

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

**BEŞ FARKLI YÖNTEMLE HAZIRLANAN ZİRKONYUM ALTYAPILI
KURONLARIN MARJİNAL UYUM VE KIRILMA DİRENÇLERİNİN
İN VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Baykal YILMAZ

Tez Yöneticisi
Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU

Doktora Tezi
ERZURUM–2008

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İçindekiler dizini	I
Teşekkür	V
Şekiller Dizini	VI
Tablolar Dizini	VIII
Kısaltmalar ve Simgeler	IX
Özet	X
Summary	XI
1. Giriş ve Amaç	1
2. Genel Bilgiler	3
2.1. Dental Porselenin Tarihçesi	3
2.2. Dental Porselenin Yapısı	7
2.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Porselenin İçeriği	8
2.3.1. Feldspar	8
2.3.2. Kuartz	8
2.3.3. Kaolin	8
2.3.4. Akışkanlar ve Cam Modifiye Ediciler	9
2.3.5. Ara Oksitler	9
2.3.6. Renk Verici Pigmentler	10
2.3.7. Opaklaştırıcı Ajanlar	10
2.3.8. Flouresans Özellik Sağlayan Ajanlar	10

2.4. Dental Porselenin Özellikleri	11
2.4.1. Isısal Özelliği	11
2.4.2. Biyolojik Özelliği	11
2.4.3. Kimyasal Özelliği	11
2.4.4. Mekanik Özellikleri	11
2.4.5. Optik Özellikleri	12
2.5. Porselenlerin Sınıflandırması	13
2.6. Metal Destekli Porselen Restorasyonlar	14
2.6.1. Metal destekli porselen restorasyonların dezavantajları	15
2.7. Tam Seramik Restorasyon Sistemleri	15
2.7.1. Endikasyonları	16
2.7.2. Kontrendikasyonları	16
2.7.3. Avantajları	17
2.7.4. Dezavantajları	17
2.7.5. Frezeleme ile üretilen seramikler	17
2.7.5.1. Analog sistemler (Manuel Copy-Milling)	18
2.7.5.2. Dijital sistemler	19
2.7.5.2.1. Bilgisayar yardımı ile dizayn (CAD)	19
2.7.5.2.2. Restorasyonun yapımı (CAM)	19
2.8. Zirkonyum Dioksit Seramikler	20
2.8.1. Seramik Biyomateryali Olarak Zirkonyum Dioksit	22
2.8.1.1. Magnezyum Stabilize Zirkonyum (Mg-PSZ)	25
2.8.1.2. Zirkonia İle Sertleştirilmiş Alumina (ZTA)	25
2.8.1.3. Yttria Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali (3Y-TZP)	26

III

2.8.1.3.1. Avantajları	26
2.8.1.3.2. Dezavantajları	27
2.8.1.3.3. Endikasyonları	27
2.8.1.3.4. Kontrendikasyonları	27
2.8.1.3.5. Mekanik Özellikler ve Y-TZP'nin Yaşlanması	28
2.8.2. Altyapı Materyali Olarak Zirkonyum Dioksit	31
2.8.3. Aşıdırma işlemleri	34
2.8.4. Biyouyumluluk ve Kimyasal Stabilit�	35
2.8.5. Zirkonyum – Resin Siman Bağlantısı	36
2.9. Marjinal Uyum	37
2.10. Dental Seramikler İçin Uygulanan <i>�n Vitro</i> Testler	39
3. Gereç ve Yöntem	40
3.1. In-Ceram Zirconia �rneklerin Hazırlanması	43
3.2. Wol-Ceram �rneklerin Hazırlanması	45
3.3. Zirkonzahn �rneklerin Hazırlanması	46
3.4. Cercon �rneklerin Hazırlanması	47
3.5. Kavo Everest �rneklerin Hazırlanması	48
3.6. Marjinal Uyum �l�mleri	48
3.7. Örneklerin Simantasyonu	51
3.8. Termal Siklus Uygulaması	52
3.9. Kırılma Deneyleri	52
3.10. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi	53
4. Bulgular	54
4.1. Marjinal Uyum Değerlendirmesi	54

4.1.1. Simantasyon Öncesi Marjinal Uyum Ölçümleri	54
4.1.2. Simantasyon Sonrası Marjinal Uyum Ölçümleri	55
4.2. Kırılma Direnci Değerlendirilmesi	58
4.3 Kırılma Tipi	59
5. Tartışma	60
6. Sonuç	79
7. Kaynaklar	80

TEŞEKKÜR

Çalışmamın tüm aşamalarında bana yol gösteren ve yardımcı olan tez danışmanım Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU'na, mesleki gelişimimde katkılarını esirgemeyen Anabilim Dalı Öğretim Üyelerine, teknik konulardaki yardımlarından ötürü Hasan Ufuk Ilgaz'a, desteklerinden ötürü Dt. Cem Çetinşahin, Dr. Alev Çetinşahin, Dt. Fatih Şengül, Dt. Ümit Yolcu'ya ve haklarını hiçbir zaman ödememin mümkün olmayacağı canım aileme teşekkürü borç bilirim.

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 2.1: Zircon ($ZrSiO_4$)	21
Şekil 2.2: Baddeleyite (ZrO_2)	21
Şekil 2.3: Zirkonyum dioksit seramiklerin faz geçiş şeması	23
Şekil 2.4: TZP'ye ait transformasyonel sertlik mekanizmasının şematik hali	24
Şekil 2.5: 98.1 N yükte Vickers iz derinliğinin optik mikrografı	29
Şekil 3.1-a: Hazırlanan altyapı ve kuronların şematik hali	41
Şekil 3.1-b: CNC torna tezgahında hazırlanan metal altyapılar	41
Şekil 3.2-a: Standardizasyon cihazı (sculpturing device)	42
Şekil 3.2-b,c,d: Kumpasla ölçüm	42
Şekil 3.3-a,b,c,d: Alçı modellerin elde edilmesi	43
Şekil 3.4: Vita Inceramat	44
Şekil 3.5: Elektroliz banyosundaki örnek	45
Şekil 3.6-a,b: Pantografi Cihazı	46
Şekil 3.7: Cercon örneklerin hazırlanmasında kullanılan sisteme özel fırın	47
Şekil 3.8-a,b: Kavo Everest örneklerin hazırlanmasında kullanılan bloklar ve sinterleme işleminde kullanılan fırın	48
Şekil 3.9: Akrilik rezinden hazırlanan taşıyıcı düzenek	49
Şekil 3.10-a: Marjinal uyum ölçümlerinin yapıldığı sistem	50
Şekil 3.10-b: Marjinal uyumun değerlendirilmesinde a ve b arasındaki mesafe ölçülmüştür	51
Şekil 3.11: Simantasyon işleminde kullanılan siman ve ağırlık düzeneği	51

Şekil 3.12: Termal siklus cihazı	52
Şekil 3.13: Instron Universal Test Cihazında kırılma direnci testi	53
Şekil 4.1: Örneklerin simantasyon öncesine ait marjinal uyum değerlerinin dağılımı	55
Şekil 4.2: Örneklerin simantasyon sonrasına ait marjinal uyum değerlerinin dağılımı	56
Şekil 4.3: Örneklerin simantasyon öncesi ve sonrası marjinal uyumuna ait dağılımları	57
Şekil 4.4: Örneklerin kırılma direncine ait değerlerinin dağılımı	58
Şekil 4.5: Örneklerin kırılma tipi	59

TABLOLAR DİZİNİ

	Sayfa
Tablo 2.1: Dişhekimliğinde kullanılan CAD-CAM sistemler	20
Tablo 2.2: Alumina ve Y-TZP (unHIPped-HIPped) ye ait mekanik özelliklerin karşılaştırılması	28
Tablo 2.3: Blok tipi ve frezeleyen sistemleri	33
Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan materyaller ve hazırlama yöntemleri	40
Tablo 4.1: Porselen yığılmış kuronların simantasyon öncesi marjinal uyum ölçümlerinin ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri	54
Tablo 4.2: Porselen yığılmış kuronların simantasyon sonrası marjinal uyum ölçümlerinin ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri	55
Tablo 4.3: Grupların simantasyon öncesi ve sonrasına ait marjinal uyum ortalamaları ve grup içi farkların önemlilik düzeyleri	57
Tablo 4.4: Grupların kırılma dirençlerine ait ortalama ve standart sapma değerleri	58
Tablo 4.5: Kırılma direnci değerlerine ait varyans analiz tablosu	59

KISALTMALAR ve SİMGELER

CAD: Computer Aided Design (Bilgisayar yardımı ile tasarım)

CAM: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar yardımı ile üretim)

CNC: Computer Numeric Controlled (Bilgisayar sayısal kontrolü)

CIM: Computer Integrated Manufacturing (Bilgisayar entegre imalat)

ZrO₂: Zirkonyum Dioksit

Y-TZP: Yitriya Tetragonal Zirkonyum Polikristali

TZP: Tetragonal Zirkonyum Polikristali

3Y-TZP: %3 mol Yttria ile Stabilize Tetragonal Zirkonyum Polikristali

Y-PSZ: Yttria Parsiyel Stabilize Zirkonyum

PSZ: Parsiyel Stabilize Zirkonyum

Mg-PSZ: Magnezyum Parsiyel Stabilize Zirkonyum

ZTA: Zirconia Toughened Alumina (Zirkonyum ile sertleştirilmiş alümina)

M: Monoklinik

T: Tetragonal

C: Kübik

HIPped: Sıcak İstatik Presleme

unHIPped: Soğuk İstatik Presleme

LTD: Low Temperature Degradation (Yaşlanma)

SEM: Scanning Electron Microscope

N: Newton (kuvvet birimi)

°C: Santigrat derece (sıcaklık birimi)

mm: Milimetre (uzunluk birimi)

μ: Mikron (uzunluk birimi)

ÖZET

Bu çalışmada 5 farklı yöntemle hazırlanan zirkonyum altyapılı porselen kuronların marjinal uyum ve kırılma dirençleri *in vitro* olarak değerlendirilmiştir.

Molar dişi temsilen, 3° aksiyel eğim ve 1 mm shoulder basamakla CNC torna tezgahında 30 adet paslanmaz çelik güdük hazırlandı. Güdükler her grupta 6 adet olacak şekilde 5 gruba ayrıldı. Her grup için farklı yöntemle hazırlanan zirkonyum altyapılar ve üretici firmanın tavsiye ettiği üstyapı porseleni tercih edilerek kuronlar tamamlandı. 1. Grup slip-casting yöntemi ile hazırlanan In-Ceram Zirconia, 2. Grup elektrodepositing yöntemi ile hazırlanan Wol-Ceram, 3. Grup manuel dizayn ve manuel kopya üretim ile hazırlanan ZirkonZahn, 4. Grup manuel dizayn ve dijital üretim ile hazırlanan Cercon ve 5. Grup dijital dizayn ve dijital üretim ile hazırlanan Everest örneklerden oluşturuldu.

Kuronlar simante edilmeden önce ve simantasyon sonrası, optik mikroskop ile marjinal uyum açısından değerlendirildi. Verilerin değerlendirilmesinde Student t testi uygulandı. Marjinal uyum açısından her iki ölçümde de en düşük değeri Everest grubuna ait örnekler verdi. Bunu, her iki ölçümde, sırası ile Cercon, Wol-Ceram, ZirkonZahn ve In-ceram Zirconia gruplarına ait örnekler takip etti.

Simantasyon sonrası 5 °C - 55 °C de 500 defa termal siklus uygulanan kuronların kırılma dirençleri, 0.5 mm/dakika başlık hızına ayarlı universal test cihazında ölçüldü. Veriler tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile değerlendirildi. Bu testte en yüksek kırılma direnci değerini Everest grubuna ait örnekler verdi. Bunu sırası ile Cercon, ZirkonZahn, Wol-Ceram ve In-Ceram Zirconia grubuna ait örnekler takip etti.

Tüm gruplardan marjinal uyum ve kırılma dirençleri bakımından kabul görmüş klinik kullanıma uygun değerler elde edildi.

SUMMARY

***In vitro* evaluation of marginal adaptation and fracture strength of zirconia-based crowns prepared in five different ways**

30 stainless steel dies representing a molar crown- tapered 3° axially and with a 1 mm shoulder finish line were formed with CNC. 5 groups containing 6 dies each were formed. For each group different methods were used to obtain zirconia substructures which were later finished with a veneering porcelain suggested by the related manufacturer. Groups were as follows: group 1. In-Ceram Zirconia prepared by slip-casting, group 2. Wol-Ceram prepared by electro-depositing, group 3. ZirkonZahn prepared by manual design and manufacturing, group 4. Cercon prepared by manual design and digital manufacturing, group 5. Everest prepared by digital design and digital manufacturing.

All the crowns were evaluated for marginal adaptation before and after cementation by using a stereo microscope. Data were statistically evaluated by Student t test. Everest group showed the lowest values in both measurements. This was followed by, Cercon, Wol-Ceram, Zirkonzahn, In-Ceram Zirconia groups in both measurements.

Fracture strengths of crowns were measured by an universal testing machine at a cross-head speed of 5mm/minute after thermo-cycling at 5 °C -55 °C, 500 times. One way ANOVA test were used to evaluate the data. The highest value was obtained from Everest group. This was followed by Cercon, ZirkonZahn, Wol-Ceram and In-Ceram Zirconia groups.

All of the groups showed clinically accepted values in marginal adaptation and fracture strength tests.

1.GİRİŞ ve AMAÇ

Geçmişten bugüne restoratif diş hekimliğinin temel amacı dokuların bütünlüğü ve korunmasını temin ederek, fonksiyon, fonasyon ve estetiğin iade edilmesidir. Sabit protezler, restoratif diş hekimliğinde önemli yer tutmaktadır. Sabit protezlerde doğal olanı taklit edebilmek için porselen sistemler sürekli geliştirilmektedir.¹

Diş hekimliğinde porselen estetik ile birlikte anılır. Artan estetik beklentiler ve bazı alışımlara karşı gelişen toksik ve alerjik reaksiyonlar nedeniyle hastalar ve hekimler metal içermeyen diş renginde restorasyonların kullanımına yönelmektedir. Önceden metal destekli porselen restorasyonlardan başka seçenek yokken günümüzde hem anterior hem posterior bölgelerde kullanıma olanak sağlayan metal desteksiz porselen restorasyonlar, hekimlere ve dolayısı ile hastalara sunulan önemli bir seçenektir.²⁻⁴ 20. yüzyılın son zamanları ve günümüzde metal desteksiz porselen sistemleri diş hekimliği alanına hakim olmaktadır.

Estetik ve biyolojik üstünlüklerine rağmen, metal desteksiz porselenler kırılgan yapıdadır. Bu yüzden, bu sistemlerin kırılma dirençleri arttırılmaya çalışılmıştır.³ Dental porselenler ve üretim sistemlerinin geliştirilmesi sonucu günümüzde farklı restoratif materyal seçenekleri sunulmuştur. Zirkonyum da bu seçeneklerden biri olmuştur. Posterior bölgede tam seramik kuron ve köprülerin yapımına olanak sağlayan yüksek güçlü zirkonyumun diş hekimliğine sunulması bu alanda yeni bir çıkış açmış ve metal destekli porselen restorasyonlara karşı ciddi bir alternatif olmuştur.

Hastalar öncelikli olarak estetik faktörünü benimserken, hekimler bunun yanında restorasyonların marjinal uyum ve kırılma direnci gibi faktörlerinden uzun dönem klinik başarı için emin olmak zorundadırlar.

Bu çalışmanın amacı, farklı yöntemlerle hazırlanmış zirkonyum altyapılı porselen restorasyonların marjinal uyum ve kırılma dirençlerini karşılaştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Porselenin Tarihçesi

Seramik, Yunanca topraktan yapılmış madde anlamına gelen “keramikos” kelimesinden türetilmiştir.¹ Günümüzde, yakılarak veya pişirilerek elde edilen madde anlamında kullanılmaktadır.² Bu kelimenin “pişmiş toprak” anlamına gelen bir Sanskrit terimiyle ilişkili olduğuna inanılmaktadır.³ Seramik insanoğlunun suni olarak yaptığı ilk materyaldir.⁴

Kil süspansiyonunun pişirilmesi ve şekillendirilmesi M.Ö. 5000 yıllarına kadar uzanır.⁵ Tarihi olarak seramik materyalinin üç asıl tipi geliştirilmiştir. Bunlardan ilki düşük ısıda pişen ve nispeten pöröz yapıda olan çömlek, ikincisi ise daha yüksek ısıda pişen ve su geçirmez bir materyal olan sert çömlektir. Bu materyallerin her ikisi de yüksek dirence sahiptir. Üçüncü tip olan porselen, diğer ikisinden daha sert ve dirençli bir materyaldir.⁶

Porselenin ilk örnekleri bin yıl kadar eski ise de dental materyal olarak kullanımı 1700’lü yıllara dayanır.^{7,6} Chemant ve Duchateau’ın yapmış oldukları çalışma, porselenden tam protez yapımında ilk çalışma olarak kabul edilmesine karşın, diş hekimliğinde porseleni ilk kullanmaya başlayan bu araştırmacılar olmamışlardır. Modern diş hekimliğinin babası Fauchard 1728’de, doğal dişlere benzer renk ve şekilde pişirilmiş minenin kullanımını tanımlamıştır.⁷

İlk kişisel porselen dişler, 1808 yılında Paris’te yerleşmiş İtalyan kökenli bir diş hekimi olan Giuseppangelo Fonzi tarafından yapılmıştır.^{4,8,9} Bu dişlerin arka kısımlarına yerleştirilen platin kramponlar, metalik bir dayanağa lehimlenebilme

kolaylığı sağlamıştır. Ancak opaklık ve kırılabilirlik gibi dezavantajları olduğu görülmüştür.⁴

Stockton 1830'da, Philadelphia'da beyaz Çin porseleni tipinde ilk porselen dişleri yapmıştır. Wildman 1838'de, doğal dişlere yakın renk ve translüenslikte porseleni formüle etmiştir.⁶

1885'de John Allen ilk kez platin armatür üzerine pişirilmiş porselenli bir protezin yapım metodunu açıklamıştır. Porseleni kaviteye göre pişirmeyi ilk olarak 1887'de Detroit'te Dr. Charles H. Land ortaya koymuştur. Porselen inleylerin güncel yapım metodu bu şekilde bulunmuştur.⁴ 1889'da Land porselen jaket kuron için patent almıştır, 1895'de porselen kuronları üretmek için platin folyo kullanımını geliştirmiş¹⁰ ve aynı müellif 1901'de porselen laminate kuronu geliştirmiştir.¹⁰

Elektrikli porselen fırın ilk kez 1905'de kullanılmıştır.⁶ Elektrik fırınlarının bulunuşu, pirometreler ile fırında pişen porselenin kontrol edilebilmesi, daha yüksek derecelerde pişen porselenlerin kullanılmasına olanak sağlamıştır. Bu şekilde elde edilen porselenler çok daha sağlam ve şeffaf olmuştur.⁴

1925 yılında Dr. Albert Le Gro tarafından yayımlanan 'Ceramics in Dentistry' adlı kitap sayesinde porselenin tanınması artmıştır. Bu tarihten itibaren Avrupa'da yüksek ısı porselenleri estetiğin önemli derecede gelişmesini sağlamıştır.⁸

1931'de Legro porseleni asitle pürüzlendirmiştir.⁹ 1933'de Brodsky, diş hekimliğinde kullanım için ilk ısıya dayanıklı güdük (refraktor day) materyalini, 1949'da ise Moore ve Watt, ilk fosfat bağlı refraktor day materyalini geliştirmişlerdir.

1955’de Buonocore, minenin kimyasal olarak asitle pürüzlendirilmesini önermiştir. 1959’da Morrison ve Warnicketi silikat refraktor materyalini bulmuşlardır.¹⁰

Başlangıçta porselen çalışmalarından pek parlak sonuçlar alınamamış ve pişirildikten sonra porselende oluşan pörözitenin yok edilmesi çalışmaların başında gelmiştir. Tüm çabalar 1949 yıllarına doğru olumlu sonuçlarını vermeye başlamıştır. Ortaya atılan değişik tekniklerin arasında Almanya’da Gatzka’nın etkisiyle, Wienond firması vakumda ilk takım porselen dişleri elde etmeyi başarmıştır. Bunu takiben porselen jaket kuron, inley ve benzeri porselen işleri vakumda hazırlanabilmektedir. Bu işlem porselen için büyük bir aşama sayılmıştır.^{4,9}

1950’li yıllarda altın alaşımları, 1970’li yıllarda ise kıymetsiz metal alaşımları porselen restorasyonlarda destek olarak kullanılmaya başlanmıştır.¹¹

1962 yılından itibaren, M. Weinstein, S. Katz ve A.B. Weinstein’in ABD’nde aldıkları patent ile altın alaşımlarıyla porselenin bağlanması sağlanarak metal destekli porselen restorasyonların kullanımına başlanmıştır. Porseleni güçlendirmek için başka bir metod da 1963’te İngiltere’de Mc Lean ve Huges tarafından bulunan, kuronların alümina ile güçlendirmesi işlemidir. Bu çalışma, Mc Lean ve Sced’in 1976’da platine bağlanan ve daha güçlü olan alümina kuronu geliştirmesiyle başka bir boyut kazanmıştır. Alüminöz porselenlerin platine yapışması, metalin yüzeyinin ince bir tabaka kalayla kaplanması ile başarılabilmektedir. Porselenin metalle bağlanmasında yeni bir teknik olan elektrolizle yüzey kaplanması tekniği, önceki metal destekli porselen sistemlerinde olduğu gibi, alaşım içine dahil edilen temel metallere olan gereksinimi gidermiştir.⁸

1968’de MacCulloch diş hekimliğinde kullanılmak üzere cam dökümünü rapor etmiştir. 1971’de Francois Duret tarafından dental restorasyonların otomatik üretimi yani CAD-CAM tekniği, 1983 yılında Horn tarafından rezin bağlı restorasyonlar için mine ve porselenin kombine olarak asitle pürüzlendirilmesi tekniği geliştirilmiştir.¹⁰

Yosinari ve arkadaşlarının¹² belirttiğine göre 1983’de Grossman ve 1984’de Adair tarafından ilk dökülebilir cam porselen olan Dicor geliştirilmiştir. 1983’de Bruggers yeni bir refraktor dayı metodu olan %70 alümina içeren Hi-Ceram’ı geliştirmiştir.¹³ Magne ve arkadaşlarının¹⁴ belirttiğine göre Dr. Sadoun tarafından Fransa’da 1989’da alümina içeriğı %90’ın üzerinde olan yeni bir kor sistemi geliştirilmiştir ve Vita firmasınca In-ceram adıyla piyasaya sürülmüştür.1990’da Zürih Üniversitesi, Diş Hekimliği Materyalleri ve Sabit-Hareketli Bölümlü Protezler Bölümü’nde Wohlwend ve Scharer tarafından IPS-Empress sistemi geliştirilmiştir.¹⁵

CAD-CAM (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing) teknolojileri için holografiye dayanan optik olarak ölçü alma tekniğı 1973 yılında Altschuler tarafından sunulmuştur. Gerçek anlamda günümüze en yakın CAD-CAM sistemi Japonya’da 1988 yılında Kımura, Watanabe ve Shomura tarafından gerçekleştirilmiştir.¹⁶ Gelişmeler diğery birçok sistemin ortaya çıkarılması ile devam etmiştir. Diş hekimliğı seramik teknolojisi, diş hekimliğindeki diğery malzemelere göre çok daha büyük bir gelişim içerisinde. Geçen iki yüzyıl içerisinde tam seramik sistemler, inley ve kuronların yapımında kullanılan yüksek miktarda lösit içeren seramikler, CAD-CAM seramikleri geliştirilmiştir.¹⁷

2.2. Dental Porselenin Yapısı

Genel anlamda seramik terimi; istenilen özellikleri elde etmek amacı ile yüksek ısıda pişirilerek metalik olmayan bir materyalden elde edilen herhangi bir ürünü tanımlamaktadır.⁷ Seramik; metal oksitler, bor içeren bileşikler, karbitler, nitritler gibi materyallerin kompleks karışımları ile ortaya çıkan inorganik bir materyaldir.³

Porselen terimi ise; yüksek sıcaklıkta pişirilen feldspat, kuartz ve kaolin kompozisyonundan oluşan bir seramik materyal ailesini ifade eder. Seramik-metal restorasyonlar için kullanılan dental seramikler bu aileye aittir ve genellikle “Dental Porselen” olarak ifade edilirler.⁷

Diş hekimliği seramikleri cam matriks içerisinde kristalin minerallerinden oluşur. Diş hekimliği seramiklerinin temel zayıflıkları; kırılabilirliği, fırınlamada yüksek seviyede büzülmesi ve doğal dişe benzer renk ve şekil uyumunda problem ortaya çıkarmasıdır.¹⁸

Bileşim açısından diş hekimliği seramiğinin eşya yapımında kullanılan porselenden oldukça farklı olduğu görülür. Diş hekimliği seramiğinde kil çok az oranda ya da hemen hemen hiç bulunmaz.¹⁹

Seramikler bir veya daha fazla metalin, metal olmayan bir elementle yaptığı bileşik olarak tanımlanır. Metal olmayan element oksijendir (O_2) ve matriks görevi görür. Daha küçük yapıdaki metal ya da silikon gibi yarı metal atomlar, oksijen atomları arasında yer alır. Seramikler hem kovalent hem de iyonik bağlara sahiptir. Bu güçlü bağlar seramiklerin stabilite, sertlik, kimyasal ve termik etkilere direnç, yüksek elastisite modülü gibi olumlu özelliklerinin kaynağıdır. Bu bağların yapısı aynı zamanda, seramiklerin kırılabilirliğinin da nedenidir.²⁰

2.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Porselenin İçeriği

Porselen 4 oksijen atomu arasına sıkışan bir silisyum atomunun (SiO_4) oluşturduğu tetrahedra yapısında bir birleşim olup 3 ana maddeden meydana gelir. Bunlar Feldspar, Kuartz ve Kaolin'dir.²¹

2.3.1. Feldspar

Potasyum alüminyum silikat ($\text{K}_2\text{O}_4\text{Al}_2\text{O}_3\cdot 6\text{SiO}_2$) albit'in ($\text{Na}_2\text{OAl}_2\text{O}_3\cdot 6\text{SiO}_2$) karışımıdır. Feldspar doğada potas (K_2O) ve soda (Na_2O) ile değişik oranlarda karışım halinde bulunur. Potas ve soda seramik restorasyonların yapılarının fırınlama kalitelerini arttırır.^{22,23} Erime derecesi $1100\text{ }^\circ\text{C}$ - $1300\text{ }^\circ\text{C}$ 'dir. Eritici ve birleştirici olarak etki eder. Porselen kitlesine akıcılık kazandırır ve şeffaflık verir. Porselen kitlesindeki ısıya dirençli elemanları birbirine bağlar. Porselene %70–85 oranında katılır.²¹ Pembe gri renktedir.^{4,7,24}

2.3.2. Kuartz (Silika– SiO_2)

Seramik yapısında dolduruculuk görevi yapar.^{22,23} Erime derecesi $1700\text{ }^\circ\text{C}$ 'dir. Erime ısını yükselterek porselenin sertliğini ve stabilitesini sağlar. Porselen kitlesine şeffaflık verir ve fırınlama sonrası kontraksiyonları engeller. Porselene %10–22 oranında katılır.²¹

