları çalışmalarda çeşitli alt yapı seramiklerinin bükülme dayanıklılıklarını hem tek eksenli hem de iki eksenli bükülme testi ile değerlendirmişler ve test sonuçlarını karşılaştırmışlardır. Bu araştırmalar, iki eksenli bükülme dayanıklılığı testleri sonuçlarının tek eksenlilere göre anlamlı şekilde yüksek kırılma stresi gösterdiğini bildirmişlerdir.

Disk şeklindeki örneklerin merkezden yüklenmeleri ile gerçekleştirilen iki eksenli bükülme testleri, tek eksenli testlerin dezavantajlarını ortadan kaldırmaktadır^{74,76} ISO 6872 standardı⁷⁴ tarafından önerilen iki eksenli bükülme testlerinde yükleme ortadan yapıldığı için dayanıklılık değerleri, örnek kenarlarındaki çatlaklardan etkilenmez ve örneklerin yüzeylerindeki küçük hatalar göz ardı edilebilir. Tek eksenli testlerde kullanılan örneklere kıyasla daha küçük boyutlardaki örneklerin klinik restorasyonlara daha yakın olması bu test yönteminin tercih edilmesini sağlamaktadır^{41,113,114}. Piddock ve arkadaşları¹¹⁵ iki eksenli bükülme testlerinin, farklı yüzey işlemlerinin seramiklerin dayanıklılığı üzerine etkisini incelemeye uygun olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda, yüzey işlemleri uygulanmış 3 farklı Y-TZP seramik materyaline, iki eksenli bükülme testlerinden üç top üzerinde piston testi kullanılmıştır. Disk şeklinde örnek, kenarlarına yakın ve yük uygulayan pistondan eşit uzaklıkta konumlanmış 3 top tarafında desteklenmiştir. Topların, piston kenarlarına yakın pozisyonda ve eşit mesafede yer alması örnek yüzeylerinin düzlüğündeki ve paralelliğindeki küçük sapsmaları karşılayarak düzgün olmayan örneklerin test edilmesine müsaade etmektedir⁷⁶.

Zirkonya esaslı seramiklerin dayanıklılıklarını, iki eksenli bükülme testi kullanarak diğer alt yapı seramikleri ile karşılaştıran çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Bu araştırmaların sonuçları, Y-TZP esaslı seramiklerin, tüm alt yapı seramiklerinden daha iyi mekanik özelliklere sahip olduğunu göstermiştir^{8,10,41,81}. Literatür incelemesi sonucunda, farklı yapıdaki Y-TZP materyallerini karşılaştıran az sayıda çalışmaya rastlanmıştır^{56,81}. Çalışmamızda kullanılan Y-TZP esaslı alt yapı seramikleri Cercon, DentaCAD ve Zirkonzahn'dır. Cercon materyaline uygulanan farklı yüzey işlemlerinin, eskitmenin ve yüksek sıcaklıklarda fırınlamanın mekanik özellikleri üzerine olan etkilerini araştıran çalışmalar yapılmıştır^{83,93}. Ancak DentaCAD ve ya Zirkonzahn materyallerinin incelendiği çalışmaya rastlanmamıştır.

Guazzato ve arkadaşları⁴¹, In-Ceram Alumina (ICA) ve In-Ceram Zirconia (ICZ) seramiklerinin mekanik özelliklerini karşılaştırmışlardır. ICA'nın iki eksenli bükülme dayanıklılığının 600 (\pm 60) MPa ve ICZ'nin dayanıklılığını 620 (\pm 61) MPa olduğunu bulmuşlardır. Materyallerin bükülme dayanıklılıkları arasındaki farkın istatistik olarak önemli olmadığını ancak ICZ' nin kırılma tokluğunun önemli ölçüde yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Yılmaz ve arkadaşları¹⁰, farklı alt yapı seramiklerinin mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında Y-TZP esaslı Cercon materyalinin, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ICZ) ve diğer alt yapı seramiklerinin (Finesse, Cergo, IPS Empress, ICA) tümünden yüksek bükülme dayanıklılığı ve kırılma tokluğu gösterdiğini bulmuşlardır. Araştırmacılar, iki eksenli bükülme testi sonucunda Cercon materyali için 1140,89 MPa ortalama dayanıklılığı bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise Cercon materyalinin kontrol grubunda 1080,51 MPa ortalama bükülme dayanıklılığı bulunmuştur.

Itinoche ve arkadaşları⁸⁵ ICZ ve Procera AllCeram alt yapı seramiklerine periyodik yükleme uyguladıktan sonra iki eksenli bükülme dayanıklılığı testi uygulamışlardır. Yoğun sinterize alümina yapısında olan Procera'nın bükülme dayanıklılığı (647 ± 48 MPa), zirkonya ile güçlendirilmiş cam infiltre alümina yapısındaki ICZ'den (497 ± 35 MPa) önemli şekilde yüksek bulunmuştur.

Pittayachawan ve arkadaşları⁸⁴ iki farklı renkteki LAVA zirkonya materyalinin mekanik özelliklerini inceledikleri çalışmalarında biri renklendirilmemiş olmak üzere 8 farklı renkte materyal kullanmışlardır. Y-YZP yapısındaki LAVA'nın iki eksenli bükülme dayanıklılığı testi sonucunda, farklı renkleri arasında önemli bir farklılık olmaksızın 1086±108 – 1164 ± 143 MPa dayanıklılık değerleri bulunmuştur.

