

**KENAR BİTİM VE ALT YAPI ŞEKİLLERİNİN
DEĞİŞİK YÖNTEMLERLE HAZIRLANAN
ZİRKONYUM ALT YAPILAR ÜZERİNDEKİ VENEER
PORSELENLERİNİN KIRILMA DİRENCİNE
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Dt. Murat ALKURT

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ

Doktora Tezi-2014

**ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**KENAR BİTİM VE ALT YAPI ŞEKİLLERİNİN DEĞİŞİK
YÖNTEMLERLE HAZIRLANAN ZİRKONYUM ALT
YAPILAR ÜZERİNDEKİ VENEER PORSELENLERİNİN
KIRILMA DİRENCİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Dt. Murat ALKURT

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Doktora Tezi**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ**

**ERZURUM
2014**

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

**KENAR BİTİM VE ALT YAPI ŞEKİLLERİNİN DEĞİŞİK
YÖNTEMLERLE HAZIRLANAN ZİRKONYUM ALT YAPILAR
ÜZERİNDEKİ VENEER PORSELENLERİNİN KIRILMA DİRENCİNE
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Dt. Murat ALKURT

Tez Savunma Tarihi: 03.06.2014

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. L. İhsan ALADAĞ (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Filiz AYKENT (Selçuk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. A. Berhan YILMAZ (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Funda BAYINDIR (Atatürk Üniversitesi)

Onay

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Doktora Tezi** olarak kabul edilmiştir.


Prof. Dr. Yavuz Selim SAĞLAM
Enstitü Müdürü

**Doktora Tezi
ERZURUM – 2014**

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	V
ÖZET	VI
ABSTRACT	VII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ	IX
TABLolar DİZİNİ	XI
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Porselenlerin Gelişimi	3
2.2. Dental Porselenlerin Yapısı	5
2.2.1. Dental Porselenlerin Yapısındaki Maddeler	5
2.2.1.1. Feldspar	5
2.2.1.2. Kuartz Silika	6
2.2.1.3. Kaolin	6
2.2.1.4. Akışkanlar ve Cam Modifiye Ediciler	6
2.2.1.5. Ara Oksitler	7
2.2.1.6. Renk Pigmentleri	7
2.2.1.7. Opaklaştırıcı Ajanlar	7
2.2.1.8. Lüminesans Özelliği Veren Maddeler	7
2.3. Dental Porselenlerin Sınıflandırılması	8
2.3.1. İçeriklerine Göre	8
2.3.2. Erime Isılarına Göre	8

2.3.3. Şekillendirme Türlerine Göre	8
2.3.4. Uygulama Alanlarına Göre	9
2.3.5. Yapım Tekniklerine Göre	9
2.3.6. Tam Seramik Restorasyonlar	9
2.4. Geleneksel Metal Destekli Porselenler	9
2.5. Tam Seramik Restorasyonlar	10
2.5.1. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması	10
2.5.1.1. Cam Seramikler	12
2.5.1.2. Alümina Esaslı Seramikler	15
2.5.1.3. Zirkonyum Esaslı Seramikler	17
2.6. CAD-CAM (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing) Sistemleri	25
2.6.1. CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller	25
2.6.1.1. CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Zirkonyum Bloklar	25
2.6.2. CAD-CAM Sistemlerinde Üretim	26
2.6.2.1. Verilerin Elde Edilmesi	26
2.6.2.2. Restorasyonların Tasarımı	27
2.6.2.3. Restorasyonların Üretimi	27
2.6.3. Güncel CAD-CAM Seramik Sistemleri	27
2.6.3.1. Lava	27
2.6.3.2. Cercon	28
2.6.3.3. DC-Zirkon	28
2.6.3.4. Denzir	28
2.6.3.5. Procera AllZirkon	29