2.3.3. Kaolin (Kil-Alüminyum Hidrat Silikat ($\text{Al}_2\text{O}_3\cdot 2\text{SiO}_2\cdot 2\text{H}_2\text{O}$))-(Çin Kili)

Tam arınmış kile kaolin denir.²⁵ Erime ısısı $1300\text{ }^\circ\text{C}$ 'dir. Porselen hamuruna plastisite kazandıran opak yapıda dehidrate olmuş bir alüminyum silikat olup kitleye mat görüntü kazandırır, modelajı kolaylaştırır ve diğer elemanların bağlanmasına yardımcı olur. Porselene %1–3 oranında katılır.²¹

Bu üç ana maddenin dışında akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya parlaklık (luminisans) özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da porselen yapıya eklenebilmektedir.²⁶

2.3.4. Akışkanlar ve Cam Modifiye Ediciler

Akışkanın amacı, silikon gibi cam yapıcı elementlerle oksijen arasındaki bağlantı miktarını azaltarak camın yumuşama ısını düşürmektir.⁸ Potasyum, sodyum ve kalsiyum oksitler, silikat (SiO_4) ağının bütünlüğünü bozan akışkanlar olarak rol oynamaktadır.^{8,26} Cam içindeki oksijen/silikat oranı büyük öneme sahiptir, camın viskozitesini ve ısısal genleşmesini etkilemektedir. Magnezyum, kalsiyum ve baryum oksit ise modifiye edici oksitler olarak rol oynamaktadır.⁸ Bu alkali metal oksitlerin kullanımı orijinal cam oluşum ağının oluşturulması için dikkatle kontrol edilmelidir.²⁶

2.3.5. Ara Oksitler

Diş hekimliğinde kullanılan porselenlerde temel yapı olan silisyum oksite cam modifiye ediciler ve akışkanların ilavesiyle porselenin yumuşama noktaları düşerken viskoziteleri de azalmaktadır.⁸ Diş hekimliğinde kullanılan porselenlerin içerisine katılan ara oksitlerle akışkanlığa karşı direnç düşünülmektedir. Bu nedenle porselenleri düşük fırınlama ısısına sahip yüksek viskozitede üretmek gerekmektedir. Bu ise ara oksitlerin kullanımı ile mümkün olmaktadır. Camın sertliği ve viskozitesi alüminyum oksit gibi ara oksitlerin kullanımı ile artmaktadır.^{8,26}

2.3.6. Renk Verici Pigmentler

Diş hekimliğinde kullanılan porselenlere renklendirici olarak metal ve metal oksitleri ilave edilir.^{4,8,26,27} Bunlara renk fritleri de denir. Renk fritlerini elde etmek için renksiz fritlere metal oksitler eklenir. Elde edilen sıkıştırılmış renk fritleri, renkli cam tozları formunda maksimum %7 oranında eklenir.^{8,26}

Dental porselene katılan titanyum oksit sarı, manganez oksit eflatun, demir veya nikel oksit kahverengi, kobalt oksit mavi, bakır veya krom oksit yeşil renk verir.^{7,28}

Flüoresanslık vermek amacı ile uranyum oksit veya lantanit oksitler kullanılmakta ancak radyoaktivite miktarı daha az olduğu için lantanit oksitler tercih edilmektedir. Kalay, titanyum ve zirkonyum oksit opasite ayarlayıcı olarak porselene katılmaktadır.⁷

2.3.7. Opaklaştırıcı Ajanlar

Diş rengine benzer etki oluşturulmasında porselene yoğun renk fritlerinin eklenmesi, porselenin fazla şeffaf olmasından dolayı, yeterli olmamaktadır. Özellikle dentin renkleri yüksek opasiteye gerek duymaktadır. Opaklaştırıcı ajanların ilavesi çok hassas bir işlemdir. Opaklaştırıcı ajanlar genellikle çok ince parçacık boyutlarında öğütülmüş metal oksitleri içermektedir. Bu amaçla sıklıkla kullanılan oksitler; seryum oksit, titanyum oksit ve zirkonyum oksittir.^{8,26}

2.3.8. Flouresans Özellik Sağlayan Ajanlar

Belli bir dalga boyuna sahip ışınların cisim tarafından absorbe edilerek daha uzun boylu bir radyasyon şeklinde geri yayılmasına flouresans, bu tür cisimlere

flouresan denir.⁸ Porselen üreticileri flouresans özelliğinin elde edilmesinde büyük ilerlemeler sağlamışlardır. Bazı modern porselenler ultraviyole ışık altında mavimsi beyaz bir flouresans özelliğine sahiptirler. Bu özelliğin elde edilmesi uranyum tuzları ve sodyum diüronat gibi radyoaktif maddelerin eklenmesiyle gerçekleştirilmektedir.^{4,8,26}

2.4. Dental Porselenin Özellikleri

2.4.1. Isısal Özelliği

Yapılarında serbest elektronlar bulunmaması nedeni ile porselenin ısı iletkenlikleri düşüktür. Bu özellikleri pulpanın korunması açısından avantaj sayılır. Porselenin ısısal genleşme katsayısı $14 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}$ olup, mine ve dentine yakındır.²⁹

2.4.2. Biyolojik Özelliği

Porselenin yüksek biyolojik uyumu, diş hekimliğinde en çok kullanılan malzeme olmasını sağlamıştır.^{17,30,31} Porselenler yüksek derecede okside olmuş, korozyona dayanıklı, genelde alerjik ve toksik reaksiyon oluşturmayan materyallerdir.³⁰ Dental porselenler protez malzemeleri arasında en az plak birikimine neden olan materyallerdir.²³ Porselenin karşısında bulunan minenin abrazyona uğradığı klinik olarak kanıtlanmışsa da cilalı ve glaze'li porselen yüzeyi karşısında oluşan aşınma daha azdır.³¹⁻³³

2.4.3. Kimyasal Özelliği

Porselen genel olarak kimyasal etkilere karşı oldukça dirençlidir, çözünebilmesi için çok güçlü asitler gereklidir. Çözünürlük, camlaşma derecesine ve yüzeyin cilalı olup olmamasına bağlıdır.²⁰

2.4.4. Mekanik Özellikleri

Yapısından dolayı vitrifikasyondan sonra cam tamamen kırılmandır. Dislokasyon ve kayma meydana gelmez. Sıkıştırma direnci yüksek olduğundan, teorik olarak basma

kuvvetlerine karşı dayanımı yüksektir. Makaslama ve çekme kuvvetlerine karşı dayanımı ise oldukça düşüktür. Normal bir porselenin içinde ufak çatlak, pörösite ve düzensizlikler mevcuttur. Bu yüzey bozuklukları düz hattan sapan çatlaklara neden olabilir. Bu yarıklar gerilim yoğunlaşmasından kaynaklanır. Metallerde bu gerilim plastik deformasyon ile giderilebilir ancak porselenler son derece kırılgan materyaller olduğundan gerilim boşalması mümkün değildir. Eğer yapı bir çekme gerilimi altında değilse yoğunlaşmış gerilim, kolaylıkla porselen gövdesinin dayanıklılığını aşacağından çatlakların derinliği artar. Çatlak ne kadar derin ise gerilim yoğunluğu o kadar fazla olup, hızlı kırılgan bir yapı meydana gelir. Bu teori seramik gövdelerde çok meydana gelen patlayıcı bir kırılmayı açıklar. Diğer taraftan sıkıştırma kuvveti altında çatlak kendi kendine büyümediğinden gerilime çok daha başarılı bir şekilde karşı koyar.^{23,34}

2.4.5. Optik Özellikleri

Seramik tozu partiküllerinin boyutsal dağılımı, tekrarlanan fırınlamalar, hava boşluklarının sayısı ve boyutu, yapının optik özelliklerini etkiler.^{20,29}

Dental porselen optik açıdan heterojen kabul edilir. Porselen yapısındaki küçük partiküllü şeffaf kısım, metal oksit, kristal ve cam taneciklerinden dolayı ışığı düzgün olmayan bir şekilde kırar. Bu sistem içine giren ışığın, bir kısmı yayılır ve şiddeti azalır. Aynı ışık altında porselene farklı açılarda bakıldığında renkte değişimler gözlemlenebilir. Bunun nedeni gelen ışığın porselenin içeriğinden dolayı çok farklı açılarda saçılımlara uğramasıdır.³⁰

Metal destekli porselen restorasyonların üstüne gelen ışık, labial yüzde metal alt yapı engeli ile karşılaşır. Restorasyon üstüne gelen ışık büyük ölçüde kök yüzeyine yayılarak dişetine doğru devam eder ve bu bölgede oluşan istenmeyen metal yansımaları estetiği olumsuz yönde etkiler.³¹

2.5. Porselenlerin Sınıflandırması

Dental porselenler; içeriklerine, erime ısılarına, şekillendirme türlerine, uygulama alanlarına, pişirme metodlarına ve fabrikasyon tekniklerine göre sınıflandırılabilirler.

A- İçeriklerine Göre^{3,21,35}

1. Feldspatik porselenler
2. Alüminöz porselenler
3. Metale bağlanan porselenler

B- Erime Isılarına Göre^{3,7,21,28,35,36}

1. Yüksek ısı porselenleri (1315°C-1370°C)
2. Orta ısı porselenleri (1090°C-1260°C)
3. Düşük ısı porselenleri (870°C-1065°C)
4. Ultra-Düşük ısı porselenleri (650°C -850°C)

C- Şekillendirme Türlerine Göre²¹

1. Fırınlanan porselenler
2. Dökülebilir porselenler

D- Uygulama Alanlarına Göre⁷

1. Metal krun ve köprü protezlerine uygulanan porselenler
2. Full porselen krunlar, inleyler, onleyler ve estetiğin öncelikli olduğu vengerlerde uygulanan porselenler
3. Porselen protez dişleri

E- Pişirme Metodlarına Göre¹

1. Atmosfer basıncında pişirilen porselenler
2. Vakumla pişirilen porselenler

Dental porselenler yapım tekniklerine göre şu şekilde sınıflandırılabilir:^{16,37}

1. Geleneksel metal destekli porselen restorasyonlar

- Döküm metal üzerine hazırlanan,
- Metal folyo üzerine hazırlanan,
- Elektroliz metal altyapı üzerine hazırlanan,

2. Tamamı seramik restorasyonlar

- Geleneksel toz-likit karışımı ile yapılan seramikler
- Dökülebilir seramikler (Dicor, Cerapearl)
- Presleme ile hazırlanan seramikler (Empress1, Empress2, Finesse)
- İnfiltrasyon seramikler (Cerestore, In-ceram, Optec, Hi-ceram)
- Frezeleme ile üretilen seramikler
 - Analog sistemler (Celay)
 - Dijital sistemler

2.6. Metal Destekli Porselen Restorasyonlar

Günümüzde yaygın olarak kullanılan metal-porselen sistemi; porseleni, üstün estetik özellikleri ile birlikte metal alt yapıya bağlayarak kırılmaya neden olan gerilim kuvvetlerine karşı daha dirençli kılmış ve kuron-köprü protezleri için beklenen gereksinimleri büyük ölçüde karşılamıştır.²³

Metal destekli porselen restorasyonlar, preparasyonu yapılmış diş üzerine yerleştirilen metal alt yapı ve bu yapı üzerine fırınlanan porselenden oluşurlar. Metal alt yapı öncelikle bir ön ısı uygulamasına tabi tutularak yüzeyin oksitlenmesi sağlanır.

Daha sonra metal rengini maskelemek için titanyum dioksit, zirkonyum oksit, kalay oksit gibi oksitler içeren opak porselen uygulanır. Bunun üzerine dentin, mine ve glaze porselenleri şekillendirilir ve fırınlanır.²³

2.6.1. Metal destekli porselen restorasyonların dezavantajları;^{26,27,31,37}

1. Porselenin bağlandığı metal alaşımın lokal doku reaksiyonu potansiyeli ve korozyon toksisitesi,
2. Gümüş içeren metal alaşımları ile porselen kullanımının, renk değişimine neden olma olasılığı,
3. Metal ile porselen arasındaki ısısal genleşme katsayısında aşırı farklılık olduğunda bağlanma dayanıklılığının azalması,
4. Fırınlama sonrası metal yüzeyinde ortaya çıkan oksit tabakasının fazla olmasının metal porselen birleşimini etkilemesi,
5. Hem metal hem de porselene yer sağlamak için yapılacak diş kesimi miktarının fazla olması,
6. Metalin ışık geçirgenliği olmaması nedeniyle, renk derinliğindeki yetersizliği ve restorasyonun doğal görünümünü elde etmedeki güçlüktür.

Bu dezavantajlar ve bilhassa anterior bölgedeki estetik gereksinim, bu tip restorasyonlarda metal alt yapının kaldırılmasına yönelik arayışları arttırmıştır.^{26,31,38-40}

2.7. Tam Seramik Restorasyon Sistemleri

Estetik, gerek hastanın gerekse hekimin en çok üzerinde durduğu konulardan birisidir. Dişin doğal rengi, ışığın direkt olarak diş yüzeyinden ve içeri giren ışığın dentin ve mine tabakasından geçerek yansması şeklinde oluşur. Renk yüzey yapısından, restorasyonu çevreleyen dişeti dokusundan ve ortamın ışığından etkilenir.

Yapılan restorasyonlar renk derinliği, ışık geçirgenliği ve doğal dişte bulunan yapıyı verebilmelidir. Doğal diş, ışığın arka tarafa doğru iletilmesine izin verirken, metal destekli porselen kuron sadece ışığın yansımaya izin verir. Tamamı seramik restorasyonlar ışık iletimine izin verdiklerinden, komşu dişlerle uyumlu bir estetiğin sağlanabilmesi için kullanılması gereken materyallerdir.^{31,32}

2.7.1. Endikasyonları:^{27,31,41-43}

1. Travma veya çürük nedeniyle kırılmış dişlerde,
2. Doğumsal veya kazanılmış diş renklenmelerinde,
3. Abrasyon, atrisyon veya erozyon sonucu aşınmış dişlerde,
4. Diastemalı vakalarda,
5. Diş arkında yerleşim bozukluğu olan dişlerde,
6. Şekil bozukluğu olan dişlerde,
7. Doğumsal veya kazanılmış kısa dişsiz boşlukların varlığında,
8. Kole defektlerinde,
9. Black 1, 2, 3, 4, 5 kavitelerde,
10. Aşırı harabiyeti olan endodontik tedavili dişlerde,
11. Çene-Yüz protezlerinde,
12. Metal alerjisi olan kişilerde, tam porselen restorasyonlar endikedir.

2.7.2. Kontrendikasyonları:^{27,31,43,44}

1. Kısa kuron boyuna sahip dişler,
2. Örtülü kapanış gibi oklüzyon bozuklukları,
3. Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklara sahip bireyler,
4. Çiğneme basıncının yüksek olduğu bölgeler ve kapanışın uygun olmadığı vakalar,
5. Kontak sporla uğraşanlarda ön grup dişlerin restore edilmesi olarak sayılabilir.

2.7.3. Avantajları:

1. Metal seramik kuronlarda gözlenen seramiğin iç yüzeyindeki opak tabakasından kaynaklanan, gelen ışığın doğal olmayan yansımaları ve saçılması gibi optik olaylar olmadığından, gelen ışık büyük oranda kuronun içinden geçebildiğinden doğal dişe yakın bir estetiğe sahip olmaları,
2. X-ışınlarını geçirgen olmaları nedeniyle, alttaki dişin kök kanalı veya mevcut dolgularının rahatlıkla görülebilmesi,
3. Metal destekli seramik restorasyonlarda görülen metal alaşıma bağlı korozyon, toksik ve alerjik etkilerin görülmemesi,
4. Isı ve elektrik yönünden kötü bir iletken olmaları nedeni ile alttaki dişi iyi bir şekilde korumaları,
5. Seramik restorasyonla, seramik alt yapı kusursuz bir birleşme yaptığı için, metal seramik birleşimlerinde kabarcık, çatlak veya ayrılma gibi sorunlar görülmemesi,
6. Metal seramik restorasyonlarda görülen translusens eksikliği,
7. Alaşımda gümüş varlığında, veneer porseleninin renk değiştirmesi gibi sorunların, tam seramik kuronlarda görülmemesi,
8. Metal seramik restorasyonlarda görülen alaşıma bağlı dişetindeki gri renklemenin görülmemesi.⁴¹

2.7.4. Dezavantajları:

1. Diş kesiminin metal destekli seramik kuronlara göre daha fazla dikkat ve ayrıntı gerektirmesi,
2. Basamaklı kesim gerektiği için üst çene arka bölgede uygulanmasının zor olması,
3. Daha dikkatli ve titiz bir laboratuvar çalışması gerektirmesi,
4. Maliyetinin yüksek olması ve ek laboratuvar ekipmanı gerektirmesidir.⁴¹

2.7.5. Frezeleme ile üretilen seramikler

Bilgisayar yardımı ile tasarım (Computer Aided Design-CAD), bilgisayar yardımı ile üretim (Computer Aided Manufacturing-CAM), bilgisayar sayısal kontrolü (Computer Numeric Controlled-CNC) ve bilgisayar entegre imalat (Computer Integrated Manufacturing-CIM) gibi teknolojiler, diş hekimliği alanında da bu

yöntemlerin kullanılarak restorasyonların yapımına olanak sağlanmıştır, böylece yeni yöntemlerle daha iyi materyallerin kullanılması mümkün olmuştur. Bilgisayar ve otomasyon teknolojilerindeki bu gelişmelerin sayesinde tedavide yeni olasılıklar sağlanmıştır. Analog veya kopyalama sistemleri, bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) adı verilen CAD-CAM sistemler geliştirilmiştir.^{16,45}

Diş hekimliğinde CAD-CAM sistemi ile bu tarz restorasyon üretimi Francois Duret tarafından 1971 yılında gerçekleştirilmiştir. Analog sistemlerdeki gelişmeler ise 1980-1990 yıllarına rastlamaktadır.^{16,45}

Frezeleme stratejisine göre üretim, bilgisayar yardımcı işleme sistemi (dijital) ve analog işleme sistemi olarak ikiye ayrılabilir. Analog sistemlerde üretilen dental restorasyonun ön şeklinin frezeleme işlemi için hazırlanması gerekmektedir. Dijital sistemde ise üretim için veri hazırlanması ve üretim aşamaları büyük oranda otomatik olarak yapılır. Dijital sistem (CAD-CAM) preparasyondan 3 boyutlu veri toplanması ve bu veriye uygun olarak hazırlanan bloktan otomatik frezeleme ile restorasyonun hazırlanması esasına dayanır.^{16,45}

2.7.5.1. Analog sistemler (Manuel Copy-Milling)

Bu sistemler frezeleme ile kopyalama esasına göre çalışır. Alınan ölçüden model elde edilir, model üzerinde restorasyon mum veya rezinden hazırlandıktan sonra kopyalama cihazına sabitlenir. Bu, restorasyonun üretimi için seçilen materyalin işlenmesi için örnek teşkil eder.^{16,45}

Analog sistemler arasında 1991'de piyasaya sürülen ve en çok tanınan Celay (Mikrona Technologie, Spreitenbach, Switzerland) sistemidir. Sistemde pantografik izlemeye dayalı mekanik bir cihaz kullanılır. Arzu edilen restorasyonun rezinden üretilmiş modeli oluşturulur. Bu model cihaza yerleştirilir ve manuel olarak taranır.

Manuel tarama işlemi ile yapılan hareket, seramik bloğa gerekli şekli verebilecek olan frezeleme cihazına 1:1'lik rijit bir çubuk yardımı ile eş zamanlı olarak aktarılır.^{16,45-47}

Şekillenen seramik blok takiben cam infiltrasyonuna tabi tutulur ve tabakalama seramiği ile bitirilerek restorasyon tamamlanır.⁴⁸

2.7.5.2. Dijital sistemler

Mekanik ve optik ölçüm metodları ile veri elde etmek için direkt (intraoral) veya indirekt (alınan ölçüde hazırlanan model kullanılarak) yöntemler kullanılır.^{16,45}

Mekanik ölçüm metodunda duyarlı bir uç objenin üzerinde gezinir ve sapmaları kaydedilir. Sistem çok iyi bir doğruluğu sağlayabilse de işlemin uzun sürmesi, kavite sınırları ve eğimleri gibi dik kenarlarda duyarlı ucun eğilmesi ile oluşan ölçüm hataları dezavantajları arasında yer almaktadır.^{16,45,49}

Optik ölçüm yönteminde sensörler dış yüzey ile temas etmeden çalışır. Bu sayede dik yüzeyler ve kavite sınırlarından kaynaklanan problemler görülmez. Gerekli koordinatlar elde edilen görüntüden saptanır.^{16,45}

2.7.5.2.1. Bilgisayar yardımı ile dizayn (CAD)

3 boyutlu veriler kullanılarak restorasyon bilgisayar başında dizayn edilir. Oklüzal, proksimal, bukkal ve lingual yüzeyleri içeren bir dizayn yapılabileceği gibi özellikle sadece altyapı (koping) planlaması da bu işlem ile oldukça basite iner.^{16,45}

2.7.5.2.2. Restorasyonun yapımı (CAM)

Restorasyon, elde edilen veriler kullanılarak yapılan planlamaya uygun şekilde frezeleme cihazındaki blok halindeki materyalden işlenir. İşlemin etkinliğini arttırmak için farklı akslarda çalışan farklı aşındırıcı uçların takılabildiği frezeleme enstrümanları kullanılır.^{16,45}

Dış hekimliğinde kullanılan CAD-CAM sistemler tablo 2.1'de verilmektedir.⁵⁰

Tablo 2.1: Diş hekimliğinde kullanılan CAD-CAM sistemler

Sistem	Piyasaya Sunum Tarihi	İşlem Merkezi	Tarama Mekanizması	CAD Programı	CAM Programı
Dcs President	1989	Laboratuar	Optik	*	**
Procera	1993	New Jersey veya İsviçre	Manuel	*	**
Cerec 3	2000	Hasta başı	Optik	*	**
Cercon	2001	Laboratuar	Lazer	Yok	**
Cerec in Lab	2001	Laboratuar	Lazer	*	**
Lava	2002	Laboratuar	Optik	*	**
Everest	2002	Laboratuar	Optik	*	**

* Özel dizayn ve veri işleme

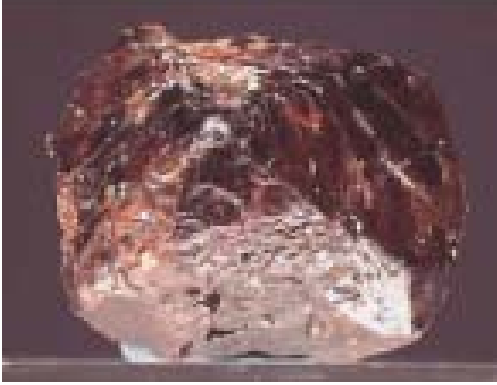
** Tam otomatik

2.8. Zirkonyum Dioksit Seramikler

Artan estetik beklentiler ve bazı alaşımlara karşı gelişen toksik ve alerjik reaksiyonlar nedeniyle hastalar ve hekimler metal içermeyen diş renginde restorasyonların kullanımına yönelmektedir. Bu sebeple daha az kırılğan, gerilim streslerine daha dayanıklı, zamana bağlı stres başarısızlığına daha az maruz kalan yeni ve güçlü dental seramiklerin geliştirilmesi 20. yüzyılın son zamanlarına hakim olmaktadır.⁵¹⁻⁵⁴

Günümüzde dental materyallerdeki gelişmeler sonucu zirkonyum, tam seramik restorasyonların güçlendirilmesi amacıyla seramik yapısına katılan materyallerden biri olmuştur.^{55,56} Zirkonyum ismi Arapça altın rengi anlamındaki ‘Zargon’dan gelir. Zargon, zar (altın) ve gun (renk) kelimelerinden oluşmuştur. Zirkonyum sembolü Zr, atom numarası 40 olan metalik bir elementtir. Periyodik tabloda geçiş elementleri arasında yer alır ve atom ağırlığı 91.224’dır.⁵⁷

Zirkonyum metal oksidi (zirkonyum dioksit- ZrO_2), 1789'da Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından, bir takım değerli taşların ısıtılması sonucu reaksiyon ürünü olarak bulunmuştur.^{56,58} Element ilk olarak İsveçli kimyacı Baron Jöns Jacob Berzelius tarafından 1824 yılında izole edilmiştir. Materyalin yoğunluğu 6.49g/cm^3 , erime ısısı $1852\text{ }^\circ\text{C}$, kaynama ısısı $3580\text{ }^\circ\text{C}$ 'dir. Altıgen kristal yapıya sahiptir ve grimsi renktedir. Zirkonyum doğada saf halde bulunmaz. Silikat oksit ile birlikte Zircon ($\text{ZrO}_2 \times \text{SiO}_2$) denen mineral olarak (Şekil 2.1) veya serbest oksit olarak Baddeleyite (Şekil 2.2) denen mineral olarak bulunur^{59,60} Bu mineraller yapılarını renklendiren metal elementleri ve bünyelerindeki doğal radyoaktif çekirdekler nedeni ile diş hekimliğinde direkt olarak kullanılamazlar. Materyalin seramik biyomateryali olarak kullanılabilmesi için çeşitli işlemlerden geçirilerek saflaştırılması gerekmektedir.⁶⁰



Şekil 2.1: Zircon (ZrSiO_4)*



Şekil 2.2: Baddeleyite (ZrO_2)*

*(<http://webmineral.com/specimens>)

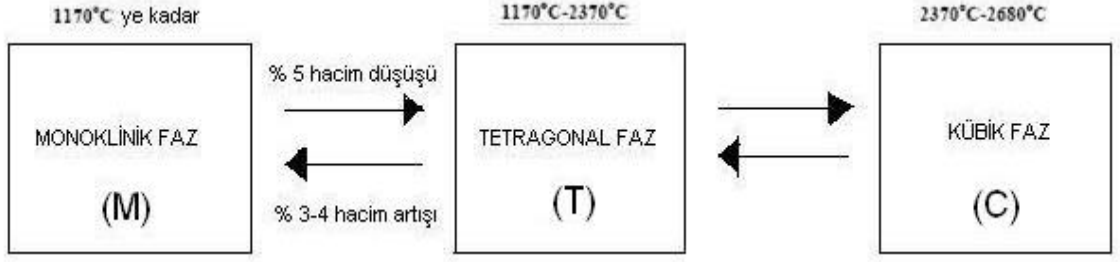
2.8.1. Seramik Biyomateriyali Olarak Zirkonyum Dioksit

Zirkonyum, sertliği, aşınma direnci, dayanıklılığı, yüksek korozyon direnci ve ani ısısal değişimlere dayanıklılığı gibi özellikleri ile endüstride kullanılmıştır. Kimyasal ve boyutsal stabilitesinin iyi olması, yüksek mekanik direnç ve paslanmaz çeliğinkine yakın Young Modülü ile tıp ve diş hekimliğinde metalin yerine ideal bir alternatif olarak sunulmuştur.⁶⁰ Biyomateriyal olarak kullanımına 1960'lı yıllarda başlanmıştır.^{56,58} İlk olarak ortopedide kullanım alanı bulan zirkonyum ile materyalin mekanik özellikleri ve biyolojik uyumluluğu sayesinde iyi sonuçlar alınmıştır.^{55,61} Christel ve arkadaşları⁶² kalça eklemi uygulamalarında zirkonyumun eklem başı protezi olarak kullanılması ile ilgili ilk çalışmayı literatüre sunmuşlardır.