Chai ve arkadaşları¹¹² ICZ, IC 200 YZ CUBES (YZ Zirconia) ve Cercon olmak üzere 3 farklı zirkonya esaslı alt yapı seramiği ile IPS Empress 2' ye iki eksenli bükülme dayanıklılığı testi uygulamışlardır. Sonuçta, en yüksek bükülme dayanıklılığını gösteren materyalin YZ Zirconia (1107 ± 95 MPa), daha sonra Cercon (927 ± 146 MPa) ve ICZ (523 ± 51 MPa) olduğunu bildirmişlerdir. IPS Empress 2 (359 ± 43 MPa)

ise zirkonya esaslı seramiklerden çok daha düşük bükülme dayanıklılığı göstermiştir.

Kosmac ve arkadaşları⁵⁶, % 3 mol Y_2O_3 içeren aynı kimyasal yapıdaki biri ince diğeri kalın taneciklerden meydana gelmiş iki Y-TZP materyalini karşılaştırarak, materyallere uygulanan yüzey işlemlerinin materyallerin iki eksenli bükülme dayanıklılığı ve güvenilirliği üzerine etkilerini incelemişlerdir. Yüzey işlemi uygulanmamış ince tanecikli materyal 1021 (\pm 89,5) MPa ve kalın tanecikli materyal 914 (\pm 58,3) MPa ortalama bükülme dayanıklılığı göstermiş ancak bu fark istatistik olarak anlamlı bulunmamıştır. Çalışmamızda, materyallerin kontrol gruplarında gözlenen dayanıklılık değerleri (Grafik 12) birbirinden anlamlı olarak farklıdır. Bu farklar değerlendirilirken Cercon, DentaCAD ve Zirkozahn'ın değişik teknikler ile üretilen 3 farklı Y-TZP olduğu göz önünde bulundurulmalıdır. Diğer yandan, Kosmac ve arkadaşları⁵⁵ materyallerin bükülme dayanıklılığının aşındırma ile azaldığını ve kumlamanın tek başına veya aşındırmadan sonra yapıldığında anlamlı olarak arttığını bildirmişlerdir. Bu yüzey işlemlerinin bükülme dayanıklılığı üzerine etkileri bizim çalışmamızda da benzer sonuçlar göstermekle beraber kontrol grubu ile kıyaslandığında, farklar istatistik olarak anlamlı bulunmamıştır.

Araştırmacılar diğer bir çalışmada⁸¹, bu iki Y-TZP'nin yanı sıra bunlar ile aynı yapıda olan ve % 0,25 alümina ilave edilerek deneysel olarak geliştirilmiş Y-TZP materyalini incelemişlerdir. Bu 3 materyale yüzey işlemleri uygulayarak iki eksenli bükülme dayanıklılıklarını değerlendirmişlerdir. Kalın grenli frez ile aşındırma tüm gruplarda bükülme dayanıklılığını istatistik olarak azaltırken, ince grenli frez ile aşındırma sonrası görülen azalma önemli bulunmamıştır. Deneysel olarak geliştirilmiş Y-TZP materyali diğer iki materyale benzer sonuçlar göstermiştir. Araştırmacılar, bu iki çalışmaları sonucunda, yüzey işlemlerinden aşındırma sonrası kumlamayı tavsiye etmektedir. Bu şekilde

aşındırma ile oluşan geniş çatlakların azaldığını ve bazen yüzeyde sıkıştırıcı stres tabakasının oluşarak materyali güçlendirdiğini bildirmişlerdir. Kumlamadan sonra aşındırma uygulandığında ise yüzeyde oluşan sıkıştırıcı stres tabakası ortadan kaldırılmakta ve çatlaklar oluşturulmakta ve dayanıklılığın azalmasına yol açmaktadır.

Denry ve arkadaşları⁸⁶ ise yapmış olduğu çalışmada Cercon örneklerine aşındırma ve yaşlandırma işlemleri uygulayarak iki eksenli bükülme dayanıklılığını ölçmüşlerdir. Kontrol grubunda bildirdikleri dayanıklılık değeri (944±156) çalışmamız ile kıyaslandığında daha düşüktür. Araştırma sonucunda, diğer çalışmalar^{43,54,56,81} ve çalışmamızdan farklı olarak aşındırma işleminin bükülme dayanıklılığını (1189±250 MPa) arttırdığını bildirilmiştir. Aşındırmanın bükülme dayanıklılığını arttırıcı etkisinin, işlemin 20 µm gren boyutuna sahip elmas frez ile yapılmasına bağlı olduğu düşünülebilir.

Çalışmamızda kullanılan zirkonyum esaslı seramiklerin iki eksenli bükülme dayanıklılıkları değerlendirildiğinde, en yüksek dayanıklılığı tam sinterize Y-TZP bloklardan şekillendirilen DentaCAD örnekler göstermiştir. Yarı sinterize blokları şekillendirdikten sonra tam sinterizasyonu sağlanan diğer iki sistem arasında ise Cercon yüksek bükülme dayanıklılığı göstermiştir. Çalışmamız sonucu elde edilen veriler, Y-TZP esaslı seramiklerin dayanıklılıklarının bloğun yoğunluğu, materyalin tanecik büyüklüğü ve içerdiği itriya miktarı gibi materyalin yapısı ve üretim aşamalarındaki farklılıklara bağlı olduğunu desteklemektedir^{21,81}. Aşındırma, üç materyalde de bükülme dayanıklılığını istatistik olarak önemli ölçüde azaltmıştır. Aşındırma sonrası kumlama bükülme dayanıklılığını arttırmış ancak, kontrol ve aşındırma sonrası kumlama uygulanan gruplar arasındaki fark istatistik olarak anlamlı bulunmamıştır.