2.6.3.6. Celay	30
2.6.3.7. Cerec in Lab	30
2.6.3.8. CICERO Sistemleri	31
2.6.3.9. Zeno Tec	31
2.6.3.10. Everest	31
2.6.3.11. Zirkonzahn	32
2.7. Kenar Dizaynı	32
2.7.1. Shoulder (Künt) Bitim Şekli	33
2.7.2. Chamfer (Oluk Biçimli) Bitim Şekli	33
2.7.3. Bıçak Sırtı (Knife Edge)	34
2.8. Tam Seramik Sistemlerde Uygulanan Alt Yapı Şekilleri	34
2.8.1. Anatomik Alt Yapılar	34
2.8.2. Anatomik Olmayan Alt Yapılar	34
2.8.3. Oklüzal Yüzeyi Genişletilen Alt Yapılar	34
2.8.4. Proksimal ve Lingual Basamak Yükseltilerek Hazırlanan Alt Yapılar	34
2.9. Farklı Şekilde Hazırlanan Alt Yapıların Veneer Porselenlerinin Kırılma Dirençlerine Etkisi	35
2.10. Tam Seramik Restorasyonlarda Veneer Porselenlerinin Kırılma Dirençlerini Etkileyen Faktörler	36
3. MATERYAL VE METOT	44
3.1. Örneklerin Hazırlanması	44
3.2. Zirkonzahn Örneklerin Hazırlanması	48
3.3. Lava Örneklerin Hazırlanması	50
3.4. White Peaks (Coproan Zr) Örneklerin Hazırlanması	52
3.5. Alt Yapılara Porselen Uygulanması	55

3.6. Örneklerin Simantasyonu	57
3.7. Kırılma Direnci Testi	58
3.8. Kopma Şekillerinin İncelenmesi	58
3.9. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi	59
4. BULGULAR	60
4.1. Kırılma Dirençlerinin Değerlendirilmesi	60
4.2. Kopma Şekillerinin Değerlendirilmesi	65
5. TARTIŞMA.....	67
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	83
KAYNAKLAR.....	85
EKLER.....	119
EK-1. ÖZGEÇMİŞ.....	119
EK-2 ETİK KURUL İZİN FORMU	120

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bilgi ve deneyimi ile bana destek olan ve tez yazımı aşamasında olağanüstü yardımlarını benden esirgemeyen tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ' a en derin saygı ve şükranlarımı sunarım.

Bilgi ve tecrübelerinden yaralandığım bölümümün öğretim üyeleri ve çalışma arkadaşlarıma, bu günlere gelmemde sonsuz emeği olan babam ve canım anneme, hayatıma bu süreçte desteğiyle her an yanımda olan sevgili nişanlım Eda Nur ÖKSÜZOĞLU' na ve ailesine, bu çalışmayı 2012/381 BAP proje numarası ile destekleyen Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne, SONSUZ TEŞEKKÜRLER...

Dt. Murat ALKURT

ÖZET

Kenar Bitim ve Alt Yapı Şekillerinin Değişik Yöntemlerle Hazırlanan Zirkonyum Alt Yapılar Üzerindeki Veneer Porselenlerinin Kırılma Direncine Etkisinin İncelenmesi

Amaç: Bu çalışmada, kenar bitim ve alt yapı şekillerinin değişik yöntemlerle hazırlanan zirkonyum alt yapılar üzerindeki veneer porselenlerinin kırılma direncine etkisi *in vitro* olarak incelenmiştir.

Materyal ve Metot: Örneklerin elde edileceği kesilmiş üst 1. küçük azı dişini temsil eden güdükler; 1. Güdük; 6 mm kuron boyu ve 6⁰ taper açısında 1 mm shoulder basamak ile anatomik oklüzal yüzeyli, 2. Güdük; 6 mm kuron boyu ve 6⁰ taper açısında 1 mm chamfer basamak ile anatomik oklüzal yüzeyli, 3. Güdük; 6 mm kuron boyu ve 6⁰ taper açısında, 1 mm shoulder basamak ile düz oklüzal yüzeyli, 4. Güdük; 6 mm kuron boyu ve 6⁰ taper açısında 1 mm chamfer basamak ile düz oklüzal yüzeyli olarak standardizasyonun sağlanması amacıyla CNC torna tezgahında hazırlanmıştır. Güdüklerden alınan ölçülerden 60 adet epoksi rezin güdük elde edilmiştir. Zirkonyum alt yapılar farklı yöntemlerle hazırlandıktan sonra üst yapı porseleni uygulanarak kuronlar tamamlanmıştır. Kuronlar epoksi rezin güdükler üzerine simante edildikten sonra veneer porselenlerinin kırılma dirençleri Universal test cihazında saptanmıştır.