1980'lerin sonlarında, zirkonyum oksitin yapısına az miktarda kalsiyum (Ca), magnezyum (Mg), yitriyum (Y) ve seryum (Ce) ilave edilerek oda ısısında stabilizasyonu sağlanmıştır. Biyomateriyal olarak kullanılan zirkonyum esaslı materyaller; yitriya tetragonal zirkonyum polikristalindir (Y-TZP).^{55,60,63} Y-TZP 1990'ların başında diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Başlangıçta endodontik postlarda, implantların üst yapılarında ve ortodontik braketlerde kullanılmış, son zamanlarda tam seramik restorasyonlarda alternatif bir altyapı materyali olmuştur.^{55,61,64,65} Kohal ve arkadaşları⁶⁶ immediat implant uygulanmasında kök şekilli yttria parsiyel stabilize zirkonyum (Y-PSZ) implantların kullanılabileceğini ve bunların titanyum implantlarla aynı oranda osseointegrasyon gösterdiğini bildirmişlerdir.

Saf zirkonyum dioksit (ZrO_2) yüksek erime ısısına ve düşük termal ilettime sahiptir. Monoklinik (M), Tetragonal (T) ve Kübik (C) olmak üzere üç fazda bulunmaktadır. Oda ısısında monoklinik fazda olan saf zirkonyum, 1170 °C ve 2370 °C arasında tetragonal faza geçmektedir. Tetragonal faz, eklendiği seramiğin

konsantrasyonu ve tanecik büyüklüğüne bağlı olarak oda ısısında stabilize edilebilmektedir. 2370 °C derecenin üstünde kübik formdadır.^{60,67-69} Saf zirkonyum, faz geçişleri esnasında, hacminde önemli değişiklikler göstermekte, bu durum kitleye stabil olmayan bir özellik kazandırmaktadır.⁶¹ Monoklinik fazdan tetragonal faza ısıtmayla transformasyon esnasında %5’lik bir hacim düşüşü gerçekleşir; bunun tersi olarak soğuma sırasında ise %3-4 lük bir hacim artışı oluşmaktadır (Şekil 2.3). Bu faz geçişleri esnasında oluşan stresler zirkonyum seramiğinin yapısında çatlak oluşması ile sonuçlanmaktadır.^{60,62,70}



Şekil 2.3: Zirkonyum dioksit seramiklerin faz geçiş şeması.⁶²

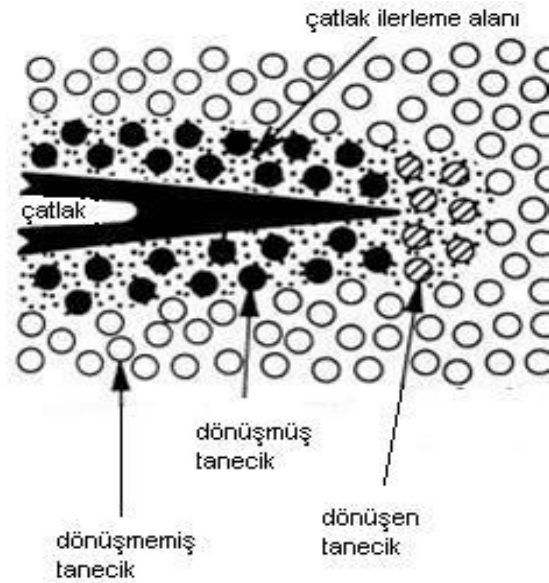
Yapıya stabilize edici oksitlerin (kalsiyumoksit-CaO, magnezyumoksit-MgO, seryumdioksit-CeO₂, ytriumoksit-Y₂O₃) eklenmesiyle, materyalin faz geçişleri esnasında stabilizasyonu sağlanmakta ve oda ısısında, “parsiyel stabilize zirkonyum (PSZ)” olarak adlandırılan çok fazlı bir materyal elde edilmektedir. PSZ’nin mikroyapısında kübik zirkonyum ana faz iken, tetragonal ve monoklinik zirkonyum minör faz olarak yarar.^{55,60,62,71}

PSZ seramikleri oda ısısında sadece tetragonal fazda elde etmek mümkündür. Kübik matriks içinde düzgün dağılmış uygun boyuttaki ZrO₂ tanecikleri sayesinde materyal monoklinik faza geçiş yapabilecek metastatik bir formda elde edilebilir ve tetragonal zirkonyum polikristali (TZP) adı verilir.⁶² Tetragonal ZrO₂ taneciklerinin düşük yüzey enerjisi ve rijit matriksin baskısı, monoklinik forma dönüşümü mümkün

kılmaktadır. Bu süreç materyale özellikle çatlak durdurucu, güçlendirici bir mekanizma sağlamaktadır.⁷⁰ Parsiyel stabilize zirkonyum oksit; 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 hacminde %3-5'lik bir artışa yol açmaktadır. Hacim artışı çatlağın uç kısmında sıkıştırıcı stresler ortaya çıkarmakta ve dış streslerin nötralize edilmesini sağlamaktadır. Çatlak oluşum enerjisi T-M transformasyonu ve hacim artışı ile alt edilmektedir ve çatlağın daha fazla ilerleyebilmesi için ekstra enerji gerekmektedir. Bu fiziksel özellik transformasyon sertleşmesi (Şekil 2.4) olarak tanımlanmaktadır.^{55,56,67,72}

Transformasyonel sertlik mekanizması Y-TZP seramiklerin esas tercih nedenidir.^{56,70,73-76}

Her ne kadar birçok tipte zirkonyum içeren seramik sistemi mevcutsa da, üç ana tipi diş hekimliğinde kabul görmektedir.⁷⁷⁻⁸⁰ Bunlar yttrium katyon-destekli tetragonal zirkonyum polikristali (3Y-TZP), magnezyum katyon-destekli kısmi stabilize zirkonyum (Mg-PSZ) ve zirkonyum ilaveli alüminadır (ZTA).



Şekil 2.4: TZP'ye ait transformasyonel sertlik mekanizmasının şematik hali⁶⁰

2.8.1.1. Magnezyum Stabilize Zirkonyum (Mg-PSZ)

Mg-PSZ en çok kullanılan zirkonyum esaslı mühendislik seramiklerinden biridir.⁸¹ Olası biyomedikal uygulamalarda kullanılmak üzere Mg-PSZ ile ilgili olarak her ne kadar çok sayıda araştırma yapılmışsa da, bu materyal ana sebep olarak pörözite varlığı nedeni ve buna eşlik eden büyük tanecik ebadı (30-60 mikron) yüzünden başarılı değildir.^{60,77} Ayrıca yüksek sinterleme ısısı (1600-1800 °C derece) yüzünden soğuma evresi ciddi olarak kontrol edilmelidir.⁸² Denzir-M (Dentronic ABD), dental restorasyon yapımında günümüzde kullanılan Mg-PSZ seramiklere örnektir.⁸¹

2.8.1.2. Zirkonyum İle Sertleştirilmiş Alümina (Zirconia Toughened Alumina-ZTA)

Zirkonyumun transformasyon kapasitesini avantajlı şekilde kullanmak için diğer bir yaklaşım ise onu alümina matrix ile kombine etmektir, bu yolla zirkonyum ile sertleştirilmiş alümina (ZTA) oluşur.^{83,84} Bu materyaller potansiyel biyoseramik olarak oldukça ilgi görmektedir.^{85,86} Ticari olarak bulunan bir dental ürün, In-Ceram Zirconia (Ic-Z, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany), In-Ceram Alumina (Ic-A, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) içine materyalin %33 hacmi kadar %12 mol ceria (Ce) ile stabilize zirkonyumun ilave edilmesi ile geliştirilmiştir.⁸⁷ Materyal geleneksel metod veya frezeleme ile işlenebilir. Bu pöröz seramik yapı cam ile infiltre edilmeden önce başlangıç olarak 2 saat boyunca 1100 °C derecede sinterlenir. Geleneksel metodun bir avantajı büzülme yüzdesinin çok limitli olmasıdır. Bununla birlikte pörözite miktarı sinterlenmiş 3Y-TZP'den daha fazladır, %8-11 arası değişmektedir.⁸⁸ Bu durum materyalin 3Y-TZP dental seramiklere göre daha düşük mekanik özellikler göstermesini kısmen açıklamaktadır.⁵⁶

2.8.1.3. Yttria Stabilize Tetragonal Zirkonyum Polikristali (3Y-TZP)

Geliştirilmelerini takip eden yıllarda biyomedikal uygulamalar için kullanılan seramikler içinde araştırmalar, daha çok düzgün tanecik yapılı Tetragonal Zirkonyum Polikristalleri (3Y-TZP) olarak da bilinen zirkonyum-yttria seramiklerine odaklanmıştır.^{60,89-91}

3Y-TZP kalça eklemi protezlerinde femoral baş olarak 1980'lerin sonlarından beri kullanılsa da 2001 yılındaki başarısızlık serisi ile ortopedik cerrahideki kullanımı %90'dan fazla düşüş göstermiştir.⁹² 3Y-TZP diş hekimliğinde dental kuron ve sabit protez yapımında kullanılmaktadır. Restorasyonlar ya önceden sinterlenmemiş (pre-sintered) blokların frezelenmesi ile takiben yüksek derecede sinterlenmesi veya tam sinterlenmiş blokların frezelenmesi ile yapılmaktadır.⁹³ 3Y-TZP'nin mekanik özellikleri büyük oranda tanecik boyutuna bağlıdır.^{77,94,95} Belirli bir tanecik boyutu (yaklaşık 0,2 μ) altında transformasyon mümkün değildir ve düşük kırılma direnci kaçınılmazdır.⁹⁶ Sinterleme koşulları da direkt olarak tanecik boyutunda etkilidir; daha yüksek sinterleme ısıları ve daha uzun sinterleme süreleri daha büyük tanecik boyutuna sebep olmaktadır.^{95,97,98}

Biyomateryal olarak en çok kullanılan tip, yitrium oksitin saf zirkonyuma ağırlığının %3-5 oranında ilave edilmesi ile elde edilen Yitriya Tetragonal Zirkonyum Polikristali (3Y-TZP)'dir.^{56,61,64}

2.8.1.3.1. Avantajları:

1. Yüksek dayanıklılık, kırılma sertliği gibi üstün mekanik özelliklere sahiptir,
2. Lokal veya sistemik yan etkilere rastlanmamıştır, biyouyumludur,
3. İnce partiküllü yapısı sayesinde detaylı şekillendirilebilir,
4. Preparasyon dişeti hizasında veya üzerinde bitirilebilir,

5. Isısal iletkenliğinin düşük olması hassasiyet ve pulpa irritasyonlarını önler,
6. Titanyuma göre daha az bakteri birikimi görülür,
7. Radyopak olduğu için restorasyonun radyolojik değerlendirilmesine olanak sağlar,
8. Simantasyon için adeziv sistemler önerilmekle birlikte konvansiyonel teknikler de kullanılabilir.

2.8.1.3.2. Dezavantajları:

1. Oldukça opak görünüme sahiptirler,
2. Aşındırma ve yüzey işlemlerinin materyalin özellikleri üzerinde olumsuz etkileri vardır,
3. Köprü protezlerinde azalmış interoklüzal aralık varlığında gövde ve tutucunun birleşim alanı daralacağı için restorasyon oklüzal kuvvetlere dayanamaz,
4. Bu restorasyonlarda uyumsuzluk görüldüğünde yeni bir ölçü alınarak tekrar yapılmalıdır,
5. Metal alt yapılar gibi bölünüp ağızda uyumlandıktan sonra lehimlenmeleri mümkün değildir.^{55,99-103}

2.8.1.3.3. Endikasyonları:

1. Anterior ve posterior tek kuronlar ve 3-4 üyeli köprülerin yapımında kullanılırlar,
2. Bağlantı bölgesinde oklüzal-gingival yönde en az 4 mm ve bukkal-lingual yönde 3 mm mesafe varlığında yeterli dirence sahip restorasyonlar yapılabilir.

2.8.1.3.4. Kontrendikasyonları:

1. Örtülü kapanış vakalarında,
2. Dişsiz boşluk karşı ve komşu dişler tarafından daraltıldığında,
3. Dayanak dişlerin kuron boylarının çok kısa olduğu durumlarda,
4. Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklar varlığında,

5. Kanatlı köprü kullanımı tasarlandığında,
6. Dayanak dişler mobilite gösterdiğinde kullanılamazlar.^{55,67,100,104,105}

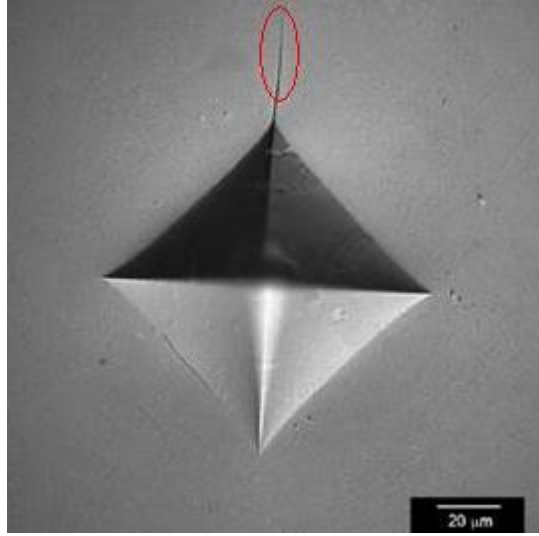
2.8.1.3.5. Mekanik Özellikler ve Y-TZP'nin Yaşlanması

Zirkonyum seramiklerin diğer tüm seramiklerden daha üstün mekanik özelliklere sahip olduğu bir gerçektir. Tablo 2.2'de, biyomedikal alanda kullanılan alümina ve elde ediliş yöntemine göre Y-TZP ye ait önemli mekanik özellikler verilmiştir.

Tablo 2.2: Alumina ve Y-TZP (unHIPped-HIPped) ye ait mekanik özelliklerin karşılaştırılması.⁶²

Özellik	Alumina	Y-TZP (unHIPped)	Y-TZP (HIPped)
Yoğunluk (g/cm ³)	3.90	6	6.1
Ortalama tanecik boyutu (µm)	<7	<1	<0.5
Mikrosertlik (Vickers)	2000-3000	1000-1200	1000-1300
Young Modülü (GPa)	380	200	200
Bükülme Direnci (MPa)	400	900	1200
Tokluk Kırık (MPa.m ^{1/2})	5-6	9-10	9-10

Şekil 2.5'te dental uygulamalar için, ticari olarak bulunan 3Y-TZP ye ait 98.1 N yükte vickers iz derinliği görülmektedir. Sadece kısa bir çatlak, izin köşelerinden birinde izlenmektedir. Diğer köşelerde kırık olmaması transformasyonel sertlik mekanizmasının bir ispatıdır.



Şekil 2.5: 98.1 N yükte Vickers iz derinliğinin optik mikrografı⁷⁹

Zirkonyumun mekanik özellikleri metastaza uygun mikroyapısı sayesinde mümkün olmaktadır. Bu mikroyapının stabilitesi, materyalin kullanımı sırasında beklenen performansı sunabilmesi için anahtar noktadır. Üretim koşulları veya kullanım alanındaki nem ve stres gibi nedenlerden dolayı zirkonyum katastrofik sonuçları beraberinde getirebilecek spontane ve progresif bir T (Tetragonal) –M (Monoklinik) transformasyonu gösterebilir. Biyomedikal bir kullanım alanında bu kadar yüksek metastaz özelliği arzu edilmez. Materyalin mekanik özelliklerinde düşüşe yol açan bu spontane T-M dönüşümü Low Temperature Degradation (LTD) diğer adıyla ageing (yaşlanma) olarak bilinir.^{60,64,75,89}

Bu fenomen için en kritik ısı aralığı 200-300 °C'dir. Yaşlanma sonucu materyalin gücü, tokluğu ve yoğunluğu düşmekte ve monoklinik faz artmaktadır, buna mikro ve makro çatlak oluşumu eşlik etmektedir. T-M transformasyonu yüzeyden başlayarak materyalin içine doğru ilerler. T-M transformasyonu ihtimali su veya buhar varlığında artmaktadır.¹⁰⁶ LTD sonucu artan transformasyon yüzeyde kopma ve çöküntü şeklinde bozulmalara ve ileri derecede mikro çatlak oluşumuna neden olmaktadır.

Nemli ortamlarda bu durum suyun izleyebileceği bir yol oluşmasına dolayısı ile Zr-O yerine Zr-OH bağları oluşmasına neden olup, oluşturduğu korozyon etkisi ile T-M transformasyonunu ve çatlakları arttırmaktadır.^{60,92,107}

Y-TZP'nin LTD oranı porözite, rezidüel stres, tanecik boyutu, ortam, üretim metodu, seramiğe uygulanan yük gibi mikroyapıyı etkileyebilecek birçok faktöre bağlıdır.^{64,92} Tanecik boyutunun küçülmesi veya stabilize edici oksit ajan oranının arttırılması transformasyon oranını düşürebilir.¹⁰⁷ Bununla birlikte tanecik boyutunun çok fazla küçültülmesi ve stabilize edici oksit oranının çok arttırılması ise arzu edilen seviyedeki metastaz yeteneğini ortadan kaldıracaktır. Yoğunluk değerinin ($d=6,1 \text{ g/cm}^3$) ve yttria miktarının %3 mole en yakın seviyede olması gerekmektedir.^{106,108}

Zirkonyumun üretimindeki farklılıklar (ısı ve zaman) materyalin mikroyapısını ve yaşlanma direncini etkilemektedir.⁹² Piconi ve Maccauro⁶⁰, materyalin mikroyapısındaki defektlerin sinterleme yöntemi tercihi ile aşılabileceğini bildirmiş, Hot Isostatic Presleme (HIPped) yönteminin daha olumlu sonuçlar verdiğini ifade etmiştir.

Daha önce belirtildiği üzere, yeşil aşama ve pre-sintered blok kullanılarak üretilen restorasyonlar daha sonraki aşamada sinterlenmektedir. Bu işlem, üretim sırasında oluşan strese bağlı T-M dönüşümünü önlemekte ve nihai yüzeye, aşındırma uyumlaması veya kumlama işlemi yapılana kadar, monoklinik fazdan arındırılmış olarak ulaşmayı sağlamaktadır. Öte yandan, tam sinterlenmiş 3Y-TZP bloklardan frezeleme ile oluşturulan restorasyonların bariz bir miktar monoklinik zirkonyumun içerdiği gösterilmiştir.⁵⁶ Chevalier'e⁹² göre, vücut sıvıları ile materyalin temasta olan yüzeylerinde monoklinik faz oranı %10'dan az olmalıdır. Her ne kadar biyomateryal olarak kullanılan zirkonyum için ASTM (American Society for Testing and Materials)

ve International Standards Organisation (ISO) tarafından belirlenmiş bir dizi fizikokimyasal karakteristik gereklilikler belirlenmişse de LTD ile ilgili bir bölüm yer almamaktadır. Bu yüzden zirkonyumun *in vivo* davranışını ölçmek için *in vitro* çalışmalar yapılması gereklidir.⁹²

2.8.2. Altyapı Materyali Olarak Zirkonyum Dioksit

Diş hekimliğinde altyapı olarak kullanılan zirkonyum dioksit seramikleri genelde, ZrO_2 bloktan CAD/CAM sistemi yardımı ile frezeleme yoluyla elde edilir.¹⁰⁹ Toz formundaki materyaller soğuk isostatik presleme ile seramik ön-formları haline getirilir. Soğuk isostatik presleme Y-TZP'nin blok halinde elde edilmesi için en çok kabul gören metottur. Bu sayede yüksek yoğunlukta, stabil, tebeşirimsi yapıda yeşil-aşama objeleri üretilmektedir. Bu yeşil-aşama objeleri daha ileri bir stabilizasyon ve daha yüksek yoğunluk (%95 teorik yoğunluk) elde etmek için özel cihazlarda okside bir ortamda basınç olmaksızın sinterlenerek pre-sintered oksit-seramik bloklar (unHIPped) elde edilir.^{54,62} Sıcak isostatik presleme (tam sinterlenmiş-HIPped) ile yüksek basınç altında ve sinterleme ısısının 50 °C altında, ilave bir işlemle rezidüel porözite uzaklaştırılarak yoğun sinterize oksit-seramik bloklar üretilir. ‘‘HIP’’ işlemine tabi tutulan Y-TZP gri-siyah bir materyal haline geldiğinden beyazlığının tekrar elde edilmesi için bir ısı işlemine tabii tutulur.^{54,110}

Bu yoğun sinterize bloklar oldukça opak olduğundan daha iyi estetik sonuçlar elde etmek için veneerlenmelidir.⁵⁴

Yeşil-aşama bloklar kuru karbid frezlerle, pre-sintered bloklar soğutma sıvısı altında karbid frezlerle, tam sinterlenmiş bloklar ise soğutma sıvısı altında elmas frezlerle makinelenmektedir.¹⁰⁸ Denry ve Kelly⁷⁹, bu frezelemeyi yeşil-aşama ve pre-sintered bloklar için *yumuşak makineleme* ve HIPped bloklar için *sert makineleme*

olarak sınıflamıştır. Yeşil-aşama ve pre-sintered bloklardan elde edilecek altyapılar, sinterleme sırasında oluşacak büzülmenin kompanse edilmesi amacı ile genelde %20-25 daha büyük halde frezelenir.⁵⁵ Aşındırma işlemi daha hızlıdır ve tam sinterlenmiş blokların frezelenmesindekine göre daha düşük cihaz aşınması söz konusudur. Altyapılar daha sonra özel fırınlarında post-sinterleme (yaklaşık 1500°C) işlemine tabi tutulur.¹⁰⁹ Büzülme 1000 °C derece civarı başlar ve %25 hacme ulaşabilir. Son sinterleme ısıları 1350 °C -1550 °C derece arasında 2-5 saat sürer ve teorik densitenin %95'ine ulaşır. Sinterleme koşullarındaki bu farklılıklar 3Y-TZP'nin başlangıçtaki kimyasal kompozisyonundan kaynaklanır. Örneğin, küçük miktar alümina ilavesinin sinterlemeye yardımcı olduğu gösterilmiştir; daha düşük sinterleme ısı ve süresi sağlar. Altyapılar için minimum kalınlık 0.5 mm'dir, daha alt seviyede bükülmeler oluşabilir. Restorasyonlar kendi cihazlarında 200 °C derecenin altına kadar soğutularak artık stres önlenir. Daha önceden belirtildiği gibi sinterleme ısıları ve süreleri tanecik boyutunda çok etkilidir.¹¹¹ Chevalier ve arkadaşları⁹⁸ 3Y-TZP'nin kübik fazının miktarının 1500 °C derecede 5 saatte arttığını göstermiştir. Daha büyük kübik taneciklerinin varlığı seramiğin düşük ısıda yaşlanma direncini olumsuz etkileyecektir. Bu durum sinterleme aşamasının azami kontrolüne dikkat çeker. Ayrıca bu aşamada bazı metal oksitlerin ilavesi ile ZrO₂ blokların renklendirilmesi mümkündür.¹⁰⁹

Tam sinterlenmiş blokların frezelenmesi yukarıdaki metoda göre daha uzun zaman alır, cihazda aşındırma yönünde daha büyük hasar oluşturur ve daha pahalıdır. Tam sinterlenmiş Y-TZP'nin yüksek sertliği ve düşük frezelenebilmesine bağlı olarak, aşındırma sistemi oldukça kuvvetli olmalıdır. Blue ve arkadaşları¹¹² yaptıkları çalışmada Y-TZP'nin tam sinterlenmiş alüminaya göre daha zor frezelandığını ve daha az materyal uzaklaştırıldığını göstermiştir. Bu durum, Yin ve arkadaşları¹¹³ tarafından

da doğrulanmıştır ayrıca büyük grenli elmas frezlerin Y-TZP'den materyal uzaklaştırmada daha etkin olduğu, ince grenli frezlerin tel şeklinde hasar oluşturduğu da bildirilmiştir.^{113,114} Huang yaptığı çalışmalarında^{115,116}, aşındırma işlem hızının Y-TZP'de frezelemeyle oluşan hasar tipini araştırmış ve yüksek hızda daha az yüzey altı hasar oluştuğunu bildirmiştir. Öte yandan Y-TZP'nin ince gren boyutlu frezeleme sonrası oldukça düzgün yüzeyler elde edilmesini sağlamaktadır.¹¹⁷

Yeşil-aşama ve pre-sintered ZrO₂ blok kullanan sistemlerin daha avantajlı olduğu düşünülebilir. Tam sinterlenmiş bloklar %5 yttria içerirken diğerleri %3 yttria içermektedir.⁵⁴

Tablo 2.3'te mevcut ZrO₂ blokların sinterleme aşamalarına göre frezeleyen sistemlerden bazıları verilmiştir.

Tablo 2.3: Blok tipi ve frezeleyen sistemleri.¹⁰⁸

BLOK TİPİ	SİSTEM
Yeşil-aşama blok	Cercon base, Cercon (Degudent, Frankfurt, Germany); Lava Frame, Lava (3M ESPE, Seefeld, Germany); ZirkonZahn, Steger (Steger, Brunneck, Italy)
unHIPped blok (pre-sintered)	In-Ceram YZ Cubes, Cerec InLab (Sirona, Bensheim, Germany); ZS-Blanks, Everest (KaVo, Leutkirch, Germany)
HIPped blok (tam sinterlenmiş)	DC-Zirkon, Precident DCS (DCS, Allschwil, Switzerland); Z-Blanks, Everest (KaVo, Leutkirch, Germany); Zirkon TM, Pro 50, Cynovad (Cynovad, Montreal, Canada)

CAD/CAM ve benzeri manuel frezeleme yöntemleri dışında ZrO₂ altyapıların üretimi için sunulan yeni yöntemler de bulunmaktadır. Bu yöntemler aslında endüstride kullanımı mevcut yöntemlerdir.

Sono-erozyon tekniği: Ultrasonik titreşimlerin kullanılması ile tam sinterli bloklardan restorasyonun altyapısını veya oklüzal yüzeyler dahil restorasyonun tamamının üretimini sağlamaktadır.⁵⁴

Elektroforez tekniği: Bu teknik galvanik tekniğin bir benzeridir ve ZrO_2 altyapıların üretiminde kullanılmaktadır.¹¹⁸ Electro-Deposited Ceramics-Technology (EDC) olarak adlandırılır. Seramik tanecikleri elektroforetik depozisyon ile altyapı oluşturmak üzere day üzerine yönlendirilir. Takiben oluşturulan altyapı sinterlenir.^{54,118} WOL-CERAM-EPC-CAM-Sistem (Wol-Dent, Ludwigshafen, Germany) bu tekniği kullanarak ZrO_2 altyapı üreten bir sistemdir.¹¹⁸ Altyapının dış yüzeyi CAM ile konturlanmaktadır. Altyapı day üzerinden çıkarılarak sinterleme işlemine tabi tutulur.^{109,119}

Rudolph ve arkadaşları¹¹⁸, bu yeni yöntemleri frezelemeye bağlı oluşabilecek hasarların seramik materyali üzerine etkisini kaldırması nedeni ile umut verici olarak değerlendirmiş, ama henüz yeni olduklarından geliştirilmeleri ve ileri boyutta araştırılmaları gerektiğini bildirmiştir.

2.8.3. Aşındırma işlemleri:

Y-TZP seramiklerin *mekanik özelliklerini* etkileyen faktörler: ^{65,120}

1. Üretim esnasında CAD-CAM sisteminin kesme ve aşındırma işlemleri,
2. Bitmiş restorasyonun prepare edilen dişe uyumlaması sırasında yapılan aşındırmalar
3. Materyalin yapıştırma ajanına olan bağlantısını arttırmak için yapılan kumlama işlemleridir.