Dental seramikler, örneklerin hazırlanması aşamasında meydana gelen çatlaklara bağlı olarak oldukça farklı dayanıklılık değerleri gösterebilmektedir. Bu sebeple, dayanıklılık testlerinin verileri değerlendirilirken istatistik analiz önemlidir. Bükülme dayanıklılığı verilerinin ortalamasının hesaplanması seramiklerin özelliklerini belirlemede yeterli değildir⁶⁴. Weibull analizi, dayanıklılık değerlerinin değişkenliği ve kırılma ihtimali ile ilgilidir. Bu analizde Weibull modulus (m) ve karakteristik dayanıklılık (s_0) olmak üzere iki parametre değerlendirilir. Weibull modulus (m), seramiklerin dayanıklılık değerlerinin değişkenliğini göstermektedir. Yüksek m değerleri, test edilen örnek grubunun birbirine yakın ve yüksek değerlerde kırılma streslerine sahip olduğunu, çatlakların küçük boyutta olduğunu veya az strese maruz kalan bölgelerde yer aldığını ifade etmektedir. Düşük m değerleri ise düşük değerlerde çok farklı dağılım gösteren kırılma streslerini belirtmektedir^{41,89}. Materyalin m değerinin 20 veya daha fazla olması, örnek hazırlanması aşamasında hata oranının düşük olduğunu ve klinik kullanımda güvenilirliğinin yüksek olduğunu göstermektedir. Dental seramiklerin çoğu için bildirilen m değeri 5-15'dir⁸⁹. Örneklerin yapısındaki çatlak boyutu ve dağılımına bağlı olan m değerinin aynı zamanda çatlak boyutunu etkileyen faktörler olan örnek büyüklüğü, yüzeyin bitim şekil ve test ortamına da bağlı olduğu bildirilmektedir¹⁰. Ayrıca, bir dental seramiğin bükülme dayanıklılığı verilerinden elde edilen Weibull modulus değerleri, materyalin klinik uygulamasında güvenilirliği göstermektedir. Karakteristik dayanıklılık (s_0), % 63.21 kırılma olasılığındaki stres seviyesidir^{43,64}. Karakteristik dayanıklılık değeri materyalin ortalama dayanıklılığı ile ilişkili iken Weibull modulus ortalama dayanıklılık değerlerinin standart sapması ile ilişkilidir.

Zirkonya esaslı seramiklerin ve diğer alt yapı seramiklerinin bükülme dayanıklılığını inceleyen bazı çalışmalarda, verilerinin Weibull istatistik yöntemi ile analizi yapılarak dayanıklılığın değişkenliğini ve materyalin çatlak içeriğini değerlendirilmiştir^{10,41,84,115}. Guazzato ve

arkadaşları⁴¹, ICA ve ICZ'nin mekanik özelliklerinin değerlendirdikleri çalışmalarında m değerlerini ICA için 10,5 ve ICZ için 10,4 olarak bildirmişlerdir.

Yılmaz ve arkadaşları¹⁰, farklı alt yapı seramiklerinin mekanik özelliklerini inceledikleri çalışmalarında bildirdikleri m değerleri, ICA için 6,96, ICZ için 10,17 ve Cercon zirconia için 13,26'dır.

Pittayachawan ve arkadaşları¹¹⁵ Cercon materyalinin çeşitli özelliklerini inceledikleri çalışmalarında, materyalin Weibull modulus değerini 8,3 ve karakteristik dayanıklılığını 871.2 bulmuşlardır. Çalışmamızda Cercon kontrol grubunun Weibull analizi sonucunda ise m değeri 12.47 ve karakteristik dayanıklılık 807.46 bulunmuştur. Pittayachawan ve arkadaşları⁸⁶ başka bir çalışmada, farklı renklerde hazırlanan Lava zirkonya örneklerin iki eksenli bükülme dayanıklılığını incelemiştir. Bu materyalin m değerlerinin 9,34-12,9 arasında olduğunu bildirmişlerdir.

Y-TZP esaslı materyallere uygulanan yüzey işlemlerinin materyallerin mekanik özellikleri üzerine etkisini inceleyen çeşitli çalışma yapılmıştır^{43,53,55,63,83}. Bu çalışmalardaki iki eksenli bükülme dayanıklılığı verilerinin Weibull analizi sonucu yüzey işlemleri uygulanan gruplarda farklı m değerleri bulunmuştur.

Kosmac ve arkadaşları⁵⁶, ince ve kalın taneciklerden oluşan Y-TZP materyallerinin kontrol grubunda sırasıyla 10,7 ve 14,9 m değeri bulunduğunu ve tüm yüzey işlemlerini sonucu bu değerlerin azaldığını bildirmişlerdir. Bununla beraber, kontrol grubunda ince tanecikli materyal için 1130 MPa ve kalın tanecikli materyal için 984 MPa olarak bildirdikleri karakteristik dayanıklılık değerleri aşındırılan örneklerde azalmış,

kumlama uygulanan örneklerde artmıştır. Araştırmacılar, Y-TZP materyallerine uygulanan kumlama işleminin dayanıklılığı artırırken güvenilirliği azalttığını, aşındırmanın ise materyalin hem dayanıklılığını hem de güvenilirliğini azalttığını belirtmişlerdir.

Wang ve arkadaşları⁸³ Cercon materyaline aşındırma, polisaj, kumlama ve ısı işlemleri uygulamışlardır. Bu işlemler sonucunda farklı m değerleri bildirmişlerdir. Polisaj uygulanan örnek gruplarının, aşındırma uygulananlara göre daha yüksek m değerlerine sahip olduğu bulunmuştur. Araştırmacılar, farklı yüzey işlemleri sonucu dayanıklılık değerlerindeki değişkenliğini, uygulanan işlemin materyalin yapısında meydana getirdiği yapısal defektlere, çatlakların boyutuna, dağılımına ve sıklığına bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Ancak, Papanagiotou ve arkadaşları⁶³ In-Ceram YZ materyaline yaşlandırma ve yüzey işlemleri uyguladıkları çalışmalarında, polisaj uygulanan grupta kontrol grubuna göre daha düşük m değeri bildirmişlerdir.