Bulgular: Veriler üç yönlü varyans analizi (ANOVA) ile değerlendirilmiştir. Kenar bitim şekli, alt yapı şekli ve materyallerin, materyaller ile alt yapı şekli, materyaller ile kenar bitim şekli arasındaki etkileşimin anlamlı olduğu, kenar bitim şekli ile alt yapı şekli, materyaller ile alt yapı şekli ve kenar bitim şekli arasındaki etkileşimlerin ise anlamlı olmadığı istatistiksel olarak tespit edilmiştir.

Sonuç: En yüksek veneer porselen kırılma direnci değerlerinin alt yapısı anatomik şekilde hazırlanan chamfer basamaklı White Peaks kuronlarda, en düşük kırılma direnci değerlerinin ise alt yapısı düz şekilde hazırlanan chamfer basamaklı Lava kuronlarda olduğu görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Alt yapı şekli, kenar bitim şekli, kırılma direnci, zirkonyum alt yapılar.

ABSTRACT

An Analysis over the Effect of Edge Finish and Coping Design on the Fracture Resistance of Veneer Porcelains Located on the Zirconia Frameworks Prepared through Various Methods

Aim: In this study, the effect of edge finish and coping design on the fracture resistance of veneer porcelains located on the zirconia frameworks prepared through various methods was analyzed *in vitro*.

Material and Method: To provide standardization, the dies representing the upper first premolar tooth, through which samples would be obtained, were prepared in the CNC turning machine as: the first die; with a 6 mm crown length and at 6⁰ taper angle, having an anatomic occlusal surface with a 1 mm shoulder edge, the second die; with a 6 mm crown length and at 6⁰ taper angle, having an anatomic occlusal surface with a 1 mm chamfer edge, the third die; with a 6 mm crown length and at 6⁰ taper angle, having a flat occlusal surface with a 1 mm shoulder edge, and the fourth die; with a 6 mm crown length and at 6⁰ taper angle, having a 1 mm chamfer edge with a flat occlusal surface. 60 pieces of epoxy resin dies were obtained from the measurements taken from the dies. After the zirconia frameworks had been prepared through different methods, the crowns were completed by applying the body porcelain. After cementation the crowns on the epoxy resin dies, the fracture resistance of veneer porcelains was measured by the Universal test device.

Results: The data were evaluated through the three-way variance analysis (ANOVA). It was statistically determined that the interaction between the edge finish, coping design and materials; and the materials and coping design, and the edge finish and the materials was significant, whereas the interaction between the edge finish and coping design; and the materials and coping design and the edge finish mode was not.

Conclusion: The framework of the highest fracture resistance values of veneer porcelain was seen in chamfer edge White Peaks crowns prepared anatomically, whereas the framework of the lowest fracture resistance values was seen in the chamfer edge Lava crowns prepared evenly.

Key Words: Coping design, edge finish, fracture resistance, zirconia frameworks.

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Al₂O₃	: Alüminyum Oksit
°C	: Santigrat Derece
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)
Ce₂O₃	: Ceria
Cerec	: Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics
Ce-TZP	: Ceria-Stabilize Tetragonal Zirkonyum Polikristali
Ce-TZP/A	: Ceria-Stabilize Tetragonal Zirkonyum Polikristali/ Al ₂ O ₃ Nanokompozit
CICERO	: Computer Integrated Ceramic Reconstruction
HIP	: Hot Isostatic Pressing
MAD	: Manuel Aided Design (Manuel Destekli Tasarım)
MAM	: Manuel Aided Manufacturing (Manuel Desterli Üretim)
MPa	: Mega Paskal
MPD	: 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate
mm	: Milimetre
N	: Newton
PSZ	: Parsiyel Stabilize Zirkonyum
SEM	: Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)
SiO₄	: Silisyum Tetrahedra
t-m	: Tetragonal faz-Monoklinik faz
6Y-FSZ	: %6 mol Yttrium Tam Stabilize Tetragonal Zirkonyum Polikristali
Y-TZP	: Yttrium-Stabilize Tetragonal Zirkonyum Polikristali
3Y-TZP	: %3 mol Yttrium Stabilize Tetragonal Zirkonyum Polikristali
Zr	: Zirkonyum