Aşındırma, seramiklerde iki farklı etkiye yol açmaktadır. Birincisi; zirkonyum ile güçlendirilmiş seramiklerde, dayanıklılığı arttıran yüzey sıkıştırıcı stresler meydana getirmektedir. İkincisi; derinliği, aşındırmanın meydana getirdiği yüzey sıkıştırıcı

tabakaya kadar ulaşabildiğinde dayanıklılığı belirleyen yüzey çatlakları oluşturmaktadır.^{65,99} Aşındırmanın oluşturduğu en önemli yüzey karakteristikleri pürüzlülük, plastik deformasyon ve rezidüel streslerdir.⁶⁵

Luthardt ve arkadaşları⁹⁹, Y-TZP seramik örneklerin iç yüzeylerini farklı dönme hızı ve kesme derinliklerinde aşındırmış; bükülme direnci, yüzey pürüzlülüğü ve kırılma sertliklerini karşılaştırmışlardır. İç yüzey aşındırmasının, dayanıklılığı önemli ölçüde azalttığını ve CAD-CAM sistemlerinin Y-TZP seramiklerin yapımı için geliştirilmesi gerektiğini belirtmişlerdir.

Başka bir çalışmada, Luthardt ve arkadaşları⁶⁵, Y-TZP seramik örneklere, kuronların iç yüzüne uygulanan aşındırma işlemini taklit edecek şekilde aşındırma uygulamışlar ve bu yüzeyleri scanning electron microscope (SEM) analizi yaparak incelemişlerdir. Sonuçta oluşan çatlakların sayısının; kesme derinliği, aletin dönme hızı gibi aşındırma parametreleri ile ilgili olmadığını, kullanılan elmas aletin grenlerinin sayısı ve şeklinin önemli olduğunu bildirmişlerdir.

Kosmac ve arkadaşları¹²⁰, aşındırma ve kumlama işlemlerinin %3 mol yttria içeren Y-TZP örneklerin biaksiyel bükülme direncine etkisini incelemişler, aşındırma ve kumlamanın bükülme direncini azalttığını ancak aşındırılmış seramiğin kumlanmasının yüzey sıkıştırıcı stresler ortaya çıkararak materyali güçlendirdiğini belirtmişlerdir. Çok ince grenli elmas frezler de kumlama gibi bitirme işlemi için tavsiye edilmektedir.

2.8.4. Biyouyumluluk ve Kimyasal Stabilité

Popülasyonun küçük bir yüzdesi paladyum ve nikel gibi soy veya baz metal içeren dental alaşımlara duyarlılık göstermektedir.¹²¹ *In vitro* ve *in vivo* çalışmalar yüksek oranda saflaştırılmış zirkonyum-tozları kullanılarak elde edilen Y-TZP'nin

yüksek biyouyumluluğunu doğrulamıştır. Materyale ait hiçbir lokal (hücrese) veya sistemik yan etki bildirilmemiştir.^{60,62,122-124} Yapılan son çalışmalar da Y-TZP üzerinde titanyuma göre daha az bakteri akümüasyonu oluştuğu belirtilmektedir.^{102,125} Bu bulgular, zirkonyumun implant abutmenti olarak rahatlıkla kullanılabileceği fikrini doğurmuştur.¹²⁵

Dental restorasyonların sahip olması gereken diğer önemli bir özellik de ağız ortamında kimyasal stabilitesinin iyi olmasıdır. Ardlin,⁶⁴ iki farklı renkte hazırladığı Y-TZP seramik örnekleri %4 lük asetik asit solüsyonunda, 80 °C derecede, 168 saat bekleterek kimyasal stabilitesini incelemiş, örneklerin kullanıldığı solüsyonda uluslararası standarda (ISO 6872:1995) göre limit değerlerin altında çözünürlük gösterdiğini bildirmiştir.

Kosmac ve arkadaşları,¹²⁰ Y-TZP seramikleri %4 lük asetik asit ve pH 9,5 olan amonyum solüsyonunda 16 saat bekletmişler ve materyalin alkalın ortamda asidik ortama göre daha dirençli olduğunu bildirmişlerdir.

2.8.5. Zirkonyum – Rezin Siman Bağlantısı

Başarılı bir seramik-rezin bağlantısı, kimyasal bağlanma ve rezin seramik birleşim yüzeyindeki mikromekanik retansiyon tarafından sağlanmaktadır. Silika bazlı seramiklerde asitleme ve silan ajan uygulaması ile pürüzlü ve ıslanabilir bir yüzey oluşturarak başarılı bir bağlantı elde edilmektedir. Alüminyum oksit ve zirkonyum oksit gibi yoğun sinterize seramikler ise hem asidik ajanlar tarafından pürüzlendirilemez hem de silika bazlı olmadıkları için silika silan bağlantısı yapamazlar. Yüzey pürüzlendirilmesinde alüminyumoksit kullanılmaktadır. Bu sebeple zirkonyum oksit seramiklere bağlantı için farklı materyal ve metodları değerlendiren çeşitli çalışmalar yapılmıştır.^{126,127}

2.9. Marjinal Uyum

Restorasyonun uzun dönem başarısı için marjinal uyumun iyi olması şarttır. Aksi durumda diş ve çevre dokular zarar görecektir.¹²⁸

Diş hekimliği uygulamaları ve laboratuvar alanındaki gelişmelere rağmen, sabit protetik restorasyonların marjinal uyumu her zaman arzu edilen seviyede olamamaktadır. Sonuç olarak periodontal hasarlar oluşmaktadır.¹²⁹ Protetik yapı dişleri ve çevre dokuları sağlıklı bir şekilde korumalıdır. Restorasyonun marjinal uyumu aranan şartlardan biridir. Yapılan klinik ve deneysel çalışmalar uyum sorunları nedeni ile açığa kalan siman tabakasının ağız sıvılarının etkisi ile çözündüğünü ve restorasyon diş bağlantısının zayıfladığını göstermektedir. Çözünen siman ile oluşan boşluk plak birikimi için uygun bir alan oluşturur. Kuron kenarı ile alttaki diş yapısı arasındaki uyumun iyi olması periodontal problemleri ve çürük oluşumunu minimuma indirecektir.¹³⁰

Uyumun tanımı ve ölçüm teknikleri için farklı ifade ve yaklaşımlar vardır. Restorasyon ile diş yapısının arasındaki ölçümler internal alanda, preparasyon sınırında yapılabilir. Ölçülen noktalar arasındaki uyumsuzluk “*uyumu*” ifade etmektedir.¹²⁸ Lui¹³⁰, bunu restorasyonun iç yüzeyi ile diş yapısının arasında kalan boşluk olarak tarif etmiş ve uyumun iyi olduğu bir kuronda bile bir aralık olması gerektiğini bildirmiştir. Sorensen¹³¹, giriş yoluna paralel olarak ölçülen uyumsuzluğu dikey kenar uyumsuzluğu, giriş yoluna dikey ölçülen yatay yöndeki uyumsuzluğu ise yatay kenar uyumsuzluğu olarak tanımlamıştır. Marjinal uyum ile ilgili yapılan çalışmalar klinik olarak kabul edilebilir kenar açıklığı için üst sınırı 120 mikron olarak bildirmişlerdir.^{17,128,129,132}

Marjinal uyum ölçümü için uygulanacak yöntemler 4 ana başlıkta toplanabilir:¹³¹

1. **Direkt yöntem:** Kolay, hızlı ve dikkatli çalışıldığında gayet güvenilir bir metottur. Her ne kadar aşınma riski olsa da örneklerin tekrar kullanılma şansı vardır.
2. **Ölçü alma:** Bu yöntemde değerlendirilecek alanın ölçüsü alınır, bu ölçüye rezin dökülür ve elde edilen model incelenir. Diğer yöntemler kadar güvenilir değildir.
3. **Kesit alma:** Yöntem, zaman alıcı basamaklar içerir ve örneklerin tekrar kullanılma şansı yoktur.
4. **Sond ve göz değerlendirmesi:** Yapılan uygulama her zaman objektif değildir ve sayısal bir değer ortaya koymaz.

Ölçümlerin yapılmasında sıklıkla SEM ya da ışık mikroskobu kullanılabilir. ^{128,131,133,134}

Restorasyonların oturacağı yüzeyin geometrik formu, preparasyonun aksiyel eğimi, kullanılan simanın viskozitesi, simantasyon basıncı, day spacer uygulaması ve basamak tipi marjinal uyumu etkileyen faktörlerdir. ^{17,128,132}

Preparasyonun aksiyel eğimi; restorasyonun simantasyonda tam olarak yerleşmesini, yapım aşamalarında hatalara tolerans tanımasını ve andırkatlardan korunmayı sağlar. 2,5° - 6,5° arasındaki aksiyel eğim ideal olarak kabul edilmektedir. Preparasyon, kole bölgesinde tam seramik restorasyon için yeterli destek sağlayacak şekilde yani uygun genişlikte ve formda bir basamak ile bitirilmelidir. Genellikle iç açısı yuvarlatılmış en az 1 mm genişlikteki shoulder veya chamfer tarzı kenar sonlanması doğru olacaktır. ²⁸

Preparasyonun kenar sonlanması tipinden bağımsız olarak restorasyon ile dış yapısı arasında siman tarafından doldurulacak bir boşluk olacaktır. Bu boşluk Amerikan

Diş Hekimleri Birliği'nin (ADA) 8 no'lu spesifikasyonuna göre 25 mikron civarındadır.¹³⁵ Ancak *in vivo* ve *in vitro* çalışmalar, siman kalınlığı için öngörülen mesafenin daha fazla olabileceğini göstermektedir.^{128,136}

2.10. Dental Seramikler İçin Uygulanan *İn Vitro* Testler

Tam seramik restorasyonların kırılma direnci, bu materyallerin klinik uygulamalar için en çok şüphe çeken yanıdır. Zaman alan ve maliyetli bir klinik inceleme başlatma yerine, *in vitro* çalışmalar, materyalin *in vivo* kullanılabilirliği hakkında tahmin yürütmeye yardımcı olacaktır.^{13,137} Bununla birlikte, restorasyonların kompleks geometrisi nedeni ile standart bir kuvvet ölçüm metodu bulunduğunu söylemek zordur. Sıklıkla şekilleri belirli, disk veya bar şeklinde, örneklerden elde edilen kuvvet verileri dental materyallerin yapısal performansları ile ilgili bilgi edinmede sıklıkla kullanılmaktadır.¹³⁸ Bunlara örnek olarak, uniaksiyel bükülme testleri (3 nokta ve 4 nokta bükülme testleri dahil) ve biaksiyel bükülme testleri verilebilir.^{139,140} Bu basit geometrik şekilli yöntemlerin klinik durumu tam olarak taklit etmediği ortadadır. Dişin anatomik konfigürasyonuna daha yakın, siman faktörünü de içeren seramik örneklerle uygulanacak kırılma testleri, materyalin davranışı hakkında bilgi vermek açısından daha kullanışlı olacaktır.^{52,141-151} Test, anatomik konfigürasyondaki örneklerle (kuron, köprü, inley vs.) başarısızlık noktasına kadar kuvvet uygulaması esasına dayanır. Bu *in vitro* çalışmaların sonucunda test edilen materyallerden elde edilen verilere dayanarak materyalin performans kapasitesi hakkında bilgi sahibi olunabilir.¹⁴⁹ Uygulanan kırılma direnci testleri sonucunda başarısızlık koheziv ya da adeziv olarak ortaya çıkmaktadır. Altyapı (kor) ile üstyapı porseleni arasındaki uyumsuzluk (termal uyumsuzluk) söz konusu olduğunda adeziv başarısızlık ön plana

çıkılmaktadır. Üstyapı porseleni kuvvet uygulayıcı uç civarında genelde tabaka halinde altyapıdan kopmaktadır.¹⁵¹

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışmada 5 farklı yöntemle hazırlanan zirkonyum altyapılı tam seramik kuronların, marjinal uyum ve kırılma dirençleri karşılaştırılmıştır. Tablo 3.1’de kullanılan altyapı materyalleri ve hazırlama yöntemleri gösterilmiştir.

Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan materyaller ve hazırlama yöntemleri

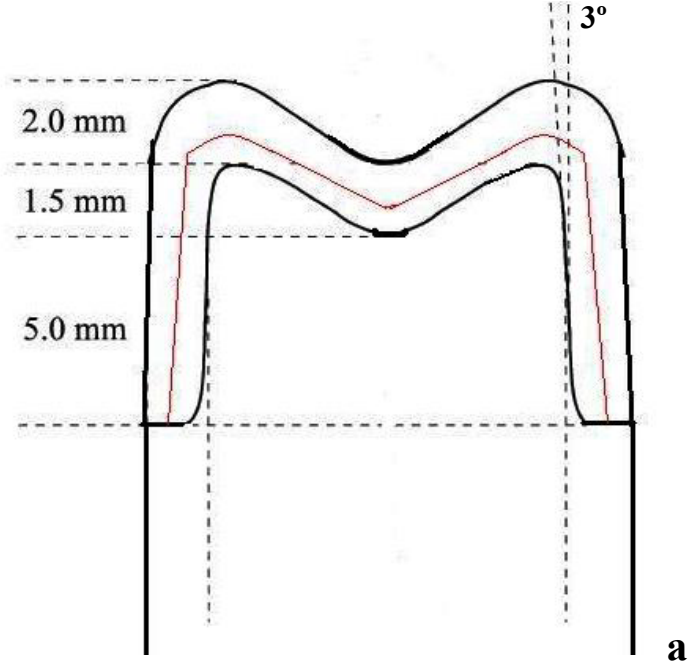
GRUP	YÖNTEM	MATERYAL
IN-CERAM ZIRCONIA	Slip-cast	In-Ceram Zirconia toz
WOL-CERAM	Elektro galvanik akım	In-Ceram Zirconia toz
ZIRKONZAHN	Manuel dizayn/manuel üretim Pantografi	Y-TZP blok (green-stage/yeşil aşama)
CERCON	Manuel dizayn/CAM	Y-TZP blok (unHIPped/pre-sintered)
EVEREST	CAD/CAM	Y-TZP blok (unHIPped/pre-sintered)

In-Ceram Zirconia grubuna ait örnekler ve Cercon grubuna ait örnekler Praxis Dental Labor (İstanbul), Wol-ceram grubuna ait örnekler Dental Labor (İzmir), Zirkonzahn grubuna ait örnekler Beyler Karabulut Diş laboratuvarı (İzmir), Everest grubuna ait örnekler Sevim Titan Keramik (İstanbul) dental laboratuvarlarında hazırlandı.

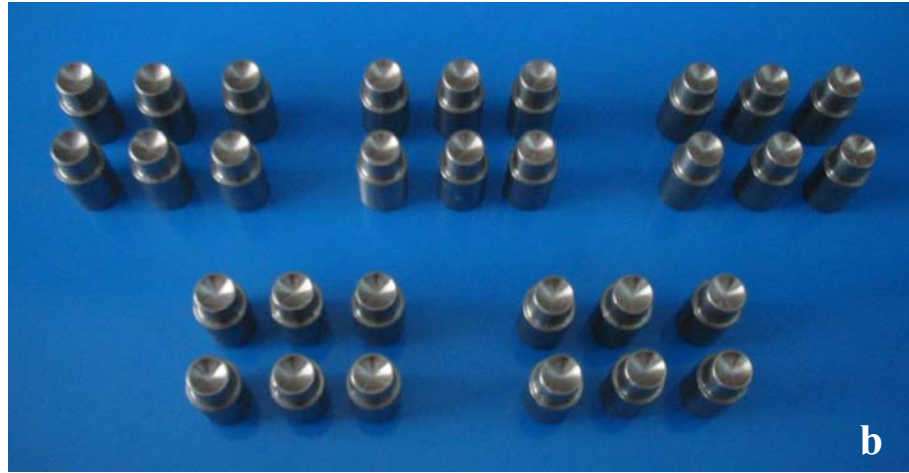
Uygulanan testler Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi bünyesinde bulunan test ekipmanları ile gerçekleştirildi.

Kesilmiş dişleri temsil eden 30 örnek, standardizasyonu sağlamak amacı ile 6,5 mm kuron boyu, 1 mm basamak genişliği ve 3°’lik aksiyel açıda olacak şekilde paslanmaz çelik alaşımdan CNC torna tezgâhında (Space Turn LB2000, Okuma Corp,

Japan) hazırlandı (Şekil 3.1). Basamak için iç açısı yuvarlatılmış 90° shoulder şekli uygulandı.



Şekil 3.1-a: Hazırlanan altyapı ve kuronların şematik hali



Şekil 3.1-b: CNC torna tezgahında hazırlanan metal altyapılar

Üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanan altyapı ve üstyapı porselenlerinin standardizasyonunu sağlamak için özel bir alet kullanıldı. Bu alete, altyapılar için metal daydan 0,5 mm, üstyapı porseleni için metal daydan marjinal ve

aksiyel bölgede 1 mm, oklüzal bölgede 2 mm uzaktan geçecek şekilde tasarlanan plakalar takılarak örneklerin üniform kalınlıkta hazırlanması sağlandı. Ayrıca gerek altyapılar gerek bitmiş üstyapılar kumpas ile muhtelif kısımlarından ölçülerek standardizasyon için azami gayret gösterildi (Şekil 3.2).



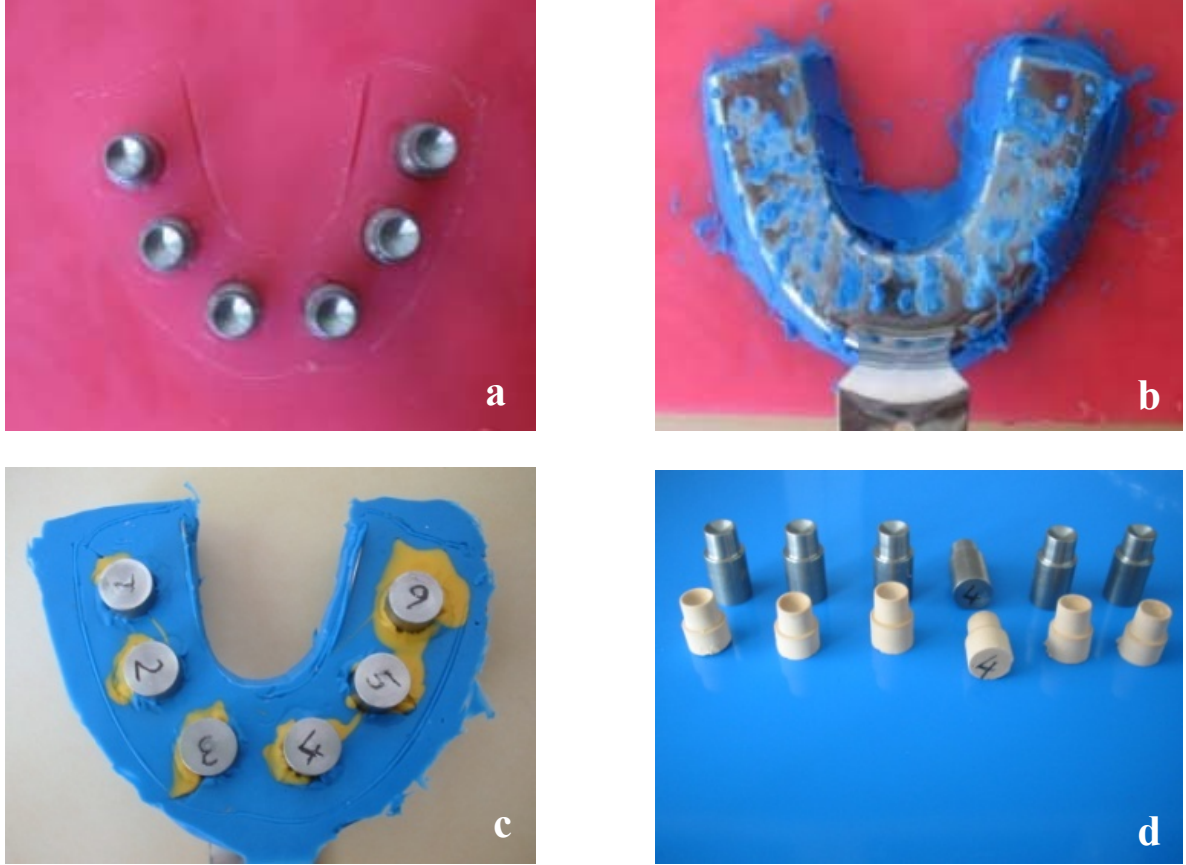
Şekil 3.2-a: Standardizasyon cihazı (sculpturing device)



Şekil 3.2-b,c,d: Kumpasla ölçüm

Daha sonra örnekler rastgele her grupta altı tane olacak şekilde 5 gruba ayrıldı ve numaralandırıldı. Tüm gruplardan laboratuvar aşamalarında kullanılmak üzere alçı modeller elde edildi. Bunun için aynı gruba ait 6 örnek, pembe mumdan (Modelling Wax, Dentsply, England) hazırlanan ve üzerlerinde örneklerin yerleşmeleri için yuvalar açılan mum plakaya yerleştirildi ve tek aşamada ölçü (Elite HD+, Zhermack, Italy)

alındı (Şekil 3.3). Elde edilen negatife sert alçı (BegoStone Plus, Bego, Germany) dökülerek alçı modeller elde edildi. Elde edilen alçı örneklere ilgili metal örneklerdeki numara verildi.



Şekil 3.3-a,b,c,d: Alçı modellerin elde edilmesi

Daha sonra çalışmada kullanılacak altyapı ve üstyapıların yapım aşamasına geçildi.

3.1. In-Ceram Zirconia Örneklerin Hazırlanması

Alçı modeller üzerine firma önerileri doğrultusunda 2 tabaka Vita In-Ceram day spacer materyali sürüldü. Daha sonra aynı firmaya ait fosfat bağlı revetman ile duplikasyon gerçekleştirildi. Elde edilen modelin basamak sınırı işaretlendi. Cam bir tüpte Vita In-Ceram Zirconia porselen tozu yine aynı firmaya ait karıştırma likidi ile cam spatülle uygun oranda karıştırılarak firmanın kendi ürettiği Vitasonic adlı cihaza

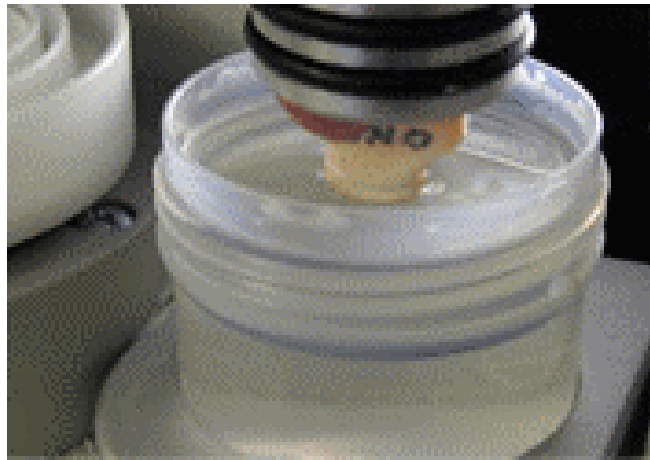
yerleştirildi. Karıştırma işlemi bu cihazda 7–8 dakika devam etti. Karışım daha sonra duplikat modelin üzerine kole bölgesinden başlayarak fırça ile tabakalar halinde yerleştirilip modelasyon tamamlandı. Taşan kısımların düzeltilmesi için 15 numaralı bisturi kullanıldı. Hazırlanan model ilk fırınlama için Vita Inceramat fırınına yerleştirildi (Şekil 3.4). 6 saat 120 °C derecede bekleme aşamasından sonra fırın ısısı kontrollü şekilde 1120 °C dereceye getirilerek bu ısıda 2 saat daha beklendi. Tesviye işleminin ardından örnekler platin folyo üzerine taşındı. Distile su ile karıştırılan Inceram Zirconia cam tozu fırça ile marjinler hariç dış yüzeye uygulandı. Cam infiltrasyon fırınlaması için 50 dakikada 200 °C dereceden 1140 °C dereceye ulaşıldı ve 2,5 saat beklendi. Elmas frezle tesviye ve alüminyum oksit kumlamasının ardından fazla cam fazın atılması için 10 dakikalık cam kontrol fırınlaması yapıldı. Üstyapı porseleni için firmanın önerdiği porselen (Vitadur Alpha, Vita Zahnfabrik, Germany) ile restorasyon tamamlandı.



Şekil 3.4: Vita Inceramat (<http:vita-zahnfabrik.com>)

3.2. Wol-Ceram Örneklerin Hazırlanması

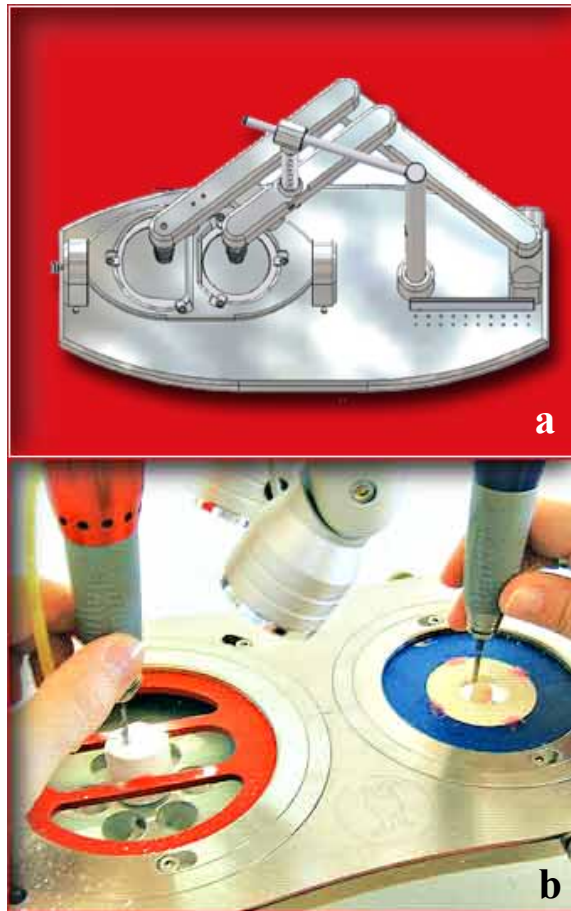
Alçı modele ince bir tabaka day spacer (Wol-Ceram Spacer Wax, Wol-Dent, Ludwigshafen, Germany) fırça ile sürülerek siman aralığı ve altyapı ayırma tabakası oluşturuldu. Modelin marjinal sınırları kalemle işaretlendi. Hazırlanan day özel tutucu aparat ile Wol-Ceram One (Wol-Dent, Ludwigshafen, Germany) adlı cihazın elektroliz banyosuna yerleştirildi (Şekil 3.5) . Kaplama materyali olarak In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) tozu kullanıldı. 0,5 mm kalınlığı sağlayacak voltaj ayarında (0.4 ma) materyal ve day zıt olarak elektrik yüklendi. İşlem tamamlandıktan sonra lastik frezlerle dikkatli bir şekilde marjinal sınırdan aşındırma yapılarak fazla materyal uzaklaştırıldı. Bu işlemden sonra 20 saniye boyunca saç kurutma makinesi ile ısıtılarak day spacer olarak kullanılan mum tabakası iyice yumuşatıldı ve altyapı modelden uzaklaştırıldı. Takiben uygulanacak sinterleme, cam infiltrasyonu ve üst yapı porselen uygulaması, In-Ceram Zirconia grubundaki örneklerin üstyapıları ile aynı materyal ve yöntem kullanılarak gerçekleştirildi.