Luthard ve arkadaşları⁴³ ise çalışmaları sonucunda, Y-TZP seramiklerin aşındırılmasında, dönme hızı ve aşındırma derinliğin değişmesiyle m değerinin de değiştiğini bildirmişlerdir. Dönme hızının artması ile m değerinin azaldığını vurgulamışlardır.

Çalışmamızda iki eksenli bükülme dayanıklılığı verilerinin Weibull istatistik analizi, Y-TZP esaslı materyallere uygulanan farklı yüzey işlemlerinin m değerini her bir materyalde farklı yönde değiştirdiğini göstermiştir. Diğer çalışmalardan farklı olarak, Cercon ve DentaCAD materyallerinde, aşındırma işlemi sonucu kontrol grubundan daha yüksek m değerleri bulunmuştur. Bu farklı sonucun, materyalin içerdiği çatlakların boyutu, dağılımı ve sıklığını etkileyen aşındırma koşullarının değişik olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Cercon materyalinde aşındırılmış grup, kontrol grubuna göre yüksek m değerine sahip iken karakteristik dayanıklılık birbirine yakın değerler göstermiştir. Aşındırılmış grupta ortalama bükülme dayanıklılığı azalmıştır ancak Weibull modülüsün artması örneklerin dayanıklılık değerlerinin birbirine yakın olduğunu göstermektedir. Bununla beraber, iki grubun s_0 değerleri, kırılma olasılıklarının benzer olduğunu göstermektedir. Aşındırmadan sonra kumlama işlemi, Cercon materyalinin hem ortalama bükülme dayanıklılığı hem de karakteristik dayanıklılığı arttırmıştır. Bu materyalin aşındırma sonrası kumlanmış grubunda, diğer yüzey işlemlerine göre daha yüksek m ve s_0 değerlerinin elde edilmiştir. Çalışmamızdan elde edilen sonuçlar, diğer çalışmalara benzer şekilde kumlama işlemi ile materyalin klinik uygulamada güvenilirliğinin arttığını göstermektedir^{56,83}. DentaCAD materyalinin Weibull analizi, aşındırma sonucu ortalama bükülme dayanıklılığı azalmasına rağmen m ve s_0 'ın gruplar arasında en yüksek değerlere sahip olduğunu göstermiştir. DentaCAD materyalinde aşındırma sonrası kumlama işlemi ile materyalin aşındırma ile azalan dayanıklılığı artmıştır. Ancak, bu yüzey işlemi değerlendirilirken materyalin güvenilirliğinin azaldığını gösteren düşük Weibull değerleri göz önüne alınmalıdır. Zirkonzahn materyalinde ise yüzey işlemleri sonucu, m ve s_0 değerleri azalmıştır. Aşındırma sonrası kumlama Zirkonzahn materyalinin kumlama ile azalan ortalama bükülme dayanıklılığını artırırken, m ve s_0 değerlerini düşürmesi materyalin güvenilirliğini azalttığını göstermektedir. Bu sonuç, Y-TZP materyallerine yüzey işlemlerinin etkilerini inceleyen çeşitli çalışmalarla benzerlik göstermektedir^{43,56,64,83}. Çalışmamızda kullanılan Y-TZP materyallerinin iki eksenli bükülme dayanıklılığı verilerinin istatistik analizleri sonucunda tüm gruplarda elde edilen m değerleri dental seramikler için uygun değerlerdir⁶⁴. Ağız içinde görülen normal çiğneme kuvvetlerinin en yüksek değeri yaklaşık 500 MPa olarak kabul edilmektedir^{64,104}. Çalışmamızda test edilen tüm gruplarda ortalama bükülme dayanıklılığı ve karakteristik dayanıklılık değerleri, deney gruplarının normal çiğneme kuvvetlerine

dayanabilecek dayanıklılığa sahip olduğu ve 500 MPa stres seviyesinde kırılma olasılığının düşük olduğunu göstermektedir.

Çalışmamızda kullanılan Y-TZP esaslı alt yapı seramikleri olan Cercon, DentaCAD ve Zirkonzahn materyallerinin yüzey pürüzlülüğü ve bükülme dayanıklılığı uygulanan yüzey işlemlerinden etkilenmiştir. XRD analizi, aşındırma ve kumlama işlemleri sonucunda materyallerde monoklinik faz miktarının arttığını göstermiştir.

6. SONUÇ

Tam seramik kron ve köprü restorasyonların yapımında kullanılan en yeni alt yapı materyali olan Y-TZP esaslı seramikler, diğer alt yapı seramikleri ile karşılaştırıldığında üstün mekanik özelliklere sahiptirler. Ancak, restorasyonun üretiminin çeşitli aşamalarında uygulanan yüzey işlemleri, materyalin mekanik özelliklerini etkilemekte ve yarı stabil yapıdaki tetragonal zirkonya da faz değişimine sebep olmaktadır.

Çalışmamızda, Y-TZP esaslı Cercon, DentaCAD ve Zirkonzahn materyallerine aşındırma ve aşındırma sonrası kumlama uygulanarak yüzey pürüzlülüğü, bükülme dayanıklılığı ve faz içeriğinde meydana gelen değişimler incelenmiştir.

Yüzey işlemi uygulanmamış örneklerden oluşan kontrol gruplarında, her materyal farklı yüzey pürüzlülüğü göstermiştir. Aşındırma ve kumlama Cercon örneklerde yüzey pürüzlülüğünü istatistik olarak önemli ölçüde arttırmış, Zirkonzahn materyalinde ise azaltmıştır. DentaCAD materyalinde ise aşındırma yüzey pürüzlülüğünü azaltırken aşındırma sonrası kumlama anlamlı olarak arttırmıştır.