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>		<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1.	Transformasyon-Sertleşme Mekanizmasının Şematik Gösterimi	21
Şekil 3.1.	Shoulder Bitim Hatlı Anatomik Oklüzal Yüzeyli Güdük	45
Şekil 3.2.	Chamfer Bitim Hatlı Anatomik Oklüzal Yüzeyli Güdük	45
Şekil 3.3.	Shoulder Bitim Hatlı Düz (Anatomik Olmayan) Oklüzal Yüzeyli Güdük	46
Şekil 3.4.	Chamfer Bitim Hatlı Düz (Anatomik Olmayan) Oklüzal Yüzeyli Güdük	46
Şekil 3.5.	Epoksi Rezin Güdükler	47
Şekil 3.6.	Zirkonzahn Manuel Freze Ünitesi	49
Şekil 3.7.	Anatomik Oklüzal Yüzeyli Shoulder (a) ve Chamfer (b) Bitim Hatlı Zirkonzahn Alt Yapılar	49
Şekil 3.8.	Düz Oklüzal Yüzeyli Shoulder (a) ve Chamfer (b) Bitim Hatlı Zirkonzahn Alt Yapılar	50
Şekil 3.9.	Lava Scan-ST Tarayıcı	51
Şekil 3.10.	Lava Form Freze Cihazı	51
Şekil 3.11.	Anatomik Oklüzal Yüzeyli Shoulder (a) ve Chamfer (b) Bitim Hatlı Lava Alt Yapılar	52
Şekil 3.12.	Düz Oklüzal Yüzeyli Shoulder (a) ve Chamfer (b) Bitim Hatlı Lava Alt Yapılar	52
Şekil 3.13.	Roland LPX-60 3D Tarayıcı	53
Şekil 3.14.	Roland DWX-50 Freze Cihazı	54
Şekil 3.15.	Anatomik Oklüzal Yüzeyli Shoulder (a) ve Chamfer (b) Bitim Hatlı White Peaks Alt Yapılar	54

Şekil 3.16.	Düz Oklüzal Yüzeyli Shoulder (a) ve Chamfer (b) Bitim Hatlı White Peaks Alt Yapılar	55
Şekil 3.17.	Silikon İndeks Kalıplar	56
Şekil 3.18.	Simantasyon İşleminde Kullanılan Siman ve Ağırlık Düzeneği	57
Şekil 3.19.	Örnek Yerleştirilmiş Instron Universal Test Cihazı	58
Şekil 3.20.	Optik Mikroskopta Kopma Şekillerinin İncelenmesi	59
Şekil 4.1.	Kenar Bitim Şekillerinin Kırılma Direnç Değerlerinin Karşılaştırılması	64
Şekil 4.2.	Alt Yapı Şekillerinin Kırılma Direnç Değerlerinin Karşılaştırılması	64
Şekil 4.3.	Alt Yapı Materyallerinin Kırılma Direnç Değerlerinin Karşılaştırılması	65

TABLolar DİZİNİ

<u>Tablo No</u>		<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1.	Zirkonyumun Özellikleri	19
Tablo 3.1.	Çalışmada Kullanılan Materyaller	48
Tablo 4.1.	Varyans Analiz Tablosu	61
Tablo 4.2.	Kırılma Direnç Değerlerinin Ortalama ve Standart Sapma Sonuçları	62
Tablo 4.3.	Materyallerin Kırılma Direnç Değerlerinin Tukey HSD ^a Testi Sonuçları	63
Tablo 4.4.	Veneer Porselenlerinin Kopma Şekillerinin Dağılımı	66