Şekil 3.5: Elektroliz banyosundaki örnek (<http://wolceram.de>)

3.3. Zirkonzahn Örneklerin Hazırlanması

Altyapıyı temsilen hazırlanan analog model, sisteme ait pantografi esasına dayalı Zirkograph (Steger, Brunneck, Italy) adlı cihaza yerleştirildi (Şekil 3.6) . Diğer tarafta firmanın Ice Zirconia adlı yttrium-stabilize zirkonyum blok, manuel olarak tarama yapan stylus ucun hareketlerini takip eden operatör tarafından milleme işlemine tabii tutuldu. Analog modelin %25 daha büyük boyutlusu elde edildi. Elde edilen zirkonyum altyapı firmanın sinterleme fırınında (Zirkonofen, Steger, Brunneck, Italy) 20 dakika 1500 °C derecede sinterlenerek, oluşan sinterleme büzülmesini takiben (%25) hedef boyuta ulaşıldı. Üstyapı porseleni için firmanın önerdiği porselen (Ice Keramik, Steger, Brunneck, Italy) ile restorasyon tamamlandı.



Şekil 3.6-a,b: Pantografi Cihazı (Zirkograph, Steger, Brunneck, Italy)(<http://zirkonzahn.com>)

3.4. Cercon Örneklerin Hazırlanması

Altyapıyı temsilen hazırlanan mum model özel çerçevesine (Cercon Frame, Dentsply, USA) bağlanarak tarama ünitesine yerleştirildi. Tarama işlemi için sisteme ait konfokal lazer sistemi (Cercon Smart Ceramics, Dentsply, USA) kullanıldı ve elde edilen veriler bilgisayara aktarıldı. Önceden sinterlenmemiş Cercon seramik bloklar büzülme faktörü dikkate alınarak aşındırma ünitesinde hazırlandı. Daha sonra altyapılara 1350 °C sıcaklıkta Cercon sisteminin özel fırınında (Cercon Heat, Dentsply, USA) 6 saat sinterleme işlemi uygulandı (Şekil 3.7). Elde edilen altyapılar 4 atmosfer basınç altında, 100-150 milimikron alüminyum oksit ile kumlandıktan sonra buhar ile temizlendi.

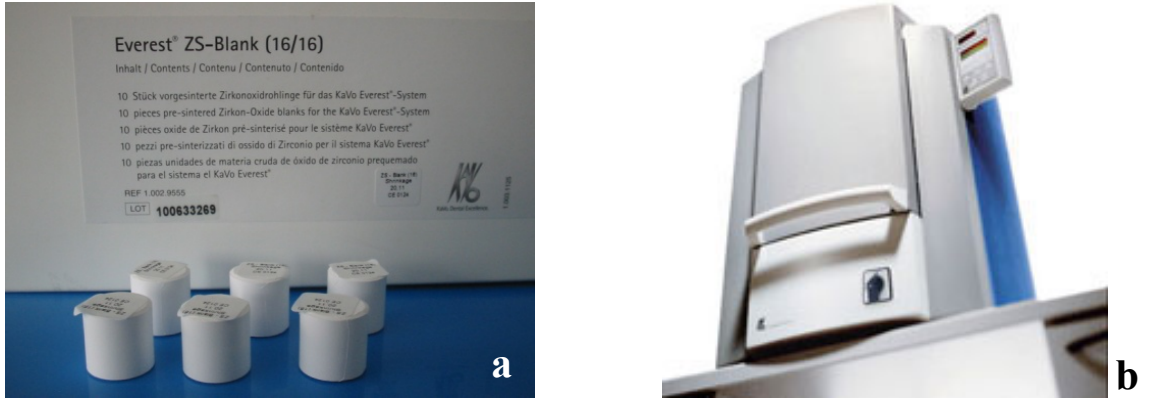


Şekil 3.7: Cercon örneklerin hazırlanmasında kullanılan sisteme özel fırın (<http://cercon-smart-ceramics.com>)

Üstyapı porseleni için yine aynı firmaya ait uygun porselen (Cercon Ceram, Dentsply, USA) tercih edildi.

3.5. Kavo Everest Örneklerin Hazırlanması

Alçı model, özel taşıyıcı aparat (Everest Insert, Kavo, Germany) ile sistemin tarama ünitesine (Everest Scan, Kavo, Germany) yerleştirildi ve bir CCD kamera ile 1:1 oranda 15 açıdan 80'er adet görüntü elde edildi. Windows temele sahip sisteme ait yazılım ile dijital ortamda altyapının istenen boyuttaki üç boyutlu görüntüsü oluşturuldu. Elde edilen görüntüye uygun, tek kuron yapımı için Kavo Everest blok (ZS Blank No16, Kavo, Germany), sistemin 5 aks üzerinde hareket edebilen frezeleme ünitesine (Kavo Everest Engine 4140, Kavo, Germany) yerleştirilerek altyapılar elde edildi. Daha sonra altyapılar özel fırınlama tepsisinde sinterleme işlemi için sisteme ait fırına (Kavo Everest Therm, Kavo, Germany) yerleştirildi (Şekil 3.8). Sinterleme işlemi 1500 °C derecede 12 saat sürdü. Üstyapı porseleni için firmanın önerdiği porselen sistemi kullanıldı (VM9, Vident, Italy).



Şekil 3.8-a,b: Kavo Everest örneklerin hazırlanmasında kullanılan bloklar ve sinterleme işleminde kullanılan fırın (<http://kavo-everest.com>)

3.6. Marjinal Uyum Ölçümleri

Marjinal uyum ölçümleri metal dayların üzerinde gerçekleştirildi. Optik mikroskopta (Stereo Microscope, Novex RZ-Range, Novex, Holland) okuma işlemi sırasında örnekleri sürekli aynı konumda tutmak amacı ile otopolimerizan akrilik

rezinden (Vertex, Self-Curing, Dentimex, Netherlands) taşıyıcı bir düzenek yapıldı (Şekil 3.9). Bunun için, metal altyapının kuron kısmı dışarıda kalacak ve uzun aksı yer düzlemine paralel tutacak şekilde hazırlanan kalıba metal day yerleştirildikten sonra dikkatlice otopolimerizan akrilik rezin döküldü. Polimerizasyonun tamamlanmasının ardından hafifçe tesviye işlemi yapılarak düzenek hazır hale getirildi. Hazırlanan taşıyıcı düzenek bant ile mikroskobun tablasına sabitlendi.



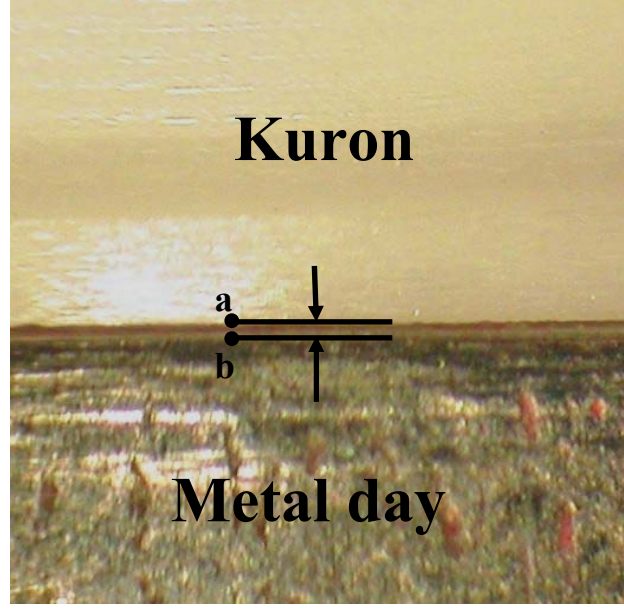
Şekil 3.9: Akrilik rezinden hazırlanan taşıyıcı düzenek

Marjinal uyum ölçümlerinden önce mikroskop ve dijital fotoğraf makinesi (Nikon Coolpix 4500, Nikon, Japan) ile elde edilen görüntüye ait hata payının en az olması amacı ile bir cetvelin milimetrik ölçüm aralıklarına ait fotoğraflar bir görüntüleme yazılımı (Photoshop CS 2.0, Adobe Photoshop) ile değerlendirilerek en uygun magnifikasyon ve yerleşim belirlendi. Mikroskobun üst parçasına sabitlenmiş

dijital fotoğraf makinesi ile x40 büyütmede her bir örnekten simantasyon öncesi ve sonrası, örnekler 1'er mm saat yönünde çevrilerek, 30'ar adet olmak üzere toplam 1800 adet dijital fotoğraf çekildi. Bu fotoğraflar bilgisayara aktarılarak aynı görüntüleme yazılımı ile bilgisayar ekranı üzerinde kuron kenarı ve paslanmaz çelik day basamak kenarı arası mesafe ölçülerek marjinal uyum ölçümleri gerçekleştirildi (Şekil 3.10-a,b). Ölçüm değerleri hata katsayısı ile çarpılarak mikron (μ) cinsinden elde edilen veriler kaydedildi.



Şekil 3.10-a: Marjinal uyum ölçümlerinin yapıldığı sistem.



Şekil 3.10-b: Marjinal uyumun değerlendirmesinde a ve b arasındaki mesafe ölçülmüştür

3.7. Örneklerin Simantasyonu

Tüm örneklerin iç yüzeyi 50 milimikron boyutundaki alüminoz oksit partikülleri ile kumlandı (Danville Engineering Inc, Danville, Calif). Self-etch primer, fırça ile metal daya tatbik edildi, 30 sn beklendi, hava ile kurutuldu. Daha sonra rezin simanın (Panavia F 2.0, Kuraray Dental, Japan) baz ve katalizörü eşit miktarda homojen şekilde karıştırılarak kuronların iç yüzeyine yerleştirildi. Örnekler 50 N sabit kuvvet uygulayan düzeneğe yerleştirildi (Şekil 3.11). Kısa süreli ışık (3 sn) polimerizasyonu ardından taşan simanlar dikkatlice temizlendi. Polimerizasyon için her bir örneğe açıkta olan tüm yüzeylerinden halojen ışık cihazı (Hilux Ultraplus, Benlioğlu Dental, İstanbul) ile 40’ar saniye ışık uygulandı. Daha sonra firma önerisi doğrultusunda marjin bölgelerine 2 dakika süre ile oxyguard (Oxyguard II, Kuraray Dental, Japan) uygulandı. Örnekler 10 dakika boyunca kuvvet uygulayan düzeneğe bekletildi.



Şekil 3.11: Simantasyon işleminde kullanılan siman ve ağırlık düzeneği

3.8. Termal Siklus Uygulaması

Tüm örnekler simante edildikten sonra 37 °C distile su içinde 24 saat bekletildi. Takiben örnekler, kendi tasarladığımız 5 °C ve 55 °C derecelik sıcaklıkta iki adet distile su haznesi olan ve bu hazneler arasında örnekleri taşıyacak hareketli bir düzeneğe sahip cihazda (Şekil 3.12), her bir haznede 20 saniye bekletilerek, 500 defa termal siklus uygulandı.



Şekil 3.12: Termal siklus cihazı

3.9. Kırılma Deneyleri

Deney Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı bünyesindeki Instron Universal test cihazı kullanılarak (Instron Corp, USA) gerçekleştirildi. Kırılma deneylerinin gerçekleştirilmesi amacı ile örnekler kuvvet uygulaması sırasında dik açıda hareketsiz kalması için tasarlanan tablaya yerleştirildi ve bu tabla Instron aletinin alt parçasına sabitlendi (Şekil 3.13). Başlık hızı 0.5 mm/dakika olarak ayarlandı. Kuvvet uygulanması için ucunda 5 mm çapında çelik bilye bulunan bir kuvvet uygulayıcı uç tasarlandı ve cihazın hareketli üst parçasına sabitlendi. Örnekler oklüzal yüzeylerinin tam orta noktasından ilk kırılma oluşuncaya kadar sürekli artan bir şekilde çelik bilye ile kuvvet uygulandı. Elde edilen veriler Newton (N) cinsinden, cihazın kendi yazılımına kaydedildi.



Şekil 3.13: Instron Universal Test Cihazında kırılma direnci testi

3.10. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

Tüm deney grupları için simantasyon öncesi ve sonrası marjinal uyum ve kırılma direnci ortalama ve standart sapma değerleri SPSS programı (SPSS 11.5 for Windows) kullanılarak hesaplandı.

Her bir materyale ait simantasyon öncesi ve simantasyon sonrası marjinal uyum değerlerinin karşılaştırılması amacıyla Student t testi kullanıldı.

Materyallerin kırılma dirençlerinin karşılaştırılması için ise tek yönlü varyans analizi (ANOVA), çoklu karşılaştırmalar için Duncan testi kullanıldı.

4. BULGULAR

4.1. Marjinal Uyum Değerlendirmesi

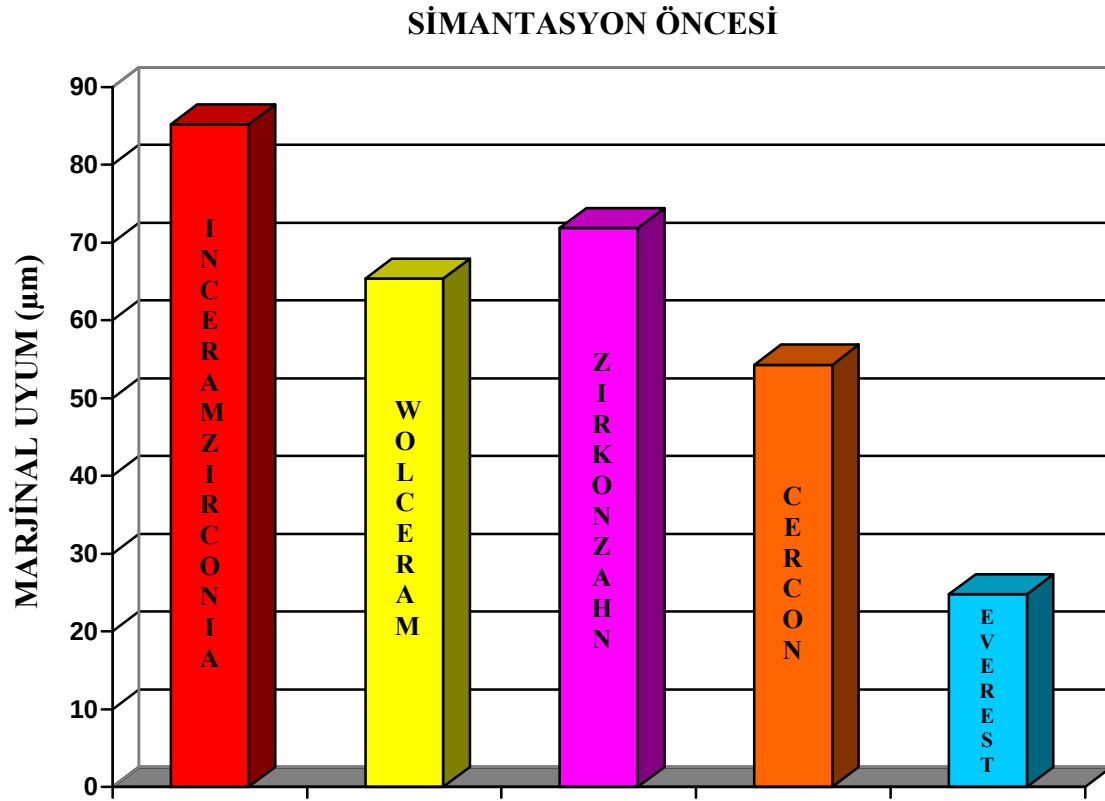
4.1.1. Simantasyon Öncesi Marjinal Uyum Ölçümleri

Tüm ölçümler mikrometre (mikron) cinsinden hesaplanmış olup Tablo 4.1’de kuronların simantasyon öncesi ortalama marjinal uyum ölçüm değerleri ve standart sapmaları verilmektedir.

Tablo 4.1: Porselen yığılan kuronların simantasyon öncesi marjinal uyum ölçümlerinin ortalama, standart sapma , minimum ve maksimum değerleri (n=6) (μ)

	Ortalama	Standart Sapma	Minimum	Maksimum
IN-CERAM ZIRCONIA	85,22	16,09	80,32	89,44
WOL-CERAM	65,36	7,79	61,92	69,28
ZIRKONZAHN	71,89	7,79	69,44	75,68
CERCON	54,29	9,65	51,52	58,40
EVEREST	24,80	4,77	23,84	27,20

Simantasyon öncesine ait marjinal uyum ölçümleri değerlendirildiğinde, gruplar arasında en düşük ortalama EVEREST grubunda gözlenmiştir (24,80 μ) ve bu değer diğer tüm gruplardan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.001$). Bunu CERCON (54,29 μ), WOL-CERAM (65,36 μ), ZIRKONZAHN (71,89 μ) ve IN-CERAM ZIRCONIA (85,22 μ) grupları takip etmiştir (Tablo 4.1). Simantasyon öncesi marjinal uyum ölçümlerinin dağılımı Şekil 4.1’de gösterilmektedir.



Şekil 4.1: Örneğin simantasyon öncesine ait marjinal uyum değerlerinin dağılımı

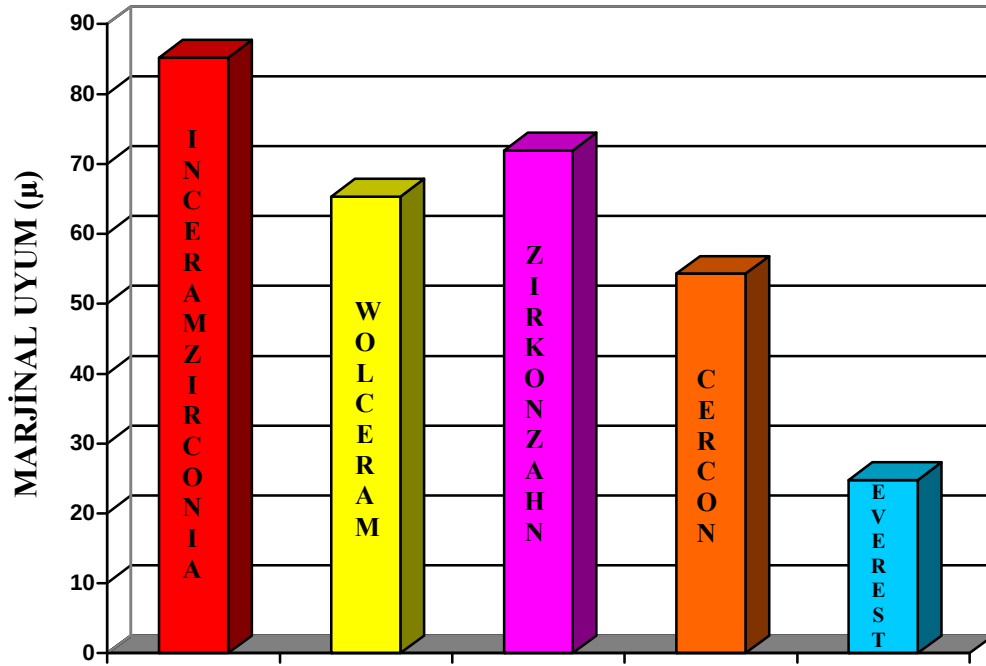
4.1.2. Simantasyon Sonrası Marjinal Uyum Ölçümleri

Tablo 4.2’de kuronların simantasyon sonrası ortalama marjinal uyum ölçüm değerleri ve standart sapmaları verilmektedir.

Tablo 4.2: Porselen yığılan kuronların simantasyon sonrası marjinal uyum ölçümlerinin ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri (µ)

	Ortalama	Standart Sapma	Minimum	Maksimum
IN-CERAM ZIRCONIA	104,96	12,80	98,68	112,80
WOL-CERAM	83,73	7,61	81,12	85,92
ZIRKONZAHN	95,01	8,04	90,72	99,20
CERCON	76,80	10,04	71,20	80,16
EVEREST	41,86	5,41	40,32	43,68

SİMANTASYON SONRASI



Şekil 4.2: Örneklerin simantasyon sonrasına ait marjinal uyum değerlerinin dağılımı

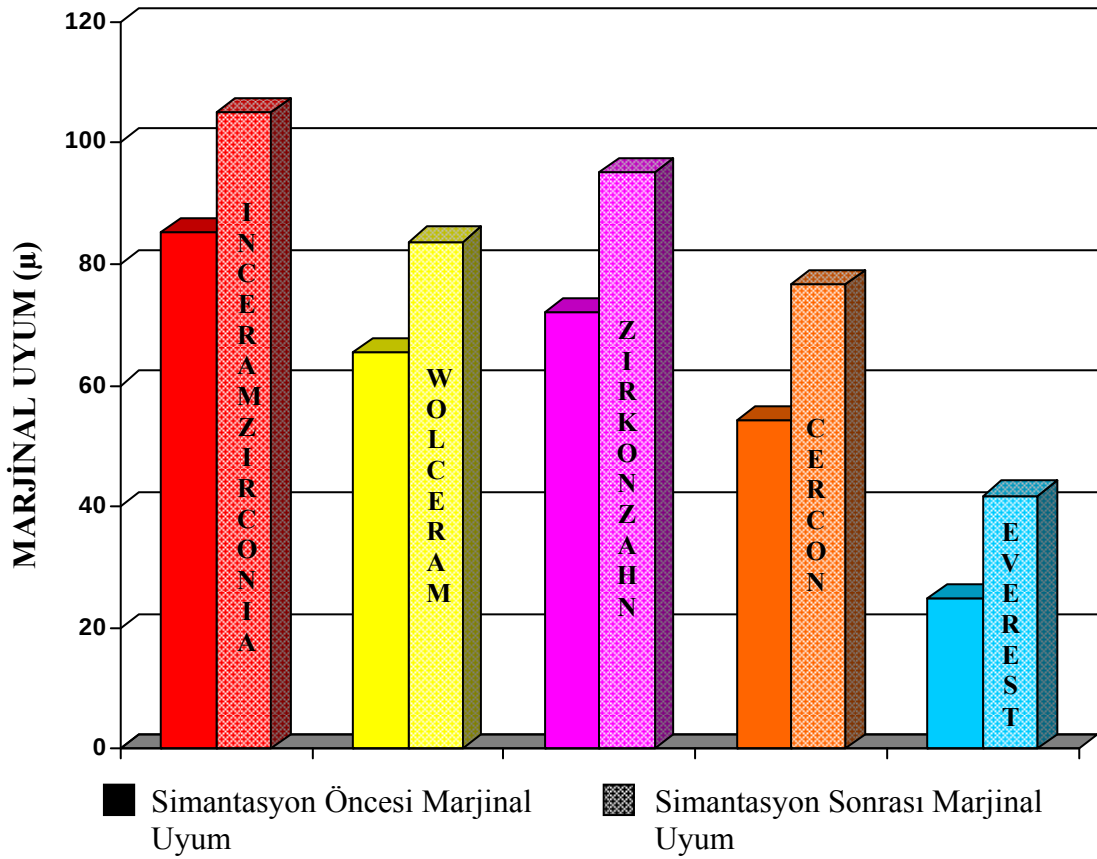
Bu ölçümlerin dağılımı Şekil 4.2’de gösterilmiştir. Simantasyon sonrasında da marjinal uyum açısından sıralama değişmemiştir. Gruplar karşılaştırıldığında en düşük ortalama yine EVEREST grubunda gözlenmiştir (41,86 μ) ve bu değer diğer gruplardan anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p < 0.001$). Bunu CERCON (76,80 μ), WOLCERAM (83,73 μ), ZIRKONZAHN (95,01 μ) ve IN-CERAM ZIRCONIA (104,96 μ) grupları takip etmiştir. ZIRKONZAHN ve IN-CERAM ZIRCONIA grupları arasında simantasyon sonrası marjinal uyum açısından anlamlı fark oluşmamışken ($p > 0,05$), diğer gruplar arasındaki interaksiyon istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p < 0.001$).

Simantasyon öncesi ve sonrasına ait marjinal uyum ortalamalarının grup içi değerlendirmesinde, grupların hepsinde istatistiksel olarak anlamlı düzeyde artış bulunmuştur ($p < 0.001$) (Tablo 4.3). Bunun dağılımı Şekil 4.3’te gösterilmiştir.

Tablo 4.3: Grupların simantasyon öncesi ve sonrasına ait marjinal uyum ortalamaları ve grup içi farkların önemlilik düzeyleri (μ)

	Simantasyon Öncesi	Simantasyon Sonrası	Fark	P
IN-CERAM ZIRCONIA	85,22	104,96	19,74	***
WOL-CERAM	65,36	83,73	18,37	***
ZIRKONZAHN	71,89	95,01	23,12	***
CERCON	54,29	76,80	22,51	***
EVEREST	24,80	41,86	17,06	***

*** : $p < 0.001$



Şekil 4.3: Örneklerin simantasyon öncesi ve sonrası marjinal uyumuna ait dağılımları

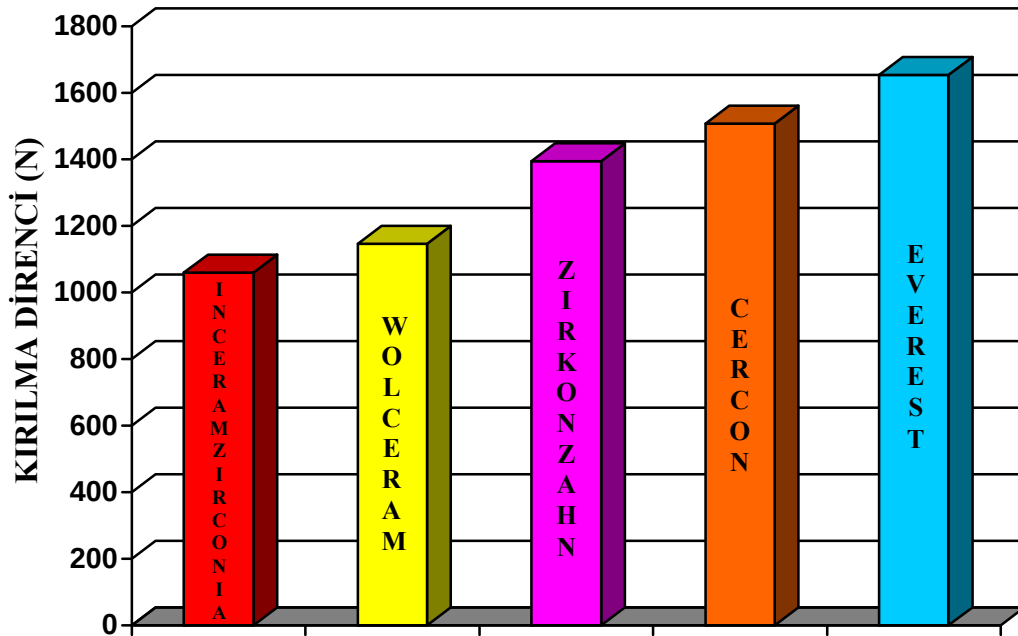
4.2. Kırılma Direnci Değerlendirilmesi

Kırma testi sonuçlarına ait ortalama ve standart sapma değerleri ve Duncan testi sonuçları Tablo 4.4'te, değerlerin dağılımı Şekil 4.4.'te verilmiştir. Ölçüm değerleri Newton (N) cinsinden hesaplanmıştır.