XRD analizi, yarı sinterize blokların şekillendirilmesinden sonra sinterizasyonu tamamlanan Cercon ve Zirkonzahn örneklerin tetragonal fazdan oluştuğunu, yüzey işlemleri sonrası monoklinik zirkonya miktarı arttığını göstermiştir. Bu materyallerde, aşındırma sonrası kumlama işlemi sadece aşındırmaya göre, tüm materyallerde daha fazla faz değişimine sebep olmuştur. Tam sinterize blokların CAD/CAM sistemi ile şekillendirilmesi yoluyla üretilen DentaCAD örneklerde, kontrol gruplarında da monoklinik zirkonya bulunmuştur. Aşındırılmış DentaCAD

örneklerin monoklinik zirkonya içeriğinde kontrol grubuna göre önemli bir fark bulunmamıştır. Kuşlama işlemleri bu materyalde de monoklinik zirkonya miktarını istatistik olarak önemli ölçüde arttırmıştır.

Materyallere uygulanan yüzey işlemleri sonucu elde edilen bükülme dayanıklılığı değerleri, aşındırmanın tüm materyallerde dayanıklılığı azalttığını, aşındırma sonrası kuşlamanın ise arttırdığını göstermiştir. Aşındırma, üç materyalde de bükülme dayanıklılığını istatistik olarak önemli ölçüde azaltmıştır. Aşındırma sonrası kuşlama bükülme dayanıklılığını arttırmış ancak kontrol ve aşındırma sonrası kuşlama uygulanan gruplar arasındaki fark istatistik olarak anlamlı bulunmamıştır.

Çalışma sonucunda, tüm gruplarda yüzey pürüzlülüğü arttıkça bükülme dayanıklılığının azaldığı görülmüştür. Ancak sadece Zirkozahn materyalinin aşındırma uygulanmış grubunda, bu ilişki önemli bulunmuştur.

Zirkonyum Esaslı 3 Farklı Tüm Porselen Sisteminde, Yüzey İşlemlerinin, Ortalama Yüzey Pürüzlülüğüne Ve Bükülme Dayanıklılığına Etkisinin Araştırılması Ve X-Ray Difraktometre Yüzey Analizleri İle İncelenerek Değerlendirilmesi

7. ÖZET

Diş hekimliğinde, kron ve köprü protezlerinde alt yapı materyali olarak kullanılmak üzere geliştirilmiş son materyallerden materyal olan zirkonya esaslı seramikler diğer alt yapı seramiklerine göre üstün mekanik özelliklere sahiptir. Ancak, mekanik özellikleri materyale uygulanan yüzey işlemlerinden etkilenmektedir. Bu çalışmanın amacı, zirkonyum esaslı 3 farklı tam porselen sisteminde, alt yapı materyali üzerine uygulanan aşındırma ve kumlama işlemlerinin, yüzey pürüzlülüğü ve bükülme dayanıklılığına etkisinin incelenmesi, yüzey analizleri uygulanarak değerlendirilmesi ve sistemlerin karşılaştırılmasıdır.

Üç Y-TZP alt yapı materyaline ait, 14 mm çapında ve 1.3 ± 0.2 mm kalınlığında örnekler hazırlandı. Her materyalden hazırlanan otuz örnek, her biri on örnekten oluşan üç gruba ayrıldı. Gruplar uygulanan yüzey işleme göre adlandırıldı; aşındırma, aşındırma sonrası kumlama ve kontrol grupları. Tüm örneklerle, profilometre ile yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapıldı ve X- ray difraksiyon analizi ile faz yapısı belirlendi. Örneklerle son olarak, iki eksenli bükülme dayanıklılığı testi (üç top üzerinde piston) uygulandı. Veriler iki yönlü varyans analizi yöntemi (α . 0.01) ile değerlendirildi. Gruplar arasındaki farklılıklar Duncan testi ile belirlendi. Bükülme dayanıklılığı değerlerinin değişkenliği Weibull istatistik yöntemi ile incelendi. Yüzey pürüzlülüğü ve bükülme dayanıklılığı, bükülme dayanıklılığı ve monoklinik faz miktarı, yüzey pürüzlülüğü ve

monoklinik faz miktarı arasındaki ilişkinin araştırılması için Pearson'ın korelasyon testi kullanıldı.

Yüzey işlemleri uygulanmamış örneklerden oluşan kontrol gruplarında, her materyal farklı yüzey pürüzlülüğü göstermiştir. Yüzey işlemleri, tüm materyallerde yüzey pürüzlülüğünü anlamlı olarak değiştirmiştir ($p < 0.01$). Aşındırma ve kuşlama Cercon örneklerde yüzey pürüzlülüğünü arttırmış, Zirkozahn materyalinde ise azaltmıştır. DentaCAD materyalinde ise aşındırma yüzey pürüzlülüğünü azaltırken kuşlama sonrası arttırmıştır. XRD analizi, Cercon ve Zirkozahn örneklerin tetragonal fazdan oluştuğunu, yüzey işlemleri sonrası monoklinik zirkonya miktarının arttığını göstermiştir. Tam sinterize blokların CAD/CAM sistemi ile şekillendirilmesi yoluyla üretilen DentaCAD örneklerde, monoklinik zirkonya bulunmuştur. Yüzey işlemleri tüm materyallerde tetragonal zirkonyanın monoklinik faza geçişine sebep olmuştur. Aşındırma tüm materyallerde bükülme dayanıklılığını azaltmış, aşındırma sonrası kuşlama ise arttırmıştır. Ancak, yüzey işlemleri sonucu bükülme dayanıklılığındaki fark sadece yüzey işlemleri uygulanan gruplar arasında önemli ($p < 0.01$) bulunmuştur. Aşındırma sonrası kuşlama işlemi sadece kuşlamaya göre, tüm materyallerde daha fazla faz değişimine sebep olmuştur. Tüm gruplarda yüzey pürüzlülüğü ile bükülme dayanıklılığı arasında doğrusal bir ilişki görülmüştür. Ancak sadece Zirkozahn materyalinin aşındırma uygulanmış grubunda, bu ilişki önemli ($r: -0.75$, $p < 0.01$) bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: Zirkonya, Yüzey işlemleri, Yüzey pürüzlülüğü, İki Eksenli Bükülme dayanıklılığı, X-ray difraksiyon