1. GİRİŞ

Kayıp diş ve diş dokularının, biyolojik uyuma sahip, estetik ve çiğneme kuvvetlerine dirençli malzemelerle restore edilmesi, diş hekimliğinde yıllardır süre gelen bir arayış olmuştur. Sabit protetik restorasyonlar, protetik diş tedavisinin önemli bir kısmını oluşturmaktadır. Günümüzde metal destekli porselenlerin dirençleri ve uzun dönem klinik başarılarından dolayı sabit protetik restorasyonlarda en çok tercih edilen sistemler olmasına karşın, estetik beklentilerin artması ve bazı alaşımlara karşı gelişen toksik ve alerjik reaksiyonlar nedeniyle hastalar ve hekimler tarafından metal içermeyen diş renginde restorasyonların kullanımı tercih edilmeye başlanmıştır.¹

Cam seramik restorasyonlarla estetik konusunda önemli gelişme kaydedilmiş olmasına karşın yapılan restorasyonların yeterli dirence sahip olmaması, özellikle çiğneme kuvvetlerine yoğun olarak maruz kalan arka bölgelerde kullanımlarını kısıtlamıştır.²

Cam infiltrasyonu, lösit veya lityum disilikat kristallerinin kullanımı, kontrollü kristalizasyon ile alüminyumun dağıtılması gibi değişik teknikler kullanılarak seramik alt yapıların güçlendirilmesine karşın, üretilen seramikler ile sadece ön bölgede uygulanan tek kuronlarda sınırlı bir başarıya ulaşılmıştır.¹⁻³

Yttrium oksit ile stabilize edilen zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlar, arzu edilen estetiği sağlamaları ve yüksek kırılma dirençleri ile posterior bölgede uygulanan çok üyeli köprülerin yapımında metal alaşımlarına alternatif duruma gelmişlerdir.⁴

Veneer porselenindeki minör kırıklar ve veneer porseleninin alt yapıdan ayrılması, zirkonyum alt yapıli restorasyonlarda en sık karşılaşılan başarısızlıklardır. Zirkonyum alt yapıli restorasyonlarda kırılma olayı bildirilmemiştir.^{5,6}

Zirkonyum alt yapıların farklı şekillerde tasarlanmasıyla veneer porselenlerinin kırılma dirençlerinin arttığı gözlemlenmiştir.^{7,8}

Bu çalışma, değişik yöntemlerle hazırlanan zirkonyum alt yapılar üzerindeki veneer porselenlerinin kırılma direncine farklı kenar bitim ve alt yapı şekillerinin (anatomik ve anatomik olmayan) etkisini incelemek amacıyla yapılmıştır. Çalışmanın hipotezi, kenar bitim ve alt yapı şekillerinin veneer porselenlerinin kırılma direncini değiştireceği yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Porselenlerin Gelişimi

Seramik, insanoğlunun suni olarak yaptığı ilk materyaldir⁹ ve Yunanca topraktan yapılmış anlamına gelen ‘keramikos’ kelimesinden türetilmiştir.¹⁰ İlk kullanımı taş devrine kadar uzanan seramik,¹¹ Mezopotamya uygarlığında ve Asurlarda yapı malzemesi olarak, M.Ö. 50 yıllarında ise Çinliler tarafından geliştirilerek kiremit, tuğla, fayans yapımında ve Çin porseleni adıyla sanat eserlerinde kullanılmış, 18. yüzyılda ise Portekizli denizciler tarafından Avrupa’ya getirilmiştir.^{10,11}