Tablo 4.4: Grupların kırılma dirençlerine ait ortalama ve standart sapma değerleri (n=6)(N)

Materyal	Ortalama*	Standart Sapma
IN-CERAM ZIRCONIA	1059,67 ^a	34,97
WOL-CERAM	1146,33 ^b	59,40
ZIRKONZAHN	1393,67 ^c	39,91
CERCON	1507,83 ^d	81,62
EVEREST	1653,33 ^e	53,54

*Farkı harflerle gösterilen değerler istatistiksel olarak birbirinden farklıdır ($p < 0.01$).



Şekil 4.4: Örneklerin kırılma direncine ait değerlerinin dağılımı

En yüksek kırılma direncini EVEREST grubuna ait örnekler vermiştir (1653 N). Bunu sırası ile CERCON (1507,83 N), ZIRKONZAHN (1393,67 N), WOLCERAM (1146,33 N) ve en son olarak INCERAM ZIRCONIA (1059,67 N) grubu takip etmiştir (Şekil 4.4). Gruplara ait ANOVA analizi sonucunda, kırılma direnci değerlerinin anlamlı şekilde farklı olduğu bulunmuştur ($p<0.001$) (Tablo 4.5).

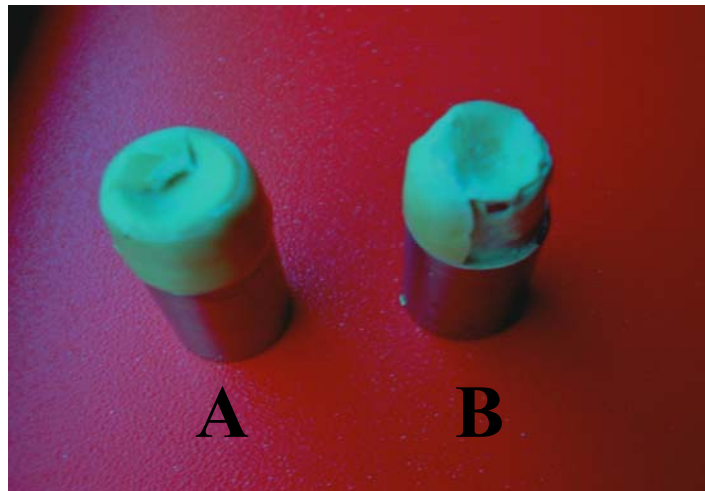
Tablo 4.5: Kırılma direnci değerlerine ait varyans analiz tablosu

	KT	SD	KO	F	P
Gruplar Arası	1654976,00	4	413744,00	130,331	***
Gruplar İçi	79364,00	25	3174,56		
Toplam		29			

*** $p<0.001$

4.3. Kırılma tipi

Örnekler iki tip kırılma göstermiştir (Şekil 4.5). Blok kullanan sistemlerde oklüzal yüzeyde veneer porseleni kırılması (A) izlenirken, ZTA grubu materyal kullanan Inceram Zirconia ve Wolceram grubundaki örneklerin tümü kor yapısı da dahil parçalanarak kırılmıştır (B).



Şekil 4.5: Örneklerin kırılma tipi

5. TARTIŞMA

Yeni teknikler ve materyaller geliştirildikçe tam seramik restorasyonlara olan ilgi gittikçe artmaktadır. Hastalar öncelikli olarak estetik faktörünü benimserken, hekimler bunun yanı sıra uzun dönem klinik başarı için restorasyonların marjinal uyum ve kırılma direnci gibi faktörleri de düşünmektedirler.¹⁵²

Sabit protetik restorasyonların, kenar uyumu, protezin klinik başarısında en önemli etkenlerden biridir. Özellikle subgingival olarak yerleştirilen kuronlarda, periodontal enfeksiyon ile kenar uyumu arasında son derece önemli bir ilişki olduğu saptanmıştır.^{43,153-155}

Seramik materyali üstün estetik ve biyouyumluluk gibi özelliklerinden dolayı yaygın kullanım alanına sahiptir. Ancak kırılma olmaları, gerilim kuvvetlerine karşı zayıflıkları klinik kullanım alanlarını kısıtlayan ana faktörlerdir. Bu materyallerin klinik kullanıma uygunluklarının belirlenmesi için kırılma direnci testleri uygulanmaktadır.^{138,143-145,150}

Kırılma direnci ile ilgili çalışmalar incelendiğinde kullanılan day materyali için bir fikir birliği olmadığı görülmektedir. Bazı araştırmacılar sığır dişlerini,¹³ bazıları insan dişlerini,¹⁵⁶ bazıları ise metal alaşım dayları tam seramik kuronların test işlemlerinde day olarak kullanmışlardır.^{157,158}

Bir kısım araştırmacılar, dentinin elastik katsayısının seramiklerin direncini etkilediğini ve dentinin yapısına benzemeyen day materyali kullanımının klinik durumu yansıtmayacağını bildirmişlerdir.^{159,160} Rosentrit ve arkadaşları,¹⁶¹ tam seramiklerin kırılma direncini yapay dişler ve doğal dişler üzerinde karşılaştırmalı olarak test etmiş, metal alaşım üzerinde test edilen örnekleri doğal dişler üzerinde test edilene göre daha

dirençli bulmuştur. Bununla beraber doğal dişlerin farklı boyut ve yapıda olduğu^{52,160,161} düşünülürse herhangi bir standardizasyondan söz etmek olası değildir.

Bu nedenlerden dolayı bu çalışmada standardizasyonun temini için, prepare edilmiş molar dişi temsil edecek şekilde CNC torna tezgahında hazırlanan paslanmaz çelik alaşım daylar kullanılmıştır.

Dayların hazırlanmasında temel preparasyon prensipleri²⁸ takip edilmiş ve kenarda gerilim stresini azaltmak üzere, tam seramik sistemler için tavsiye edilen shoulder tarzında bitiş çizgisi kullanılmıştır.^{162,163} Shoulder tipi bitiş çizgisinde, basamak ile prepare edilen destek diş duvarı arasındaki açığı hafifçe yuvarlatmanın, restorasyonun uyumu açısından önemli olduğu bildirilmektedir.^{136,163-165} CAD/CAM restorasyonlarda dizayn kalitesinin yüksek olması gerekmektedir, preparasyonun andırkatsız olması, belirgin bitiş çizgileri ve keskin açılar olmaması tercih edilmektedir.¹⁶⁶ Tüm kenarlar yuvarlatılarak stres yoğunlaşmasının önlenmesi ve preparasyon yüzeylerinin düzgün hazırlanmasıyla uyumun artırılması önerilmektedir.^{167,168}

Üstyapıların standardizasyonu için farklı yaklaşımlar mevcuttur. Tinschert ve arkadaşları¹⁶⁹ standart boyutlu köprü restorasyonlarının sağlanması için dijital mikrometre ile ölçümler yaparak eşit boyutlarda örnekler hazırlamaya çalışmışlardır. Bazı araştırmacılar silikon kalıplar^{142,158}, bazıları akrilik rezin kalıplar^{13,156}, bazıları ise pirinç kalıplar kullanarak üstyapıların standardizasyonunu sağlamaya çalışmışlardır.^{170,171} Philip ve Burkle¹⁷² ile Pallis ve arkadaşları¹⁶⁸ ise özel bir şekillendirici alet (sculptring device) kullanarak örneklerin standardizasyonunu sağlamayı amaçlamışlardır. Bu çalışmada da aynı amaçla hem kor hem de üstyapı porseleninin uniform kalınlıkta hazırlanmasını temin edebilmek adına iki ayrı plaka

takılıp çıkarılabilen bir şekillendirici alet kullanılmıştır. Kor ve üstyapısı tamamlanmış kuron örneklerin çeşitli kısımlarından kumpasla ölçüm yapılarak kalınlık kontrollü şekilde eşitlenmeye çalışılmıştır.

Tam seramik restorasyonların kırılma dirençlerini arttırmak için adeziv sistemlerle simantasyon gerekli görülmektedir. Y-TZP altyapılı restorasyonlar için kesin kural olmasa da bu yöntem izlenebilir.¹⁰³ Y-TZP seramiklerin rezinle ideal şekilde bağlantısı zor olmaktadır.¹²⁷ Y-TZP seramikler cam faz içermediğinden dağlama ve silanlama etkili olmamaktadır.⁶¹ Adeziv fosfat monomeri (adhesive 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate monomer-MDP) içeren yapıştırma sistemleri, kumlama uygulanan Y-TZP seramik yüzeylerine etkin ve kalıcı şekilde bağlanmaktadır.¹⁷³

Kern ve Wegner,⁶¹ hazırladıkları Y-TZP seramik disklerle 7 farklı bağlantı sistemi uygulamışlar ve örnekleri 150 gün süreyle düzenli ısısal değişimlere maruz bırakmışlardır. Uzun süreli bağlantıya sadece fosfat monomer içerikli rezin kompozitlerin ulaştığını ifade etmişlerdir. Bis-GMA ve poliasit modifiye rezin kompozitler, silanizasyon, silika kaplama veya akrilizasyon gibi diğer yöntemlerin uzun süreli bir bağlantı sağlamadığını belirtmişlerdir.

Derand ve Derand,¹²⁷ beş farklı yüzey uygulaması yapılmış zirkonyum seramiklere bazı rezin yapıştırma simanlarının bağlantı kuvvetini ölçmüşlerdir, örneklere ısısal değişim uygulamaksızın yapılan suda bekletme, kumlama, asitleme gibi yüzey uygulamalarının bağlantı gücüne çok az etkisi olduğunu bildirmişlerdir.

Blatz ve arkadaşları,¹²⁶ hazırladıkları Procera AllZirkon örneklerin iç yüzeylerine alüminöz oksit partiküllerini basınçlı hava ile uygulamışlar ve böylece yüzey pürüzlülüğünü oluşturmuşlardır. Dört farklı yapıştırma ajanını örneklere

uygulayarak gerilim bağlanma direncini ölçmüşlerdir. Sonuçta, rezin simanlardan adeziv fosfat monomer içeren ikisinin, yüksek bağlanma direnci gösterdiğini ve yapay aşındırma işleminin bu değerlerde önemli bir azalmaya sebep olmadığını ifade etmişlerdir.

Quaas ve arkadaşları,¹⁷⁴ Panavia F 2.0 ile zirkonyum bağlanmasını değerlendirdikleri çalışmalarında, farklı yüzey uygulamaları arasında kumlama ile rezin bağlanmasının arttığını bildirmişlerdir. Palacios ve arkadaşları,¹⁷⁵ çekilmiş dişler üzerine hazırladıkları Procera AllZirkon kuronlarla yaptıkları çalışmada, Rely X Unicem (self adhesive modifiye kompozit rezin), Rely X Luting (resin modifiye cam iyonomer siman) ve Panavia F 2.0 kullanmışlar, 50 µ alüminöz oksit kumlaması ile tüm simanların yeterli tutuculuk değerlerini verdiğini bildirmişlerdir. Yoshida ve arkadaşları,¹⁷⁶ shear bond testi uyguladığı 3Y-TZP örneklerle yaptığı çalışmada kumlamanın ve özel bağlayıcı ajan (zirconate coupler) kullanımının faydalı olabileceğini bildirmiştir. Sağlam ve arkadaşları,¹⁷⁷ kare şeklindeki Cercon 3Y-TZP esaslı örneklerle kumlama sonrası farklı bağlayıcı ajan uygulamaları yapmışlar, MDP içeren bağlayıcı ve Tribochemical silica coating (Cojet sisteminin) kullanımının makaslama bağlantı kuvvetini arttırdığını bildirmişlerdir.

Wolfart ve arkadaşları,¹⁷⁸ Variolink ve MDP içeren Panavia F simanların zirkonyum örneklerle uzun dönem bağlanmalarını test ettikleri çalışmalarında, alüminöz oksit ile kumlama ve Panavia kullanımının zirkonyum için umut vaat eden yapıştırma işlemi olduğunu bildirmişlerdir. Başka bir çalışmada¹⁷⁹, zirkonyum simantasyonu için Rocatec sisteminin kullanılabileceği belirtilmiştir. Kern ve Wagner⁶¹ ise uzun dönemde Rocatec sisteminin etkili olmadığını savunmuşlardır. Geleneksel yapıştırıcı simanlar, cam iyonomer simanlar, rezin modifiye cam iyonomer simanlar ve kompozit rezin

esaslı yapıştırıcı simanlar Y-TZP seramiklerin yapıştırılmasında kullanılabilmektedir.¹⁰³ Groten ve arkadaşları¹⁸⁰ çalışmalarında simantasyon yapmadan marjinal uyum değerlendirmişlerdir.

Bu çalışmada gerek klinik koşulları izlemek gerek kırılma direnci ve marjinal uyum çalışmalarındaki ortak yaklaşımı takip etmek amacıyla alüminöz oksit kumlaması ile MDP içeren Panavia rezin siman kullanımı tercih edilmiştir.

Marjinal uyum değerlendirmesi için kullanılan test yöntemleri arasında direkt yöntem (mikroskopik ölçüm) ve kesit alma yöntemlerinin ön planda olduğu görülmektedir.^{129,132,135,136,155,164,181-184}

Groten ve arkadaşları,¹⁸⁰ farklı yöntemlerle hazırladıkları In-ceram kuronların marjinal uyumunu ışık mikroskobu ile değerlendirmiş ve SEM ile ışık mikroskobundan alınan sonuçların doğruluğunu teyit etmişlerdir. Yöntemler arasında anlamlı fark olmadığı ve SEM ile ışık mikroskobundan elde edilen verilerin güvenilirliğinin saptandığı bildirmişlerdir.

Bu çalışmada marjinal uyum değerlendirmesi için direkt yöntem kullanılmıştır. Yöntem kolay uygulanan, tekrar ölçümlere olanak sağlayan, hızlı bir yöntemdir. Ölçüm hassasiyetinin artırılması açısından bu yöntemin kesit alma yöntemi ile desteklenmesi gerektiği belirtilmiştir. Kesit alma yöntemi ile daha standart ölçümlerin yapılacağı bildirilse de,¹³¹ bu yöntem, restorasyonu tekrar kullanılamaz hale getirdiğinden ve bu çalışmanın ikinci aşamasında örneklerin kullanımına devam edileceğinden direkt yöntem tercih edilmiştir.

Marjinal uyum değerlendirilmesinde ölçüm noktası sayısı ile ilgili belirlenmiş bir standart yoktur.^{129,135,155,164,184} Groten¹⁸⁵ ölçüm nokta sayısının artırılmasının

standart sapma miktarını azaltacağını belirtmiştir. Bu düşünceyle örneklerin simantasyonundan önce ve sonra 30'ar ölçüm yapılmıştır.

Her ne kadar döküm metal restorasyonların uyumunun daha iyi olabilmesi için internal uyumlama gerekli görülse de tam seramik restorasyonlar için bu bir gereklilik değildir.¹⁸⁶ Birçok çalışmada tam seramik kuronlara yapılacak bu tip internal uyumlamanın gözle görülmeyecek çatlak oluşumuna sebep olabileceği ve klinik kullanımda başarısızlık oluşturacağı bildirilmektedir.^{159,187-190} Standart preparasyon kurallarının takip edildiği ve standardizasyonundan emin olduğumuz altyapılar kullanıldığı için bu tip bir başarısızlık ihtimalini önlemek adına bu çalışmada kullanılan örneklerle hiçbir şekilde internal uyumlama yapılmamıştır. Bu durumun marjinal uyum değerlendirmesinde bir dezavantaj yaratabileceği düşünülebilir fakat bu şekilde kullanılan yöntemlerin daha tarafsız değerlendirileceği düşünülmüştür.

Metal desteksiz porselen kuronlar ile metal destekli porselen kuronların kenar uyumlarının değerlendirildiği çalışmalarda; özellikle shoulder bevel uygulanan kenara sahip metal destekli kuronların, metal desteksiz porselenlere göre daha üstün olduğu savunulmaktadır.^{162,191,192} Metal desteksiz porselen sistemlerde de, metal destekli porselen sistemlerdeki gibi basamak tipinin kenar uyumunu etkilediği belirtilmektedir.¹³⁵

Bazı çalışmalarda^{135,193,194} ise; metal desteksiz porselen sistemlerin, kenar uyumlarının daha iyi olduğu savunulmaktadır. Scharer ve arkadaşları,¹⁹⁵ döküm porselen kuron sistemlerine ait kenar uyumu değerlendirmelerinde, 47.3 μ ile 87.8 μ arasında değişen oranlarda kenar açıklığı bulmuşlardır. Coli ve Karlsson,¹⁹⁶ santral ve premolar kuronlar için Denzir CAD/CAM ile HIPped zirkonyum bloktan hazırladıkları altyapıların internal ve marjinal uyumlarını silikon replika tekniği ile ölçtükleri *in vitro*

çalışmada marjinal uyum değerini premolar kuronlar için 42 μ , santral kuronlar için ise 34 μ bulmuşlardır.

Rosentrit ve arkadaşları¹⁶¹ doğal diş, metal alaşım ve polimer daylar üzerinde hazırladıkları tam seramik molar kuronların marjinal uyumunu SEM ile değerlendirmiş, yapay daylar ile doğal diş arasında marjinal uyum açısından fark olmadığını bildirmişlerdir.

Wolfart ve arkadaşları,¹⁸⁴ marjinal uyum ile ilgili yapılan çalışmalarda elde edilen değerlerin 28 μ -160 μ arasında değiştiğini bildirmişlerdir. McLean ve Frauhofner¹⁹⁷ ise 120 μ 'nın kabul edilebilir klinik sınır olduğunu belirtmiş ve bu değerın literatürde genel kabul gören kritik sınır olduğunu bildirilmiştir.¹³²

Bu çalışmadaki örneklere ait simantasyon öncesi marjinal uyum bulguları değerlendirildiğinde en başarılı uyum değeri Everest grubuna ait örneklerde (24,80 μ) tespit edilmiştir. Bunu Cercon, Wolceram, Zirkonzahn ve InCeram Zirconia gruplarına ait örnekler takip etmiştir. Elde edilen değerler kabul gören kritik sınır değerinin altında yer almaktadır.

Everest grubuna ait örneklerin elde edilmesinde diğer gruplara ait örneklerin hazırlanmasında izlenen üretim basamaklarından daha az sayıda ve tamamen dijital yöntem kullanıldığından daha iyi sonuçlar elde edilmiş olduğunu düşünmekteyiz. Bulgularımız Okutan ve arkadaşlarının¹⁹⁸ bulguları ile benzerlik göstermektedir. Araştırmacılar, Everest CAD/CAM sistemi kullanarak pre-sintered Everest HPC zirkonyum bloklardan hazırladıkları 32 adet kuronun simantasyon öncesi ve sonrası marjinal uyumunu değerlendirmek için örneklerin yarısını cam iyonomer siman (CIS) ile diğer yarısını Panavia 21 ile simante etmişlerdir. Simantasyon öncesi marjinal

açıklık CIS grubu için 32,7 μ , simantasyon sonrası 44,6 μ ölçülürken; rezin grubu için simantasyon öncesi 33 μ m ve simantasyon sonrası 46,6 μ olarak ölçülmüştür.

Bu çalışmada, üretim kısmı dijital, dizayn kısmı manuel olan Cercon grubundaki örneklerle ait değerler (54,29 μ) marjinal uyum açısından ikinci sırada yer almıştır. Bu sistemde Everest sisteminden farklı olarak day üzerine altyapıyı temsilen bir modelaj yapılmaktadır. Sistem tarafından taranan bu örnekten elde edilen veri fabrikasyon bloktan aşındırma yöntemi ile restorasyonun hazırlanmasında kullanılmaktadır. Fabrikasyon blok kullanımı ve üretimin dijital olarak yapılması gibi avantajlara karşın, dizayn aşamasında klasik yöntem izlenmiş olması Everest grubu ile olan farkı açıklamaktadır. Komine ve arkadaşları,¹⁹⁹ Cercon örnekler kullanarak yaptıkları çalışmada 121,5 μ 'luk marjinal uyum değeri bulmuşlardır, bu değer bizim bulgumuzdan yüksektir.

Wolceram sistemi In-Ceram Zirconia tozunu kullanarak elektroliz yoluyla üretim sistemini izleyen yeni bir sistemdir. Elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde, aynı materyalin klasik slip-cast yöntemi ile hazırlanana göre değerlerinin daha düşük (65,36 μ) olduğu gözlenmiştir. In-Ceram Zirconia sistemi ile üretim aşamaları kıyaslandığında fırınlama sayısının az olduğu ve ölçü ile revetman model elde etme işleminin olmadığı görülmektedir. Aradaki farkın üretim yönteminde dezavantaj teşkil edecek basamakların azalmasından kaynaklandığı düşünülebilir. Literatürde Wol-ceram sistemine ait bu yönde yapılmış bir çalışmaya rastlanmamaktadır. Elde edilen bulgular marjinal uyum açısından belirtilen kritik değerlerin altında yer almaktadır.

Zirkonzahn grubuna ait bulgular (71,89 μ) 4. sırada yer almaktadır. Bu yöntemde de day üzerinde rezin model elde edilmekte, bu model manuel bir yöntemle taranmaktadır. Sinterleme sonrası oluşacak büzülmeyle kompanse etmek amacıyla,

restorasyon altyapısı %25 daha büyük olacak şekilde, prefabrike bir bloktan, pantografi esasına dayanan cihazın bir operatör tarafından kullanımı ile kazanmaktadır. Sistemde prefabrike blok kullanımı avantaj olarak düşünülse de rezin model hazırlanması ve sistemin hassasiyetinin mekanik bir yöntem taşınması dezavantaj olarak değerlendirilebilir. Literatürde Zirkonzahn ile ilgili bu yönde yapılmış bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Slip-cast yöntemi ile hazırlanan In-Ceram Zirconia grubuna ait marjinal uyum değerleri tüm gruplardan daha büyüktür (85,22 μ). Tekrarlanan fırınlamalar, revetman kullanımı sırasında tanecikler arasında boşluklar kalma ihtimali gibi klasik yöntemlere ait tüm dezavantajları taşımaktadır. Bu nedenle elde edilen verilerin diğer gruplardan büyük olduğunu düşünmekteyiz. Bindl ve arkadaşları,²⁰⁰ In-Ceram Zirconia, Empres 2 ve Procera, Decim, DCS, Cerec inLab gibi 4 farklı CAD/CAM ile hazırlanan altyapıların marjinal uyumunu SEM ile değerlendirmiş, slip cast yöntemi ile hazırlanan In-Ceram Zirconia altyapıların marjinal uyum değerini 25 μ olarak bildirmişlerdir.

Simantasyon sonrası yapılan ölçümler değerlendirildiğinde grupların marjinal uyum açısından başarı sıralaması değişmemiştir. En başarılı uyum değeri Everest grubuna ait örneklerde (41,86 μ) tespit edilmiştir. Bunu Cercon (76,80 μ), Wolceram (83,73 μ), Zirkonzahn (95,01 μ) ve In-ceram Zirconia (104,96 μ) örnekler takip etmiştir. Elde edilen değerler kabul gören kritik sınır değerinin altında yer almaktadır. Bununla birlikte simanın higrostatik basıncı nedeni ile mesafenin artmış olduğu görülmektedir. Bu çalışmada, simantasyon öncesi ve sonrası ölçüm değerleri arasındaki fark miktarı, Beschnidt ve Strub¹⁶⁴ ile Wolfart ve arkadaşlarının¹⁸⁴ bulguları ile uyumludur.

Simantasyon sonrası yapılan ölçümlere ait değerler de klinik olarak kabul edilebilir kritik değerin altında yer almaktadır. Ölçümler istatistiksel olarak

değerlendirildiğinde gruplar arasındaki fark önemli bulunmuştur ($p<0.001$). Standart simantasyon koşullarını takiben elde edilen bulgular değerlendirildiğinde yapım yöntemlerinin marjinal uyum açısından önem taşıdığı düşünülebilir.

Estetik ve biyolojik üstünlüklerine rağmen, metal desteksiz porselenlerin en büyük dezavantajı kırılma olmalarıdır. Bu yüzden, son yıllarda tam seramiklere olan ilginin artmasıyla bu restorasyonların kırılma dirençleri arttırılmaya çalışılmıştır. Teknolojik ilerlemeleri yakından takip eden birçok firma tarafından, farklı prosedürler ve farklı ekipmanlarla üretilen tam seramik sistemleri piyasaya sürülmüştür.^{9,201,202} Posterior alanda tam seramik kuron ve köprülerin yapımına olanak sağlayan yüksek güçlü zirkonyumun diş hekimliğine sunulması bu alanda yeni bir çıkış açmıştır.²⁰³⁻²⁰⁶

Bu çalışmayı planlarken yaptığımız araştırma sonucunda ülkemizde zirkonyum altyapılı tam seramik kuron hazırlaması ile ilgili 5 farklı yöntem olduğu görülmüştür. Bunlar slip-cast yöntemi ile hazırlanan In-ceram Zirconia, elektrodepositing yöntemi kullanılan Wolceram, manuel kopya freze tekniği ile çalışan yeşil-aşama 3Y-TZP blok kullanılan ZirkonZahn, manuel dizayn ve CAM sistemi ile üretim esasına dayalı pre-sinterli 3Y-TZP blok kullanılan Cercon ve tamamen dijital CAD/CAM sistemi ile pre-sintered 3Y-TZP blok kullanılan Everest'tir. Literatürde In-ceram Zirconia, Cercon ve Everest ile ilgili yapılmış birçok çalışma mevcutken, Wolceram ve ZirkonZahn ile ilgili herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Bir dental materyal veya dizaynın klinik kullanımının kabul edilebilirliği için 5 yıllık klinik sonuçların olması gerekmektedir.²⁰⁷ Bir protetik restorasyon 5 yıl sonunda %95, 10 yıl sonunda %85 başarı göstermişse başarılı olarak değerlendirilmektedir.²⁰⁸ Klinik çalışmalardan materyaller ve restorasyonlar için daha doğru veriler elde edilse de pahalı ve zaman alıcıdır.²⁰⁹ Bu nedenle klinik koşulları taklit ederek yapılan *in vitro*

alışmalar daha çok tercih edilmekte ve dental materyallerin performansının değerlendirilmesi için zaman kazancı sağlamaktadırlar.