The effect of surface treatment of 3 different zirconia based full ceramics on mean surface roughness and flexural strength and the determination of the effects of surface treatment of the zirconia systems by X-ray diffractometer surface analyse

8. SUMMARY

Zirconia ceramics have been recently introduced in dentistry for fabrication of crowns and fixed partial dentures in order to have remarkable mechanical properties compared to other substructure ceramics. However, mechanical properties of zirconia can be directly influenced by different surface treatment methods. The aim of this study was to evaluate and compare the effect of surface grinding and sandblasting on surface roughness, phase changes and flexural strength of three yttria stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP) core materials.

Specimens of three Y-TZP core materials (Cercon, DentaCad, Zirkozahn) were fabricated with a diameter of 14 mm and 1.3 ± 0.2 mm. Thirty discs from each material were randomly divided into three groups of ten. For each group, a different surface treatment was applied: grinding, grinding followed by sandblasting and a control group. Surface roughness was measured by using profilometer and X-ray diffraction analysis was performed to characterize the crystalline phases for all specimens. Finally, biaxial flexural strength (piston on 3 balls) was determined. The data were analyzed by using the 2-way ANOVA test (α 0.01) Multiple comparison was performed with the Duncan test. Weibull statistics was used to analyze the variability of flexural strength. To determine the influence of the surface treatments on the Y-TZP core materials, Pearson correlations between surface roughness and biaxial

flexural strength and relative amount of monoclinic zirconia were calculated.

Control groups of three materials had different surface roughness. The surface treatments were significantly effected the surface roughness of the materials ($p < 0.01$). Grinding and sandblasting were increased surface roughness of Cercon whereas decreased surface roughness of Zirkozahn. Surface roughness of DentaCAD specimens were decreased by grinding and increased by sandb X-ray diffraction analysis revealed that control groups of Cercon and Zirkozahn specimens composed of tetragonal zirconia. DentaCADcontrol group which was machined from fully sinterized Y-TZP blocks was contained monoclinic zirconia. In all materials, transformation from tetragonal to monoclinic phases occurred after surface treatments. Grinding significantly decreased the strength values of control groups in all materials ($p < 0.01$). The mean biaxial flexural strength of control and sandblasted group were not significantly different ($p > 0.01$). A liner correlation was found between the roughness of the surface and strength for all groups. However, significant correlation ($r: -0.75$, $p < 0.01$) was found in ground Zirkozahn specimens.

Key words: Zirconia, Surface treatment, Surface roughness, Biaxial Flexural strength, X-ray diffraction

9. KAYNAKLAR

1. Anusavice KJ. Philips' Science of dental materials. 11 th ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Science; 2003.

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

3. Preston DJ. Perspectives in dental ceramics. Chicago: Quintessence Publishing Co; 1988.

4. Deany IL. Recent advances in ceramics for dentistry. Crit Rev Oral Biol Med 1996; 7(2): 134-43.

5. 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.

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

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

8. 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(5): 449-56.

9. 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(3): 183-8.
10. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 2007; 98(2): 120-8.
11. Shillenburg HT, Hobo S, Whitset LD. *Fundamentals of fixed prosthodontics*. 2nd ed. Chicago: Quintessence Publishing Co; 1981.
12. McCabe JF. *Applied dental materials*. 7th ed. London: Mass Publishing Co; 1994. 77-86.
13. O'Brien WJ. *Dental materials, properties and selection*. Chicago: Quintessence Publishing Co; 1989. 210-24.
14. Van Noort R. *Introduction to dental materials*. 2 th ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Science; 2005.
15. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am* 2004; 48(2): 513-30.
16. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam seramik sistemleri II. *GÜ Dişhek Fak Derg* 2005; 22: 49-60.
17. Oh SC, Dong JK, Lüthy H, Schärer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont* 2000; 13(6): 468-72.

18. McLaren EA, Terry DA. CAD/CAM systems, materials, and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compend Contin Educ Dent* 2002; 23(7): 637-41.
19. Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and alumina- advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 1999; 7(4): 113-9.
20. Fritzsche J. Zirconium oxide restorations with the DCS precedent system. *Int J Comput Dent* 2003; 6(2): 193-201.
21. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial: a review. *Biomaterials* 1999; 20(1): 1-25.
22. Christel P, Meunier A, Dorlot JM, Crolet JM, Witvoet J, Sedel L, Boutin P. Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopedic surgery. *Ann N Y Acad Sci* 1988; 523: 234-56.
23. Clarke IC, Manaka M, Green DD, Williams P, Pezzotti G, Kim YH, et al. Current status of zirconia used in total hip implants. *J Bone Joint Surg Am* 2003; 85-A Suppl 4: 73-84.
24. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002; 18(2): 590-5.
25. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 106(6): 605-14.

26. 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(3): 273-8.
27. 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.
28. Hochman N, Zalkind M. New all-ceramic indirect post-and-core system. *J Prosthet Dent*. 1999; 8(1): 625-9.
29. Nettleship I, Stevens R. Tetragonal zirconia polycrystals (TZP) A review. *Int J High Technology Ceramics* 1987; 3(1): 1-32.
30. Tan PL, Dunne JT. An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2004; 91(3): 215-8.
31. Fabris S, Panxton AT, Finnis MW. A stabilization mechanism of zirconia based on oxygen vacancies only. *Acta Mater* 2002; 50(20): 5171-8.
32. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*. 2008; 24(3): 299-307.
33. Ruiz L, Readey MJ. Effect of heat-treatment on grain size, phase assemblage, and mechanical properties of 3 mol% Y-TZP. *J Am Ceram Soc* 1996; 79(9): 2331-40.