Seramik ifadesi daha kapsamlı bir anlamda kullanılırken, porselen terimi bunun daha alt gruplarını ifade etmekte¹² ve Ortaçağ İtalyancasındaki küçük deniz kabuğu anlamına gelen Porcella’dan gelmektedir. İlk örnekleri bin yıl kadar eski olan porselenin dental materyal olarak kullanımı, 1700’lü yıllara dayanmaktadır.¹⁰ Yapısında porselen kullanılan protez ilk olarak 1774 yılında Fransız eczacı olan Duchateau tarafından diş hekimliğine tanıtılmıştır.⁵ Duchateau ve diş hekimi Nicolas Dubois de Chenant birlikte çalışarak, 1789 yılında ilk porselen diş materyalinin patentini almışlardır.⁹ Platin pinler veya çerçeve ile proteze sabitlenen ilk kişisel porselen dişler, 1808 yılında İtalyan diş hekimi Giussepangelo Fonzi tarafından yapılmıştır.¹³ Bu dişlerin opaklık ve kırılma gibi dezavantajları olduğu görülmüştür.⁹ Amerika’da 1817 yılında tanıtılan porselen dişlerin 1825 yılında ticari olarak üretimine başlanmıştır. Porselenin platin post ile kullanıldığı Richmond kuron 1855 yılında kullanılmış, 1873 yılında ise tam porselen kuron fikri ortaya atılmıştır.¹¹ Dr. Chatles Lans tarafından 1903 yılında platin yaprak üzerinde pişirilen ilk feldspatik porselen türü diş hekimliğine tanıtılmıştır.¹⁰ Bu porselenin estetik görüntüsünün çok iyi olmasına karşın bükülme dayanıklılığının az olması başarısızlığa sebep olmuştur. Amerika Birleşik Devletleri’nde

1962 yılında ilk metal-porselen restorasyonun patenti alınmış, 1963 yılında Vita Firması (Vita Zahnfabrik, Almanya) tarafından ticari olarak porselenin üretimine başlanmıştır.¹⁰ Mc Lean ve Hughes¹⁴ 1965 yılında porselene güçlendirici olarak alüminyum oksit ilave etmişler ve %40-50 oranında alüminyum oksit içeren kor seramiğini geliştirmişlerdir. Alümina kristallerinin porselenin içeriğinde artması fazla opak bir görünüme neden olmuş, bu durum üst yapı materyali olarak feldspatik porselen kullanıma ihtiyacını doğurmuştur.¹ Alüminyum porselen kuronlar, düşük dirençleri (131 MPa) nedeniyle sadece ön bölgedeki restorasyonlarda uygulanabilmişlerdir.^{11,15}

Tam seramik sistemlerdeki gelişmeler 1984 yılında ilk dökülebilir cam seramik olan Dicor'un ve aynı yıllarda yeni bir refraktör day metodu olan %70 alümina içeren Hi-Ceram'ın geliştirilmesiyle hız kazanmıştır.¹⁶ Fransa'da 1988 yılında 'slip casting' yöntemi ile hazırlanan, cam infiltrasyonu ile güçlendirilen, alümina içeriği %90'ın üzerinde olan yeni bir alt yapı sistemi geliştirilmiş ve Vita firması tarafından In-Ceram adıyla üretilmeye başlanmıştır.¹⁷ IPS Empress sistemi 1990 yılında geliştirilmiş, 1998 yılında yüksek kırılma direnci gösteren IPS Empress 2 piyasaya sunulmuş,¹¹ takip eden dönemlerde ise çok yüksek miktarda alümina kristalleri içeren yoğun sinterize alt yapı seramiği olan Procera AllCeram üretilmiştir.¹⁸⁻²⁰

Zirkonyum, tam seramik restorasyonların güçlendirilmesi amacı ile yapıya ilave edilen malzemelerden biridir. Alümina'nın kırılma problemini çözmek ve implantların potansiyel başarısızlıklarını ortadan kaldırmak amacı ile zirkonyum, 20 yıl önce ortopedide kullanılmaya başlanmıştır.²¹ Son yıllarda ise prefabrike kanal postlarında, ortodontik braketlerde, implant desteklerde ve yaygın olarak da sabit protetik restorasyonların alt yapılarının hazırlanmasında kullanılmaktadır.²²

2.2. Dental Porselenlerin Yapısı

Seramik inorganik materyallerin genel adıdır. Porselen ise kristal yapısında olan cam fazlı bir materyaldir.²³ Diş hekimliğinde kullanılan porselen, dört oksijen (O) atomunun merkezde yer alan silisyum (Si^{4+}) ile kimyasal bağlar yaparak oluşturduğu silisyum tetrahedra (SiO_4) yapısında bir birleşim olup, feldspar, kuartz ve kaolin olmak üzere 3 ana maddeden meydana gelmiştir.^{1,23} Bu üç ana maddenin dışında akışkanlık vericiler veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştıran veya parlaklık (lümİnesans) özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da üretim sırasında bileşime ilave edilmişlerdir.²⁴