Farklı tam seramik sistemlerinin kırılma dirençlerinin test edilmesinde araştırmacılar tarafından değişik yöntemler kullanmıştır. Bir kısım araştırmacı, hazırladıkları porselen örnek parçalar üzerinde^{164,210,211}, diğerleri ise, gerçeği taklit eden protetik restorasyonlar üzerinde test uygulamışlardır.^{212,213} Bir restorasyonun kırılma direncini ölçmek, gücü hakkında veriler sunmaktadır. Bükölme direnci ve kırılma tokluğu bir materyalin deneysel olarak karar verilen özellikleridir.^{165,214} 3- ve 4- nokta bükölme gibi uniaksiyel bükölme testleri ve standart şekilli bar ve/veya diskleri kullanan biaksiyel bükölme testleri kuru ortamda gerçekleştirilen ve farklı materyallerin kırılma yüklerini ölçmek için oldukça sık kullanılan yöntemlerdir.²¹⁵ International Standards Organization (ISO) dental porselenlerin kuvvetini ölçmek için 3-nokta bükölme testini önermektedir.²¹⁵

Son yıllarda zirkonyum oksit seramiklerin mekanik özelliklerini alümina ve diğer estetik seramiklerle karşılaştıran çok sayıda araştırma yapılmıştır.^{67,72,216-220} Chong ve arkadaşları,⁷² In-ceram Alumina ve In-ceram Zirconia kor materyallerinin bükölme dayanıklılıklarını, üç nokta bükme testi uygulayarak ölçmüşlerdir. Test örneklerinin bir kısmı estetik porselenle kaplanmıştır. Her iki durumda da In-Ceram Zirconia, In-ceram Alumina'ya göre oldukça yüksek dayanıklılık göstermiştir. Guzzato ve arkadaşları,⁶⁷ In-ceram Alumina ve In-ceram Zirconia seramiklerinin mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, biaksiyel bükölme direncini ölçmüşler, sonuçta istatistiksel olarak önemli bir fark bulamamışlardır. Vickers indentasyon deneyi sonucunda In-Ceram Zirconia'nın sertliğinin önemli ölçüde yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Fisher ve arkadaşları,²¹⁶ yaptıkları çalışmada Empress 1, Empress 2, In-

Ceram Alumina ve In-ceram Zirconia altyapılı posterior köprülerin uzun dönem güvenilirliklerini sonlu elemanlar analizi kullanarak ölçmüşler ve zirkonyum seramik materyalinin diğerlerine göre üstün mekanik özelliklere sahip olduğunu belirtmişlerdir. Stuart ve arkadaşları,²¹⁷ Cercon (3Y-TZP), ZTA ve Empres2 kullandıkları çalışmalarında, hazırladıkları prizmatik örneklerin mekanik dirençlerini ve yorgunluk dirençlerini araştırmışlar, posterior köprüler için Y-TZP esaslı materyallerin daha ideal olacağını bildirmişlerdir. Yılmaz ve arkadaşları,²¹⁸ Finesse, Cergo, Empress, In-ceram Alumina, In-Ceram Zirconia ve Cercon (Y-TZP blok) kullanarak hazırladıkları disk şeklindeki örneklerin biaksiyel kırılma direncini ölçmüşler ve zirkonyum esaslı gruplardan elde edilen değerlerin daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Tinschert ve arkadaşları,²¹⁹ In-ceram Alumina, In-Ceram Zirconia, TZP (HIPped), TZP-a (alümina ilaveli, HIPped) ve TZP-a (unHIPped) seramiklerle hazırladıkları bar şeklindeki örneklerle 4 nokta testi uygulamışlar, TZP-a (alümina ilaveli, HIPped) olan grubun daha yüksek kırılma direnci değerleri verdiğini bildirmişlerdir. Bu sonucun yapının ilave edilen alümina sayesinde nemli ortama daha dayanıklı olmasına bağlamışlardır. Curtis ve arkadaşları,²²⁰ kuru ve ıslak ortamda, kontrol grupları ile karşılaştırmalı olarak, Y-TZP diskleri çiğneme kuvveti yüklemesine tabi tutmuşlar, örneklerin biaksiyel direnç açısından ıslak ortamdan etkilenmediğini, yüzey sertliğinin tekrarlı yük alan bölgelerde arttığını ve bunun transformasyonel sertlik mekanizmasına bağlı olabileceğini ifade etmişlerdir.

Bununla birlikte bu yöntemler ile elde edilen veriler klinik durumu yansıtmamaktadır^{142,215,221} ve klinik performans tahmininde kullanılamaz.¹⁴⁰ Wagner ve Chu²²² 1996 yılında yaptıkları çalışmada, IPS Empress, In-ceram ve Procera All-ceram gibi tam seramik sistemlerin kırılma direncini, disk biçimindeki örnekleri, üç nokta

eğme testi uygulayarak gerçekleştirmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda, bu yöntemde kullanılan örneklerin tamamen homojen bir yapıda olması gerektiği, çatlak ve farklı bir yapı içermeleri durumunda, elde edilen verilerde çok büyük farklılıkların oluştuğunu belirtmişlerdir. Seramiklerin sertlik değerlerinin ölçüldüğü nokta kırılma (fracture toughness) testleri de çatlaklardan tamamen bağımsız değerler üretmektedirler.²²³

Bir tam seramik sistem çok tabakalı bir yapıdır. Dentinle desteklenen bir siman tabakası (yaklaşık 30-120 μ) ve en üstte bir seramik tabakasından (yaklaşık 1-2 mm) oluşur. Bu yapı ve anatomik konfigürasyon, 3 ve 4 nokta bükülme testlerinde kullanılan eşit kalınlıkta hazırlanan bar ve disk şekilli örneklerde yoktur.¹⁵⁹ Ayrıca kuron formu örneklerle yapılan çalışmalarda stres yoğunlaşmaları bar veya disk şeklindeki örneklerden oldukça farklıdır. Bu yüzden test örneği ve yükleme yönteminin olabildiğince klinik durumu taklit etmesi önerilmektedir.^{159,224} Oram ve Davies²¹³ 1984 yılında yaptıkları çalışmada; bar çubuk ve diskler kullanılarak yapılan kırılma testleri yerine, porselen veneer kuronların morfolojisine çok yakın örnekler kullanılması gerektiğini bildirmişlerdir. Bu nedenle, bazı araştırmacılar, farklı tam seramik sistemlerin kırılma dirençlerini araştırmak için kuron biçiminde hazırlanmış örnekleri tercih etmişlerdir.^{13,52,225}

Seramiklerin öncül yüklemeler, termal değişimler ve su varlığından etkilendiği bilinen bir gerçektir. Kırılma direnci tespitinde klinik durumun mümkün olduğunca yansıtılması önem taşımaktadır.¹⁵⁹ Bu sebeple bu çalışmada kuron biçimli ve simante edilmiş örneklere 5 °C -55 °C derecede 500 defa termal siklus uygulanmış ve örnekler 37 °C derecedeki su banyosunda 24 saat boyunca bekletilmiştir.

Kırılma materyallerin, dayanıklılıklarını güvenilir verilerle saptamak oldukça güçtür.²²⁶⁻²²⁸ Örneklerin yapımının, boyutlarının ve ortamın standardizasyonunun yanı

sıra, seçilen yükleme hızı da çok önemlidir. Yükleme hızı arttıkça çatlakların büyümesi için gerekli zaman olmamasında dolayı, dayanıklılık artacak ve hatalı veriler elde edilmesine neden olacaktır. Bu açıdan seçilecek yükleme hızının oldukça düşük olması gerekmektedir.^{127,140,226,229} ISO hızı 1 ± 0.5 mm/dakika olarak belirlemiştir. Bu bilgiler doğrultusunda bu çalışmada yükleme hızı 0.5 mm/dakika olarak uygulanmıştır.

Molar dişi temsilen hazırladığımız örneklerle, ağız içindeki kuvvetlerin yönü düşünerek vertikal yükleme yapılmıştır. Ağız içinde aşınmalar nokta yerine yüzey şeklinde olduğundan ve başarısızlık mekanizması temas alanından ve fonksiyon esnasında oluşan yüklerden etkilendiğinden, *in vitro* çalışmalarda yük uygulamak için kullanılan ucun boyutları önemlidir.¹⁵⁹ Çalışmalarda kırıcı uç çapları farklılık göstermektedir (2,65-6,35 mm). Bu çalışmada 5 mm çapında bir çelik bilye kullanılarak kuvvet iletilmiştir.

Üstyapı porseleninin alttaki kor yapıya bağlantısı, farklı iki özellikte ve yapıdaki materyaller oldukları göz önünde bulundurulur ise, oldukça önem taşımaktadır.²³⁰ Kalıcı bir bağlantı için en azından bazı mekanik özelliklerde uyum gerekmektedir.²³¹ TZP yüzeyine üstyapı porseleninin bağlantısının temel olarak mikromekanik interaksiyonla olduğu söylenmektedir.²³² Üstyapı porseleni uygulanırken zirkonyum altyapılar tekrar yüksek ısılara ve neme maruz kalmaktadır. Isı ve nemin faz transformasyonu oluşturabileceği düşünülür ise materyalin yüzeyinde frezeleme esnasında oluşan baskı tabakası uzaklaşacak ve mekanik özelliklerde düşüş görülecektir.^{110,233} Daha ileri çalışmalarla bu uygulamaların zirkonyum restorasyonların klinik performansına etkisi araştırılmalıdır.²³³ Sadece üreticisinin önerdiği üretim basamakları doğrultusunda üretilen dental restorasyonlarla anlamlı veriler elde edilebilir ve tam seramikler için risk faktörleri tahmin edilebilir.²³⁴

Bu araştırmada, bu görüşten yola çıkararak çalıştığımız materyallerle ilgili tüm örneklerin fırınlanması, glaze işlemleri, başlangıç sıcaklığı, dakikadaki sıcaklık artışı, en yüksek sıcaklık, en yüksek sıcaklıkta bekleme süresi, başlangıç fırınlanması için vakumun hangi sıcaklıkta devreye gireceğinin ayrıntıları, üretici firmaların nerisi doğrultusunda yapılmıştır.

Örneklerin kırılma direnci sonuçları istatistiksel açıdan değerlendirilmiştir. En yüksek kırılma direncini Everest grubuna ait örnekler vermiştir (1653 N). Bunu sırası ile Cercon (1507 N), Zirkonzahn (1393 N), Wolceram (1146 N) ve en son olarak In-ceram Zirconia (1059 N) grubu takip etmiştir.

Görüldüğü zere Y-TZP esaslı blok kullanılarak üretilen örnekler diğer iki gruba göre daha yüksek direnç değerleri vermiştir. Her ne kadar ortak terimler kullansalar da, ZTA grubu materyallerde direnç değerinin düşük olması doğaldır. Y-TZP seramikleri cam faz iermemektedir²³⁵ ve prefabrike bloklar halinde kullanıldıkları için kütlelerindeki gözenekler veya diğer mikroyapısal düzensizliklerden arındırılmış haldedirler. Sonuç olarak, çok yüksek saflıkta, homojenlikte ve kalitede bir materyal olduğu aşıkardır.¹⁶⁵ Hem yapısal farklılıklar hem de blok kullanımının bu farklılıkları oluşturduğunu, blok kullanan sistemler arasındaki farkın da üretim aşamalarında yatan farklılıklardan kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Mevcut sistemler, işlem sresinin daha kısa olması ve aşındırma işleminde daha düşük alet hasarı oluşturması bakımından pre-sintered (unHIPped) veya yeşil aşama ZrO_2 -blok kullanımını tam sinterlenmiş (HIPped) blok kullanımına tercih etmektedir. Bununla birlikte tam sinterli veya diğer tip blok kullanımının, homojenite, kırılma direnci veya sinterleme büzülmesinin restorasyonların marjinal uyumuna etkisi

açısından karşılaştırıldıkları bir çalışma yoktur.¹⁶⁵ Bu çalışmada kullanılan blok tipleri daha sıklıkla tercih edilen pre-sinterli veya yeşil aşama bloklardır.

Literatürlerde Wolceram grubu ile araştırmamızın konusu olan bir çalışmaya rastlanmamıştır. Sadece bir çalışmada, Lei ve arkadaşları,²³⁶ In-ceram Zirconia tozu kullanarak deneysel bir yaklaşımla electrophoretic deposition tekniği ile hazırlanan örnekler 3 nokta bükülme testi uygulamış ve 539 MPa değere ulaştıklarını bildirmişlerdir.

Pallis ve arkadaşları,¹⁶⁸ Empres 2, In-Ceram Zirconia ve Procera All-ceram kuronları maksiler 1. moları temsilen hazırladıkları rezin daylar üzerinde simantasyonu takiben, oklüzal yüzün ortasından 6,35 mm çapında çelik bilye ile dikey yönde kuvvet uygulamışlar ve kırılma dirençlerini ölçmüşlerdir. Empres 2 örnekler 771-1115 N, Procera örnekler 859-1086 N, In-Ceram Zirconia örnekler 998-1183 N kırılma değeri göstermiştir ve kırılma direnci açısından anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada In-Ceram Zirconia grubundan elde edilen veriler (1059 N) Pallis ve arkadaşlarının¹⁶⁷ çalışmadaki verilere benzerlik göstermektedir.

Sundh ve Sjörgen,¹⁵⁸ 0,5 mm kalınlığında hazırladıkları Y-TZP kor yapıları, Empres 2 ve aynı firmanın Eris porseleni ile kaplayarak kırılma direncini değerlendirmişlerdir. Kuron şekilli örnekleri fosfat siman ile metal daylara simante etmişler ve örnekleri 37 °C derecede suda 24 saat boyunca beklettikten sonra 0,5 mm/dakika başlık hızıyla, 5 mm çapında çelik bilye ile kuvvet uygulamışlardır. Kırılma direnci değerlerini Empres 2 üstyapılı grup için 2226 N ve Eris üstyapılı grup için 2740 N olarak bildirmişlerdir.

Synder ve Hogg,²³⁷ prepare edilmiş molar şeklindeki titanyum daylar üzerine 5 farklı tam seramik sistemi (IPS Eris, Cerec In-lab Alumina koping, Cerec In-Lab

Zirconia koping, Procera All-Ceram Alumina koping ve Procera Zirconia) ile eşit boyutlu kuronlar hazırlamışlar ve zirkonyum altyapılı Procera Zirconia kuronların en yüksek kırılma direnci değerini (420,37 KgF) gösterdiğini bildirmişlerdir.

Steyern ve arkadaşları,²³⁸ standart preparasyon uygulanan metal daylar üzerine hazırlanan alümina ve zirkonyum altyapılı tam seramik kuronları, suda bekletme, ön yükleme, termal siklus (5-55 °C) gibi farklı uygulamalara tabi tutmuşlar, 2.5 mm çapında çelik bilye ile 0.255 mm/dakika başlık hızında görsel başarısızlık oluşana kadar kuronlara kuvvet uyguladıktan sonra en yüksek kırılma direnci değerini ön yükleme yapılan zirkonyum altyapılı kuronların (1108N) gösterdiğini bildirmişlerdir. Aynı çalışmada alümina altyapılı kuronlar yapısal olarak parçalanarak kırılırken bu çalışmada da olduğu gibi zirkonyum altyapılı kuronlarda, kuvvet uygulanan oklüzal alanda veneer materyalinde kırılma tespit edilmiştir.

Okutan ve arkadaşları¹⁹⁸, alt büyük azı üzerinde hazırladıkları Everest Y-TZP bloklardan hazırlanan kuronları kullanarak yaptıkları çalışmada, 1.2 milyon defa termomekanik yorulma işleminin ardından örneklerin kırılma direncini değerlendirmişler, cam iyonomer simanla yapıştırılan grubun kırılma direncini 1622 N, rezin siman ile yapıştırılan grubun kırılma direncini ise 1957 N olarak tespit etmişlerdir.

Siman tabakası altyapıdaki stres dağılımını değiştirebileceğinden ve seramik materyalinin internal yüzey kusurları nedeniyle oluşabilecek stres konsantrasyonlarını düşürebileceğinden, seramik materyalinin kırılma direncini ve kırılma tipini etkileyebilmektedir.^{239,240} Çiğneme kuvvetleri simanın elastik limitlerinden daha düşük stresler oluşturduğundan simanın kendisi, kırılmaya zaten dirençlidir.²⁴¹ Tam seramik restorasyonlar söz konusu olduğunda, orta seviyede Young modülüne sahip cam-

iyonomer ve kompozit rezin simanlar stres dağılımı ve seramik materyalini desteklemek açısından daha iyi mekanik özelliklere sahiptir.²⁴¹

Diş preparasyonu ve daha yumuşak olan dentin yapısının kombinasyonu ile birlikte siman tabakası tam seramik sistemin elastiklik modülünü etkiler. Altyapının elastiklik modülünün düşmesi ile seramikte daha büyük stresler oluşur. Seramik, siman ve dentin ara yüzlerindeki gerilim farklılıklarından dolayı oluşan stresler sonucunda klinik başarısızlık tablosu ortaya çıkar. Daha sert ve kırılğan yapıdaki seramik materyali kırılır.²³⁹ Siman tabakasının zirkonyum altyapılı sabit bölümlü protezlere etkisini araştıran herhangi bir çalışma yoktur.

Potiket ve arkadaşları,²⁴² 40 adet çekilmiş santral diş kullanarak hazırladığı metal altyapılı porselen ve farklı kor kalınlıklarındaki (0.4 mm ve 0.6mm) alümina ve zirkonyum (0,6 mm) altyapılı tam seramik kuronların kırılma dirençlerini sırası ile 405 N, 447 N, 476 N ve 381 N olarak tespit etmişlerdir. Bu çalışmada kullanılan tüm dişler, kırılma direncinin test edilmesi planlanan üstyapılarda herhangi bir hasar oluşmadan önce kole bölgelerinden kırılmıştır. Elde edilen değerler kullanılan doğal dişlerin kırılma direnç değerleridir.

Dental yapılar çiğneme ve yutma sırasında oklüzal kuvvetlere maruz kalırlar. Fonksiyonel çiğneme kuvvetleri genelde düşük olup, 2-150 N arasında değişmektedir.²⁴³⁻²⁴⁵ Çiğneme sisteminde disfonksiyon semptomları gösteren hastalarda ısırma kuvvetleri daha düşük olurken,²⁴⁶ diş sıkma ve gıcırdatma durumlarında değerler normal bireylere göre 6 kat fazla olabilmektedir.²⁴⁷ Kaynaklarda, çiğneme kuvvetlerinin hesaplanmasına yönelik pek çok çalışma yer almıştır. Ludwig,²⁴⁸ anterior dişler bölgesindeki ortalama ısırma kuvvetinin 140 N olduğunu, ancak kuvvetin, dişin uzun aksına 30° açıyla gelmesi durumunda bu değer 200 N'a ulaşabileceğini bildirmiştir.

Konuyla ilgili diğ er çalışmalarda, posterior alanda maksimum ısırma kuvvetleri 200-880 N arasında değışmektedir.^{13,244,247,249} Kiliaridis ve arkadaşları,²⁵⁰ molar bölgede maksimum ısırma kuvvetinin erkekler için 807 N, kadınlar için 650 N olduğunu bildirmişlerdir. Bu araştırmada kullanılan tam seramik k ronlardan elde edilen kırılma dayanıklılığı değerlerinin tümü (1059,67 N, 1146,33 N, 1393,67 N, 1507,83 N, 1653,33 N), ifade edilen en yüksek çiğneme kuvveti değerlerinin üzerinde bulunmuştur.

6. SONUÇ

Beş farklı yöntemle hazırlanan zirkonyum altyapılı kuronların marjinal uyum ve kırılma dirençlerinin *in vitro* olarak değerlendirildiği bu çalışmada sonuçlar şöyle bulunmuştur.

1. Tüm gruplardan, marjinal uyum açısından, literatürde kabul edilen klinik sınır değerinin altında ölçüm değerleri elde edilmiştir.
2. Gerek simantasyon öncesi gerek simantasyon sonrası, en başarılı marjinal uyum değeri, dizayn ve üretim kısmı dijital olan Everest grubuna ait örneklerden elde edilirken, tamamen geleneksel yöntemle elde edilen In-Ceram Zirconia grubuna ait örneklerden diğer gruplardan daha yüksek marjinal uyum değeri elde edilmiştir. Her iki ölçüm serisinde elde edilen değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.
3. Kırılma direnci açısından en yüksek değer, blok kullanan sistemlerden Everest grubuna ait örneklerden elde edilmiştir. Bunu sırası ile Cercon, Zirkonzahn, Wolceram, In-Ceram Zirconia grubuna ait örneklerden elde edilen değerler takip etmiştir. Tüm gruplara ait kırılma direnç değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

7. KAYNAKLAR

1. Mc Lean JW. The Science and Art of Dental Ceramics Volume II: Bridge Design and Laboratory Procedures in Dental Ceramics. Chicago: Quintessence Publishing, 1979: 25,28,31-37,189,241.
2. Mc Cabe JF. Çeviren: Emine Nayır. Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi. 7. Baskı. İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi, İstanbul, 1999: 64,70.
3. Touati B, Miara P, Nathanson D. Esthetic Dentistry And Ceramic Restorations. London, Martin Dunitz Ltd., 1999: 25-26.
4. Akın E. Diş Hekimliğinde Porselen. İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi, İstanbul, 1983: 1-26, 207-219.
5. Combe EC. Notes on dental materials. 5 th ed.Edinburgh: Churchill Livingstone, 1986: 95,227-234,241-245.
6. Jones DW. Development of dental ceramics. Dent Clin North Am. 1985; 29: 621-644.
7. Craig GR, Powers MJ. Restorative Dental Materials. 11th edition, St. Louis: CV Mosby, 2002: 480, 552, 553, 556, 565-566, 576-585.
8. Mc Lean JW. The Science and Art of Dental Ceramics, vol. 1: The nature of dental ceramics and their clinical use. 1th ed. Illinois: Quintessence Pub. Co;1979: 23,33,43-47,63,71,72,82-90,134-136,200,255,273-296.
9. Kelly JR, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent. 1996; 75(1): 18-32.
10. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. J Prosthet Dent. 2004; 91(2): 136- 143.

11. Mc Lean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J* 1965; 119: 251-67; in: Jones DW. Development of dental ceramics. *Dent Clin North Am.* 1985; 29: 621-644.
12. Yoshinari M, Derand T. Fracture strength of all-ceramics crowns. *Int J Prosthodont.* 1994; 7(4): 329-338.
13. Claus H. The structure and microstructure of dental porcelain in relationship to the firing conditions. *Int J Prosthodont.* 1989; 2(4): 376-384.
14. Magne P, Belser U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramics. *Int J Prosthodont.* 1997; 10(5): 459- 466.
15. Cattell MJ, Chadwick JC, Knowles JC, Clarke RL, Lynch E. Flextural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramics. *Dent Mater.* 2001; 17(1): 21-33.
16. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent.* 1999; 2(1): 9-35.
17. Anusavice KJ. Philips science of dental materials. 11th edition, Elsevier Science Company, USA, 2003: 606,607,692,693.
18. Mc Cabe JF. Applied Dental Materials, 7th ed. Blackwell Scientific Publications, Middle East Edition, Mass publishing Co. EGYPT; 1994: 89-91,97.
19. Van Noort R. Introduction To Dental Materials. Second Edition. Mosby, England, 2002: 231-246
20. Rosentiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. Fourth Edition. Mosby Elsevier, China, 2006: 709-739, 740-773.

21. Yavuzylmaz H. Metal Destekli Estetik Kuronlar. Ankara, Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi, 1996: 192-196, 213, 217, 222-224, 232-234, 239, 240, 301-303.
22. Khajotia SS, Mackert JR. JR, Twiggs SW, Russell CM, Williams AL. Elimination, via high-rate laser dilatometry, of structural relaxation during thermal expansion measurement of dental porcelains. Dent Mater. 1999; 15(6): 390-396.
23. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu E. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Sayı: 17, Ankara, 1993.
24. Craig RG. Restorative Dental Materials. 8th ed. St Louis: CV Mosby, 1989: 402, 431-481, 488, 497-499.
25. Daftary F, Donovan T. Effect of four pretreatment techniques on porcelain-to-metal bond strength. J Prosthet Dent. 1986;56(5): 535-539.
26. Coşkun A. Farklı Metal Desteksiz Porselen Sistemlerinin Kenar Uyumu ve Mikrosızıntıya Etkisi ile Eğilme Dayanıklılıklarının İncelenmesi. Doktora Tezi. Sivas: Cumhuriyet Üniversitesi; 2002.
27. Taşveren S, Özdemir A K. Yüksek miktarda alumina ile güçlendirilmiş metal desteksiz porselen sistemleri. Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg 2005; 8(2): 128-132.
28. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett DL. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 2th ed. Chicago: Quintessence Publishing, 1981: 419, 420, 434.
29. Philips RW. Skinner's Science of Dental Materials, Seventh Edition, WB Saunders Co.London, 1973: 526-555.
30. Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. Compend Contin Educ Dent. 1996; 17(8): 779-794.

31. Wall GJ, Cipra DL. Alternative Crown Systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? Dent Clin North Am. 1992; 36(3): 765-779.
32. Lehner CR, Scharer P. All Ceramic Crowns. Current Opin Dent. 1992; 2: 42-45.
33. Christensen GJ. Why all-ceramic Crowns? J Am Dent Assoc. 1997; 128(10): 1453-1455.
34. O'brien WJ. Dental Materials and Their Selection. Second Edition. Quintessence Publishing Co, Inc, London, 1997: Chapter 21, 287-302
35. McLean JW. The Science and Art of Dental Ceramics Volum II: Bridge Design and Laboratory Procedures in Dental Ceramics. Chicago: Quintessence Publising, 1980: 25, 28, 31, 32, 36, 37, 189, 241, 245.
36. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. 3 th ed. St. Louis, Missouri: CV Mosby, 2001: 506, 507, 613, 614, 617, 619.
37. Rosenbulm MA, Schulman A. Rewiev of All-ceramic Restorations. J Am Dent Assoc. 1997; 128(3): 298-307.
38. Christensen GJ. Porcelain fused to metal vs. nonmetal crowns. J Am Dent Assoc. 1999; 130(3): 409-411.
39. Probster L, Diehl J. Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. Quintessence Int. 1992; 23(1): 25- 31.
40. Gökçe S H. In-Ceram Core (kor) Destekli Porselen Kronlarda Core Tasarımının Dayanıklılığa Etkisi. Doktora Tezi. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 1999.
41. Toksavul S, Artunç C, Ulusoy M, Toman M. Tüm seramik kronlar. 1. baskı. İzmir: Meta Basım Matbaacılık; 2002: 3-5.
42. Oktay H G. Tüm seramik sistemler. E. Ü. Diş Hek Fak Derg 2003; 24: 11-16.

43. Yüksel G, Çekiç C, Özkan P. Metal desteksiz porselen sistemleri. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2000; 10(2): 79- 89.
44. Memikoğlu M M. Tam Seramik Posterior Sabit Parsiyel Restorasyonların In-Vitro ve In-Vivo Uygulanabilirliği ve Sınırlamaları Yönünden İncelenmesi. Doktora Tezi. Ankara: Ankara Üniversitesi; 1997.
45. Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. CAD-CAM--fillings of the future? Int Dent J. 1997; 47(5): 247-258.
46. Rekow ED. Dental CAD-CAM systems. What is the state of the art? J Am Dent Assoc. 1991; 122(12): 43-48.
47. Eidenbenz S, Lehner CR, Scharer P. Copy milling ceramic inlays from resin analogs: a practicable approach with the Celay system. Int J Prosthodont. 1994; 7(2): 134-142.
48. Sevik C, Gur H, Akkayan B. Fabrication of one-piece all-ceramic coronal post and laminate veneer restoration: a clinical report. J Prosthet Dent. 2002; 88(6): 565-568.
49. Besimo C, Jeger C, Guggenheim R. Marginal adaptation of titanium frameworks produced by CAD/CAM techniques. Int J Prosthodont. 1997; 10(6): 541-546.
50. Perng-Ru Liu. A Panorama of Dental CAD/CAM Restorative Systems. Compend Contin Educ Dent. 2005; 26(7): 507-8,510,512.
51. Qualtrough AJ, Piddock V. Ceramics update. J Dent. 1997; 25(2): 91-95.
52. Strub JR, Beschnidt SM. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. Int J Prosthodont. 1998; 11(6): 602-609.
53. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent. 2001; 85(1): 61-66.