34. Heuer AH, Claussen N, Kriven WM, Ruhle M. Stability of tetragonal ZrO₂ particles in ceramic matrices. J Am Ceram Soc 1982 ;65(12): 642-50.

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

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

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

38. Sundar V, Kennedy CR. Cercon zirconia- a systems solution for reliable metal-free multi-unit restorations [online]. 2008 [cited 10 May 2008]. Available from : URL : http://www.ceramco.com/pdf/cercon/cercon_css_systemsolutions.pdf

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

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

41. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of in-ceram alumina and in-ceram zirconia. *Int J Prosthodont* 2002; 15(4): 339-46.
42. 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.
43. Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res* 2002; 81(7): 487-91.
44. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. *J Prosthet Dent* 2002; 88(1): 4-9.
45. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17(6): 793-8.
46. Hansen PA, West La. Allergic reaction following insertion of a Pd-Cu-Au fixed partial denture: A clinical report. *J Prosthodont* 1997; 6(2): 144-8.
47. Josset Y, Oum'Hamed Z, Zarrinpour A, Lorenzato M, Adnet JJ, Laurent-Maquin D. In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. *J Biomed Mater Res* 1999; 47(4): 481-93.

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

49. Rasetto FH, Driscoll CF, Prestipino V, Masri R, von Fraunhofer JA. Light transmission through all-ceramic dental materials: a pilot study. *J Prosthet Dent* 2004; 91(5): 441-6.

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

51. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 2000; 13(2): 131-5.

52. 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.

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

54. 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.

55. Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM- machining effects on Y-TZP zirconia. Dent Mater 2004; 20(7): 655-62.

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

57. Swain MV, Hannink RHJ. Metastability of the martensitic transformation in a 12 mol% ceria-zirconia alloy: Grinding studies. J Am Ceram Soc 1989; 72(8): 1358-64.

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

59. Xu HHK, Wei L, Jahanmir S. Influence of grain size on the grinding response of alumina. J Am Ceram Soc 1996; 79(5): 1307-13.

60. Van den Ber PH, De With G. Strength and residual stress of Mg-PSZ after grinding. Wear 1993; 160(2): 301-8.

61. Zhang B, Zheng XL, Tokura H, Yoshikawa. Grinding induced damage in ceramics. J Mater Process Tech 2003; 132(1): 353-64.

62. Yin L, Jahanmir S, Ives LK. Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece. Wear 2003; 255(9-10): 975-89.

63. Huang H. Machining characteristics and surface integrity of yttria stabilized tetragonal zirconia in high speed deep grinding. *Mater Sci Eng: A* 2003; 345(1): 155-63.

64. 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(3): 154-64.

65. Kao HC, Ho FY, Yang CC, Wei WJ. Surface machining of fine-grain Y-TZP. *J Europ Ceram Soc* 2000; 20(14-15): 2447-55.

66. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2005; 93(4): 346-55.

67. Isgrò G, Kleverlaan CJ, Wang H, Feilzer AJ. The influence of multiple firing on thermal contraction of ceramic materials used for the fabrication of layered all-ceramic dental restorations. *Dent Mater* 2005; 21(6): 557-64.

68. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2005; 33(1): 9-18.

69. Lawn BR. Ceramic-based layer structures for biomechanical applications. *Current opinion: Solid State and Material Science* 2002; 6(3): 229-35.

70. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent* 2003; 89(4): 374-80.

71. Kelly JR. Perspectives on strength. *Dent Mater* 1995; 11(2): 103-10.

72. Zeng K, Odén A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont*. 1996;9:434-439.

73. ASTM, C1161-94. Standard test method for flexural strength of advanced ceramics at ambient temperature, 1996, pp. 226-32.

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

75. Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials, 11th edi, St. Luis, Mosby, 2002.

76. Cattell MJ, Clarke RL, Lynch EJ. The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics--Part II. *J Dent* 1997; 25(5): 409-14.

77. Cullity BD. Elements of X-Ray diffraction B.D. Cullity and S.R. Stock. 3rd ed. Upper Saddle River: Prentice Hall; 2001. 30-60.

78. Samuel R, Chandrasekar S, Farris TN, Licht RH. Effect of residual streses on the fracture of ground ceramics. *J Am Ceram Soc* 1989; 72(10): 1960-6.

79. Woolfson MM. An introduction to X-ray crystallography. 2nd ed. New York, NY: Cambridge University Pres; 1997.

80. Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G. A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005; 72(2): 239-45.

81. 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.

82. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthm 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(3): 231-8.

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

84. Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles JC. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava Y-TZP dental ceramic. *Dent Mater* 2007; 23(8): 1018-29.

85. Itinoche KM, Ozcan M, Bottino MA, Oyafuso D. Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics. *Dent Mater* 2006; 22(11): 1029-34.

86. 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.

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

88. Garvie RC, Nicholson PS. Phase analysis in zirconia systems. *J Am Ceram Soc* 1972; 55(6): 303-5.

89. Bona AD, Anusavice KJ, DeHoff PH. Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. *Dent Mater* 2003; 19(7) :662-9.

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

91. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent* 1992; 68(2): 322-6.

92. Shimizu K, Oka M, Kumar P, Kotoura Y, Yamamuro T, Makinouchi K, Nakamura T. Time-dependent changes in the mechanical properties of zirconia ceramic. *J Biomed Mater Res* 1993; 27(6): 729-34.

93. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, et al. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* 1999; 20(4): 371-6.