54. Tinschert J, Natt G, Spiekermann H. Aktuelle Standortbestimmung von Dentalkeramiken. Zahnärztl Praxis 18: 293-309; 2001; in: R. Janda, J.F. Roulet, M. Wulf, H.J. Tiller A new adhesive technology for all-ceramics. Dental Materials 2003; 19: 567–573.
55. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. Dent Clin N Am. 2004; 48(2): 531-544.
56. Guazzoto 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): 449-456.
57. <http://www.chemicalelements.com/elements/zr.html> (Atatürk Üniversitesi online e-Kütüphane uzantısı)
58. 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, 644, 646.
59. Lindemann W. Dentalkeramiken-mineralogisch betrachtet. ZMK 5: 280-85, 2000. in: Stamouli, K. Smeekens, S. Att, W. Strub, J. R. Fracture resistance of three unit zirconiumdioxide posterior fixed partial dentures. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 2006; 61: 621-626
60. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials. 1999; 20(4): 1-25.
61. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. Dent Mater. 1998; 14(1): 64-71.

62. 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.
63. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am.* 2004; 48(2): 513-530.
64. 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(8): 590-595.
65. Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater.* 2004; 20(7): 655-662.
66. Kohal RJ, Papavasiliou G, Kamposiora P, Tripodakis A, Strub JR. Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants. *Int J Prosthodont.* 2002; 15(2): 189-194.
67. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont.* 2002; 15(4): 339-336.
68. Subbarao EC. Zirconia-an overview. In: Heuer AH, Hobbs LW, editors. *Science and technology of zirconia.* Columbus, OH: The American Ceramic Society; 1981 1-24.
69. Kisi E, Howard C. Crystal structures of zirconia phases and their interrelation. *Key Eng Mater.* 1998; 153/154: 1-35.
70. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature.* 1975; 258: 703-704.

71. De Aza AH, Chevalier J, Fantozzi G, Schehl M, Torrecillas R. Crack growth resistance of alumina, zirconia and zirconia toughened alumina ceramics for joint prostheses. *Biomaterials*. 2002; 23(3): 937-945.
72. 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(2): 183-188.
73. Gupta TK, Lange FF, Bechtold JH. Effect of stress-induced phase transformation on the properties of polycrystalline zirconia containing metastable tetragonal phase. *J Mater Sci*. 1978; 13: 1464-1470.
74. Thompson I, Rawlings RD. Mechanical behaviour of zirconia and zirconia-toughened alumina in a simulated body environment. *Biomaterials*. 1990; 11(7): 505-508.
75. Cales B. Zirconia as a sliding material: histologic, laboratory, and clinical data. *Clin Ortho Relat Res*. 2000 Oct; (379): 94-112.
76. Clarke IC, Manaka M, Green DD, Williams P, Pezzotti G. Current status of zirconia used in total hip implants. *J Bone Joint Surg Am*. 2003; 85: 73-84.
77. Hannink R, Swain M. Progress in Transformation Toughening of Ceramics. *Annual Review of Materials Science*, 1994; 24: 359-408
78. Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *J Am Ceram Soc*. 2000;83: 461–487.
79. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*. 2008 March 24; 299-307
80. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater*. 2008 March 24; 289-298.

81. Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater.* 2006 22(8):778-784.
82. Leach CA. Sintering of magnesium partially-stabilized zirconia—behavior of an impurity silicate phase. *Mater Sci Technol.* 1987;3: 321–324.
83. Lange FF. Transformation toughening. Part 4. Fabrication, fracture-toughness and strength of $\text{Al}_2\text{O}_3\text{--ZrO}_2$ composites. *J Mater Sci.* 1982;17: 247–54.
84. Lange FF. Transformation toughening. Part 5. Effect of temperature and alloy on fracture-toughness. *J Mater Sci.* 1982;17: 255–262.
85. Deville S, Chevalier J, Fantozzi G, Bartolome JF, Requena J, Moya JS, et al. Development of advanced zirconia-toughened alumina nanocomposites for orthopaedic applications. *J Eur Ceram Soc.* 2004; (1–3): 2013–2016.
86. Deville S, Chevalier J, Fantozzi G, Bartolome J, Requena J, Moya J, et al. Low-temperature ageing of zirconia-toughened alumina ceramics and its implication in biomedical implants. *J Eur Ceram Soc.* 2003; 23: 2975–2982.
87. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. *Biomaterials.* 2004; 25(11): 2153–2160.
88. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ringer SP. Microstructure of alumina- and alumina/zirconia-glass infiltrated dental ceramics. *Bioceramics.* 2003;15: 879–882.
89. Cales B, Stefani Y, Lilley E. Long-term in vivo and in vitro aging of a zirconia ceramic used in orthopaedy. *J Biomed Mater Res.* 28: 619-624; 1994.

90. Drouin JM, Cales B, Chevalier J, Fantozzi G. Fatigue behavior of zirconia hip joint heads: experimental results and finite element analysis. *J Biomed Mater Res.* 1997; 34: 149-155.
91. Piconi C, Burger W, Richter HG, Cittadini A, Maccauro G, Covacci V, Bruzzese N, Ricci GA, Marmo E. Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials.* 1998; 19(16): 1489-1494.
92. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials.* 2006; 27(4): 535–543.
93. Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Net-shaping of ceramic components by direct ceramic machining. *Assembly Autom* 2003; 23: 382–390.
94. Burger W, Richter HG, Piconi C, Vatteroni R, Cittadini A, Boccalari M. New Y-TZP powders for medical grade zirconia. *J Mater Sci Mater Med.* 1997; 8(2): 113–118.
95. Ruiz L, Readey MJ. Effect of heat-treatment on grain size, phase assemblage, and mechanical properties of 3mol% Y-TZP. *J Am Ceram Soc.* 1996; 79: 2331–2340.
96. Cottom BA, Mayo MJ. Fracture toughness of nanocrystalline ZrO_2 –3mol% Y_2O_3 determined by Vickers indentation. *Scripta Mater.* 1996;34: 809–814.
97. Scott HG. Phase relationships in the zirconia–yttria system. *J Mater Sci.* 1975;10: 1527–1535.
98. Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials.* 2004; 25(24): 5539–5545.

99. Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res.* 2002; 81(7): 487-491.
100. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficiency of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001; 86(5): 520-525.
101. 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.
102. Rimondini L, Cerroni L, Carassi A, Toricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17(6): 793-798.
103. Raigrodski AJ. Contemporary materials and Technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004; 92(6): 557-562.
104. Fritzsche J. Zirconium oxide restorations with the DCS precedent system. *Int J Comput Dent.* 2003; 6(2): 193-201.
105. Sundar V, Kennedy CR. Densply Ceramco R&D. Cercon zirconia- a system solution for reliable metal-free multi-unit restorations.(<http://ceramco.com>)
106. Swab JJ. Low temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Sci.* 1991; 26: 6706-6714.
107. Sato T, Shimada M. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *J Amer Ceram Soc.* 1985; 68: 356-359.
108. Theunissen GSAM, Bouma JS, Winnubst AJA, Burggraaf AJ. Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics. *J Mater Sci.* 1992; 27: 4429-4438.

109. Witkowski S. CAD/CAM in dental technology. Quintessence Dental Technology-Yearbook USA 2005, Quintessence Publ, Chicago 2005; 28: 169-184.
110. Sundh A, Molin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater.* 2005; 21(5): 476-482.
111. Matsui K, Horikoshi H, Ohmichi N, Ohgai M, Yoshida H, Ikuara Y. Cubic-formation and grain-growth mechanisms in tetragonal zirconia polycrystal. *J Am Ceram Soc.* 2003; 86: 1401–1408.
112. Blue DS, Griggs JA, Woody RD, Miller BH. Effects of bur abrasive partical size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *J Prosthet Dent.* 2003; 90(3): 27-54.
113. Yin L, Huang H. Ceramic response to high speed grinding. *Mach Sci Technol.* 2004; 8: 21–37.
114. Yin L, Jahanmir S, Ives LK. Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece. *Wear.* 2003; 255: 975–989.
115. Huang H. Machining characteristics and surface integrity of yttria stabilized tetragonal zirconia in high speed deep grinding. *Mater Sci Eng A: Struct* 2003; 345: 155–163.
116. Huang H, Liu YC. Experimental investigations of machining characteristics and removal mechanisms of advanced ceramics in high speed deep grinding. *Int J Mach Tool Manuf.* 2003; 43: 811–823.
117. Kou W, Molin M, Sjogren G. Surface roughness of five different dental ceramic core materials after grinding and polishing. *J Oral Rehabil.* 2006; 33(2): 117–124.

118. Rudolph H, Quaas S, Luthardt R. CAD/CAM-Neue Technologien und Entwicklungen in Zahnmedizin und Zahntechnik. Dtsch Zahnärztl Z 58: 559-569; 2003; in: (in English, <http://cat.inist.fr/?aModele=afficheN&cpsidt=15962715>)
119. Wolz S. Wol-Ceram-EPC-CAM-System. Dent Labor 2002; 49: 1637-1641.
120. Kosmac T, Oblac C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. J Biomed Mater Res(Appl Biomater). 2000; 53(4): 304-313.
121. Hansen PA, West LA. Allergic reaction following insertion of a Pd-Cu-Au fixed partial denture: a clinical report. J Prosthodont. 1997; 6(2): 144-148.
122. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. Biomaterials. 1999; 20(4): 371-376.
123. Josset Y, Oum' Hamed Z, Zarrinpour A, Lorenzato M, Adnet JJ, Laurent-Maquin D. In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia alumina ceramics. J Biomed Mater Res. 1999; 47(4): 481-493.
124. 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): 322-326.
125. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks. J Periodontol. 2004; 75(2): 292-296.
126. 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): 356-362.

127. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont.* 2000; 13(2): 131-135.
128. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurements of marginal fit. *J Prosthet Dent.* 1989; 62(4): 405-408.
129. Abbate FM, Tjan AH, Fox WM. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.* 1989; 61(5): 527-531.
130. Lui JL. The effect of firing shrinkage on the marginal fit of porcelain jacket crowns. *Br Dent J.* 1980; 149(2): 43-45.
131. Sorensen JA, Torres TJ, Kang SK, Avera SP. Marginal fidelity of ceramic crown crowns with different margin designs (abstract 1365) *Journal of Dental Research.* 1990; 69:279.
132. Suarez MJ, Villaumbrosia PG, Pradies G, Lozano JF. Comparison of the marginal fit of Procera Allceram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont.* 2003; 16(3): 229-232.
133. Wanersk DJ, Sobczak KP, Monaco JG, McGivney GP. An analysis of margin adaptation of all-porcelain facial margin ceramometal crowns. *J Prosthet Dent.* 1986; 56(3): 289-292.
134. Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1991; 66(6): 747-753.
135. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Bresciano M, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1994; 72(6): 585-590.
136. Cho L, Choi J, Yi YJ, Park CJ. Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. *J Prosthet Dent.* 2004; 91(6): 554-560.

137. Alkumru H, Hullah WR, Marquis PM, Wilson HJ. Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. *Br Dent J.* 1988; 164(2): 39-42.
138. Rosentritt M, Fürer C, Behr M, Lang R, Handel G. Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. *J Oral Rehabil.* 2000; 27(7): 595-601.
139. Kelly JR. Perspectives on strength. *Dent Mater.* 1995; 11(2): 103-110.
140. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *Int J Prosthodont.* 1998; 11(2): 183-189.
141. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent.* 2000; 28(7):529-535.
142. Dickinson AJ, Moore BK, Harris RK, Dykema RW. A comparative study of the strength of aluminous porcelain and all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1989; 61(3): 297-304.
143. Brunton PA, Cattell P, Burke FJ, Wilson NH. Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin-bonded restorative materials. *J Prosthet Dent.* 1999; 82(2): 167-171.
144. Nakamura T, Ohyama T, Imanishi A, Nakamura T, Ishigaki S. Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. *J Oral Rehabil.* 2002;29(10): 951-955.
145. Kheradmandan S, Koutayas SO, Bernhard M, Strub JR. Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermo-mechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil.* 2001; 28(4): 361-369.

146. Koutayas SO, Kern M, Ferraresso F, Strub JR. Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: an in vitro study in a dual-axis chewing simulator. *J Prosthet Dent.* 2000;83(5): 540-547.
147. Koutayas SO, Kern M, Ferraresso F, Strub JR. Influence of framework design on fracture strength of mandibular anterior all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2002; 15(3): 223-229.
148. Burke FJ. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns constructed in a leucite-reinforced ceramic. *Dent Mater.* 1999; 15(5): 359-362.
149. Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, Strub JR. Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2002; 10(1): 15-22.
150. Hwang JW, Yang JH. Fracture strength of copy-milled and conventional In-Ceram crowns. *J Oral Rehabil.* 2001; 28(7): 678-683.
151. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2005;21:984–991.
152. Mclean JW, Jeanson EE, Chiche GJ, Pinault A. All-ceramic crowns and foil crowns in: Chiche GJ, Pinault A. *Esthetics of anterior fixed prosthodontics.* Chicago:Quintessence, 1994: 97-113
153. Hummert T, Barghi N, Berry T. Postcementation Marginal fit of a new ceramic foil crown system. *J Prosthet Dent.* 1992; 68(5): 766-770.

154. Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC. Marginal fit of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1992; 67(5): 594-599.
155. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of in-ceram, IPS empress and procera crowns. *Int J Prosthodont.* 1997; 10(5): 478-484.
156. Leevailoj C, Platt JA, Cochran MA, Moore BK. In-vitro study of fracture incidence and compressive fracture load of all-ceramic crowns cemented with resin-modified glass ionomer and other luting agents. *J Prosthet Dent.* 1998; 80(6): 699-707.
157. Groten M, Pröbster L. The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspatic ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1997; 10(2): 169-177.
158. Sundh A, Sjorgren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxidepartially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil.* 2004; 31(7): 682–688.
159. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 1999; 81(6): 652-661.
160. Lee SK, Wilson PR. Fracture strength of all-ceramic crowns with varying core elastic moduli. *Aust Dent J.* 2000; 45(2): 103-107.
161. Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G. In-vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont.* 2000; 13(5): 387-391.
162. Beznos C. Microleakage at the cervical margin of composite class II cavities with different restorative techniques. *Oper Dent.* 2001; 26(1): 60-69.

163. Chan C, Haraszthy G, Geis-Gerstorfer J, Weber H. The marginal fit of cerestore full ceramic crowns a preliminary report. *Quintessence Int.* 1985; 6: 399-402.
164. Beschmidt SM, Strub JR. Evaluation of marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulations in the artificial mouth. *J Oral Rehabil.* 1999; 26(7): 582-593.
165. Probst L, Geis-Gerstorfer J, Kirchner E, Kanjantra P. In-vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. *J Oral Rehabil.* 1997; 24(9): 636-645.
166. Luthardt R, Rudolph H, Sandkuhl O, Walter M (b). Aktuelle CAD/CAM Systeme zur Herstellung von keramischem Zahnersatz. Teil1: Systeme ohne zusätzliche Sinterung des keramischen Grundmaterials. *ZWR* 110: 747-754; 2001; in: Design and production of dental prosthetic restorations: basic research on dental CAD/CAM technology. [Luthardt R](#), [Weber A](#), [Rudolph H](#), [Schöne C](#), [Quaas S](#), [Walter M](#) *Int J Comput Dent.* 2002; 5(2-3): 165-176
167. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: An art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent.* 2001; 85(4): 363-376.
168. Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent.* 2004; 91(6): 561-569.
169. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont.* 2001; 14(3): 231-238.

170. Sobrinho LC, Cattell MJ, Glover RH, Knowles JC. Investigation of the dry and wet properties of three all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont*. 1998; 11(3): 255-262.
171. Webber B, McDonald A, Knowles J. An in-vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *J Prosthet Dent*. 2003; 89(2): 154-160.
172. Philip G.K, Burkle C.E. Compressive strengths of conventional, twin foil, and all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 1984; 52(2): 215-220.
173. Wegner SM, Kern M.. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent*. 2000; 2(2): 139-147.
174. Quaas AC, Yang B, Kern M. Panavia F 2.0 bonding to contaminated zirconia ceramic after different cleaning procedures. *Dent Mater*. 2007; 23(4): 506–512.
175. Palacios RP, Johnson GP, Phillips KM, Raigrodski AJ. *J Prosthet Dent*. 2006; 96(2): 104-114.
176. Keiichi Yoshida, Yukiko Tsuo, Mitsuru Atsuta. Bonding of Dual-Cured Resin Cement to Zirconia Ceramic Using Phosphate Acid Ester Monomer and Zirconate Coupler. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater* 2006 77B: 28–33.
177. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. *J Prosthet Dent*. 2006; 95(6): 430-436.
178. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater*. 2007; 23(1): 45–50.

179. Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In-vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent.* 2005; 93(6): 551-558.
180. Groten M, Girthofer S, Pröbster L. Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *J Oral Rehabil.* 1997; 24(12): 871-881.
181. Lin MT, Sy-Munoz J, Munoz CA, Goodacre CJ, Naylor WP. The effect of tooth preparation on the fit of procera copings *Int J Prosthodont* 1998; 11(6): 580-590.
182. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In-vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.* 2003; 90(5): 459-464.
183. Albert FE, El-Mowafy OM. Marginal adaptation and microleakage of Procera Allceram crowns with four cements. *Int J Prosthodont.* 2004; 17(5): 529-535.
184. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont.* 2003; 16(6): 587-592.
185. Groten M, Axmann D, Probster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *J Prosthet Dent.* 2000; 83(1): 40-49.
186. Lawn BR, Deng Y, Lloyd IK, Janal MN, Rekow ED, Thompson VP. Materials design of ceramic-based layer structures for crowns. *J Dent Res.* 2002; 81(6): 433-438.
187. Thompson DP. Materials science: cooking up tougher ceramics. *Nature* 2002; 417:237.

188. Thompson GA. Determining the slow crack growth parameter and Weibull two-parameter estimates of bilaminate disks by constant displacement-rate flexural testing. *Dent Mater.* 2004; 20(1): 51-62.
189. Wakabayashi N, Anusavice KJ. Crack initiation modes in bilayered alumina/porcelain disks as a function of core/veneer thickness ratio and supporting substrate stiffness. *J Dent Res.* 2000; 79(6): 1398-1404.
190. Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J Dent Res.* 1995; 74(6): 1253-1258.
191. Gardner FM, Tillman KW, Gaton ML, Runyan DA. In vitro failure load of metal-collar margins compared with porcelain facial margins of metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1997; 78(1): 1-4.
192. Morris HF. Quantitive and qualitative evaluation of the marginal fit of cast ceramic, porcelain shoulder, and cast metal full crown margins. *J Prosthet Dent.* 1992; 67(2): 198-204.
193. Kelsey WP, Cavel WT, Blankenau RJ, Barkmeier WW, Wilwerding TM, Matranga LF. Two year clinical study of castable ceramic crowns *Quintessence Int.* 1995; 26: 15-20.
194. Campbell SD, Sozio RB. Evaluation of the fit and strength of an all-ceramic fixed partial denture. *J Prosthet Dent.* 1988; 59(3): 301-306.
195. Schaerer P, Sato T, Wohlwend A. A Comparison of the Marginal Fit of three Cast Ceramic Crown System. *J Prosthet Dent.* 1988; 59(5): 534-542.
196. Coli P, Karlsson S. Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. *Int J Prosthodont.* 2004; 17(1); 59-64.

197. McLean J.W, Von Fraunhofner JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique Br Dent J. 1971; 131(3): 107-111.
198. M. Okutan, G. Heydecke, F. Butz, J. R. Strub. Fracture load and marginal fit of shrinkage-free ZrSiO₄ all-ceramic crowns after chewing simulation J Oral Rehabil. 2006; 33(11):827–832.
199. Komine F, Gerds T, Witkowski S, Strub J.R. Influence of framework configuration on the marginal adaptation of zirconium dioxide ceramic anterior four-unit frameworks. Acta Odontol Scand.2005; 63(6): 361-366.
200. Bindl A, Mörmann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. J Oral Rehabil. 2005; 32(6): 441-447.
201. Arcasoy A: Seramik Teknolojisi, Marmara üniversitesi yayınları, İstanbul, 1983
202. Allen EP, Bayne SC, Brodine AH, Cronin RJ., Donovan TE., Kois JC, Summit JB. Annual review of selected dental literature. J Prosthet Dent. 2002; 88(1): 60-88
203. Luthy H, Filser F, Gauckler L, Scharer P. High reliable zirconia bridges by direct ceramic machining process (DCM). J Dent Res. 1998;77:762 Abstr. No. 1045.
204. Filser F, Kocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). Int J Comput Dent. 2001; 4(2): 89–106.
205. Lawn BR, Pajares A, Zhang Y, Deng Y, Polack MA, Lloyd IK. Materials design in the performance of all-ceramic crowns. Biomaterials 2004; 25(14): 2885–2892.
206. Guazzatto M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. Biomaterials. 2004; 25(20): 5045–5052.

207. Strub JR. Vollkeramische Systeme. Dtsch Zahnärztl Z 47: 566-571; 1992. in: Stamouli, K. Smeekens, S. Att, W. Strub, J. R. Fracture resistance of three unit zirconiumdioxide posterior fixed partial dentures. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 2006; 61: 621-626
208. Probst L. Klinische Erfahrung mit vollkeramischer Zahnersatz-Ein Rückblick. In: Kappert HF (Hg) Vollkeramik: Werkstoffkunde-Zahntechnik-Klinische Erfahrung. Quintessenz Verlag, Berlin. 1996; 103-116. in: Stamouli, K. Smeekens, S. Att, W. Strub, J. R. Fracture resistance of three unit zirconiumdioxide posterior fixed partial dentures. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 2006; 61: 621-626
209. Kern M, Strub JR, Lü XY. Wear of composite resin veneering materials in a dualaxis chewing simulator. J Oral Rehabil. 1999; 26(5): 372-378.
210. Wohlwend A, Strub JR, Scharer P. Metal ceramic and all porcelain restorations current considerations. Int J Prosthodont. 1989; 2(1): 13-26.
211. Esquivel-Upshaw JF, Chai J, Sansona S, Shonberg D. Resistance to staining, flexural strength and chemical solubility of core porcelains for all ceramic crowns. Int J Prosthodont. 2001; 14(3): 284-288.
212. Ohyama T, Yoshinari M, Oda Y. Effects of cyclic loading on the strength of all ceramic materials. Int J Prosthodont. 1999; 12(1): 28-37.
213. Oram DA, Davies EH. Fracture of ceramic and metalloceramic cylinders. J Prosthet Dent. 1984; 52(2): 221-230.
214. Marx R, Fischer H, Weber M, Jungwirth F. Rissparameter und Weibullmodule: unterkritisches Wachstum und Langzeitfestigkeit vollkeramischer Materialien. Dtsch Zahnärztl Z 56: 90-98; 2001; in: Rudolf Marx, Franz Jungwirth, Per-Ole

- Walter. Threshold intensity factors as lower boundaries for crack propagation in ceramics. Biomed Eng Online 2004; 3: 41
- 215.** Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. Int J Prosthodont 1995; 8(3):239-246.
- 216.** Fischer H, Weber M, Marx R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. J Dent Res 2003; 82(3): 238-242.
- 217.** Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. In vitro lifetime of dental ceramics under cyclic loading in water. Biomaterials. 2007; 28(17): 2695–2705.
- 218.** Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. J Prosthet Dent. 2007; 98(2): 120-128.
- 219.** Tinschert J, Natt G, Mohrbotter N, Spiekermann H, Schulze KA. J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater 2007; 80(2): 317–321.
- 220.** Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of simulated masticatory loading regimes on the bi-axial flexure strength and reliability of a Y-TZP dental ceramic. J Dent 2006; 34(5): 317-325
- 221.** Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Flexure Tests on Dental Ceramics. Int J Prosthodont. 1996; 9(5): 434-439.
- 222.** Wagner WC, Chu TM. Biaxial Flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. J Prosthet Dent. 1996; 76(2): 140-44.
- 223.** Mecholsky JJ. JR. Fracture mechanics principles. Dent Mater. 1995 Mar;11(2): 111-112.
- 224.** Ritter JE. Predicting lifetimes of materials and material structures. Dent Mater. 1995; 11(2): 142-146.

225. Castellani D, Bacetti T, Clauser C, Bernardini UD. Thermal distortion of different material in crown construction. *J Prosthet Dent*. 1994; 72(4): 360-366.
226. Zan T. Çeşitli Yüzey Şartlandırma İşlemlerinin Konvansiyonel Dental Porselenlerin Eğilme Dayanıklılığı Üzerine Etkisi. Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 1999.
227. Ban S, Anusavice KJ. Influence of test method on failure stres of brittle dental materials. *J Dent Res*. 1990; 69(12): 1791-1799.
228. Baker PS, Clark AE. Compositional Influence on the strength of dental porcelain. *Int J Prosthodont*. 1993; 6(3): 291-297.
229. Esquivel JF, Chai J, Wozniak WT. The physical properties of low-fusing porcelains for titanium. *Int J Prosthodont*. 1996; 9(6): 563-571.
230. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent*. 2004; 91(4): 349-355.
231. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int*. 2002; 33(6): 415-426.
232. Stephan M. Beschichtungsverhalten von Verblendkeramiken auf Dentalkeramiken. Diplomarbeit Tübingen, Germany: Eberhard-Karls-Universität Tübingen; 1996; in: Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and alumina—advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1999; 7: 113-119.
233. 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.

234. Filser F, Luthy H, Kocher P, Scharer P, Gauckler LJ. Posterior all-ceramic bridgework. *Quintessence Dent Technol.* 2003; 1: 28-41.
235. Sindel J, Petschelt A. Evaluation of subsurface damage in CAD/CAM machined dental ceramics. *J Mater Sci Mater Med.* 1998; 9(5): 291-295.
236. Jin Lei, Wang Zhong-yi, Chen Liang-liang, Jia Jun, Wang Xiao-hui. Aqueous Electrophoretic Deposition Fabricate All Ceramic Dental Crown. *Journal of US - China Medical Science* 2007; (4): 17-22.
237. Snyder MD, Hogg KD. Load-to-fracture value of different all-ceramic crown systems. *J Contemp Dent Pract.* 2005; 6(4): 54-63.
238. Vult Von Steyern P, Ebbesson S, Holmgren J, Haag P, Nilner K. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. *J Oral Rehabil.* 2006; 33(9): 682-689.
239. Kelly JR, Campbell SD, Bowen HK. Fracture-surface analysis of dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 1989; 62(5): 536-541.
240. Malament KA, Socransky SS. Survival rate of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years: Part I: Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender and age. *J Prosthet Dent.* 1999; 81(1): 23-32.
241. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Predictions of cement microfracture under crowns using 3D-FEA. *J Prosthodont.* 2000; 9(4): 201-209.
242. Potiket N, Chiche G, Finger IM. In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.* 2004; 92(5): 491-495.
243. De Boever JA, McCall WD, Jr, Holden S, Ash MM, Jr. Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. *J Prosthet Dent.* 1978; 40: 326-333.

- 244.** Bates JF, Stafford GD, Harrison A. Masticatory function--A review of the literature. III. Masticatory performance and efficiency. *Oral Rehabil.* 1976; 3(1): 57-67.
- 245.** Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995; 10(1): 99-109.
- 246.** Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand.* 1977; 35(6): 297-303.
- 247.** Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent.* 1986; 56(2): 226-229.
- 248.** Ludwig K. Investigation of fracture resistance of full porcelain crowns. *Dental Labor.* 1991; 39(5): 647-651.
- 249.** Pröbster L. Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1992; 5(5): 409-414.
- 250.** Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg H, Engstrom C. The relationship between maximal bite force, bite force endurance and facial morphology during growth. A crosssectional study. *Acta Odontol Scand.* 1993; 51(5): 323-331.