94. Gross V, Swain MV. Mechanical properties and microstructure of sintered and isostatically pressed yttria partially stabilized zirconia (Y-PSZ). *J Aust Ceram Soc* 1986; 22(11): 1-12.

95. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2003; 89(5): 479-88.

96. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater* 2006; 22(9): 857-63.

97. Fischer H, Schäfer M, Marx R. Effect of surface roughness on flexural strength of veneer ceramics. *J Dent Res* 2003; 82(12): 972-5.

98. De Jager N, Feilzer AJ, Davidson CL. The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dent Mater* 2000; 16(6): 381-8.

99. Bhamra G, Palin WM, Fleming GJ. The effect of surface roughness on the flexure strength of an alumina reinforced all-ceramic crown material. *J Dent* 2002; 30(4): 153-60.

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

101. De Kler M, de Jager N, Meegdes M, van der Zel JM. Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase

changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. *J Oral Rehabil* 2007; 34(11): 841-7.

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

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

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

105. De Boever JA, McCall WD Jr, Holden S, Ash MM Jr. Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. *J Prosthet Dent* 1978; 40(3): 326-33.

106. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10(1): 99-108.

107. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent* 1986; 56(2): 226-9.

108. 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.

109. 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.

110. 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.

111. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1992; 67(6): 859-65.

112. Chai J, Chu FC, Chow TW, Liang BM. Chemical solubility and flexural strength of zirconia-based ceramics. *Int J Prosthodont* 2007; 20(6): 587-95.

113. Fairhurst CW, Lockwood PE, Ringle RD, Thompson WO. The effect of glaze on porcelain strength. *Dent Mater* 1992; 8(3): 203-7.

114. Piddock V, Marquis PM, Wilson HJ. The mechanical strength and microstructure of all ceramic crowns. *J Dent* 1987; 15(4): 153-8.

115. Pittayachawan P, McDonald A, Young A, Knowles JC. Flexural strength, fatigue life, and stress-induced phase transformation study of Y-TZP dental ceramic [online]. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2008 [cited 10 May 2008]. Available from : URL : <http://www3.interscience.wiley.com/journal/117935007/tocgroup>

10. EKLER

10.1. Teşekkür

Doktora eğitimim boyunca bana çalışma disiplinini aşılarken kişisel desteği ile yanımda olan danışman hocam Prof. Dr. Handan YILMAZ' a; her konuda yardımlarını esirgemeyen ve yol gösteren bölüm başkanımız Prof. Dr. Cihan AKÇABOY' a; sonsuz sabır, anlayış ve özveri ile her an yanımda olan anneme, babama, kardeşime ve Serkan NEMLİ' ye içtenlikle teşekkür ederim.

Tez çalışmamdaki istatistik analizleri yapan Prof. Dr. Fikret Gürbüz' e, Yrd. Doç. Dr. Mustafa Semiz' e ve Dr. Yeliz Kaşko' ya teşekkür ederim.

11. ÖZGEÇMİŞ

Adı : Seçil

Soyadı: Karakoca

Doğum Yeri ve Tarihi: Ankara 30.06.1980

Eğitimi (tarih sırasına göre yeniden eskiye doğru):

2008-2003, Doktora, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.B.D.

2003-1998, Lisans, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

1998-1994, Lise, Ayrancı Lisesi

1994-1991, Ortaokul, Süleyman Uyar İ.Ö.O

1991-1987, İlkokul, Telsizler İ.Ö.O

Yabancı Dili: İngilizce

Bilimsel Etkinlikleri:

Uluslararası Yayınları

1. Aydın C, Karakoca S, Yılmaz H. Implant-retained digital prostheses with custom-designed attachments: a clinical report. J Prosthet Dent. 2007 Apr;97(4):191-5.

2. Aydın C, Delilbaşı E, Yılmaz H, Karakoca S, Bal BT. Reconstruction of total maxillectomy defect with implant-retained obturator prosthesis. N Y State Dent J. 2007 Nov;73(6):38-41.

3. Aydın C, Karakoca S, Yılmaz H, Yılmaz C, Yamalik K. The Use of Dental Implants to Retain Thumb Prostheses: A Short –term Evaluation of 2 Cases. Int J Prosthodont 2008;21(2):138-140.

4. Aydın C, Karakoca S, Yılmaz H, Yılmaz C. Implant-Retained Auricular Prosthesis: An Assessment of Implant Success and Prosthetic Complications. Int J Prosthodont 2008;21(3):151-154.

5. Karakoca S, Aydın C, Yılmaz H, Korkmaz T. An Impression Technique for Implant-Retained Orbital Prosthesis. J Prosthet Dent. Yayınlanmak üzere kabul edilmiştir.

Ulusal Yayınlar

1. Karakoca S, Yılmaz H. Zirkonyum ve Sabit Protezlerde Kullanımı. Atatürk Ü. Dişhek. Fak. Derg. 2006; Suppl : 36-44.

2. Bal B. T, Öztürk E, Karakoca S. Maksillofasiyal Protezlerin Yapımında Kullanılan Materyallerdeki Gelişmeler. ADO Klinik Bilimler Dergisi. 2007; 1: 63-8.

3. Boynueğri D, Karakoca S, Ertem G. İmplant Destekli Overdenture Protezlerde Cerrahi Plak Seçimi: İki Olgu Bildirimi. ADO Klinik Bilimler Dergisi. 2008; 2: 123-6.

Kongre Tebliğleri

1. Aydın C, Karakoca S. İmplant Destekli Burun Protezi Vaka Sunumu. Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği 15. Bilimsel Toplantısı, Ankara, 22-23 Ekim 2005. Poster Sunumu.

2. Karakoca S, Aydın C, Yılmaz H. Implant-Retained Auricular Prosthesis: A 3-year Follow Up Report. ITI World Symposium, New York City, April 26-28, 2007. Poster Sunumu.