Seramik kristalindeki atomik bağlar, hem iyonik hem de kovalent karakterdedir. Bu güçlü bağlar seramiklere; stabilite, sertlik, sıcaklığa ve kimyasal maddelere karşı direnç gibi özellikler kazandırmaktadırlar.²⁵

2.2.1. Dental Porselenlerin Yapısındaki Maddeler

2.2.1.1. Feldspar ($\text{K}_2\text{OAl}_2\text{O}_3\text{SiO}_2$)

Feldspar porcelene doğal bir translüsenslik veren ana yapıyı oluşturan maddedir. Minumum %60 oranında bulunur. Sodyum silikat, potasyum silikat veya kalsiyum silikat yapısında olan bu maddenin bağlayıcı özelliği olup, fırınlama sırasında eriyerek kuartz ve kile matriks oluşturur.²⁵

Feldsparın soda formu erime sıcaklığını düşürürken, potas formu erimiş materyalin (camın) viskozitesini artırarak fırınlama sırasında oluşan toplanma ve proplastik akmayı azaltır. Bu özellik kenarların yuvarlaklaşmasını, diş formunun ve yüzey özelliklerinin kaybolmasını önler.^{26,27} Diş hekimliğinde genellikle potas içeriği fazla olan feldspar tercih edilmektedir.²⁸

2.2.1.2. Kuartz Silika (SiO₂)

Diğer maddelerden daha yüksek erime ısısı (yaklaşık olarak 1700⁰C) olan kuartz, yapıda %10-30 oranında bulunur, tutuculuk ve desteklik sağlar, doldurucu görevi görür. Pişirme sonrasında meydana gelebilecek büzölmeleri önler, termal genişleme katsayısını kontrol etmeye yardımcı olur ve porselenin dayanıklılığının artmasını sağlar.^{27,29}

2.2.1.3. Kaolin (Al₂O₃SiO₂H₂O)

Isıya dayanıklı, opak yapıda, seramikte %1-5 oranında bulunan ve Çin kili olarak adlandırılan kaolin, dehidrate olmuş alüminyum silikattır. Yapışkan bir yapısı olduğundan diğer maddeleri bir arada tutar ve porselenin modelajına yardımcı olur.²⁵

Bu üç maddenin dışında akışkanlar ve cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştıran ve lüminesans özelliğini geliştiren çeşitli ajanlarda seramiğin yapısına ilave edilmektedirler.^{12,27,30}

2.2.1.4. Akışkanlar ve Cam Modifiye Ediciler

Potasyum, sodyum, kalsiyum oksit, cam modifiye ediciler, silisyum tetrahedra (SiO₄) ağının bütönlüğünü bozan akışkanlar olarak rol oynamaktadırlar. Akışkanlar ve cam modifiye ediciler camın yumuşama ısını düşürmek amacıyla ilave edilmişlerdir. Oksijen silika oranı, camın viskozitesini ve ısısal genişmesini etkilediğinden oldukça önemlidir.^{30,31}

2.2.1.5. Ara Oksitler

Oksitlerin akışkanlığına karşı direnç sağlanabilmesi için porselenleri düşük fırınlama ısısında ve yüksek viskozitede üretmek gerekmektedir. Camın sertliği ve viskozitesi alüminyum oksit gibi ara oksitlerin kullanımı ile artmaktadır.^{30,31}

2.2.1.6. Renk Pigmentleri

Yukarıdaki maddelerin dışında diş hekimliğinde kullanılan porselenlere renk vermek amacıyla renk fritleri olarak adlandırılan metal ve metal oksitler (titanyum, uranyum, demir, kobalt, krom, nikel, çinko, kalay gibi)^{25,28,30} maksimum %7 oranında ilave edilmektedirler.^{24,32}

2.2.1.7. Opaklaştırıcı Ajanlar

Porselenin fazla şeffaf olmasından dolayı diş rengine benzer etki oluşturulmasında yoğun renk fritlerinin eklenmesi yeterli olmamaktadır. Özellikle dentin renklerinin oluşturulabilmesi için yüksek opasite gerekmektedir. Opaklaştırıcı ajanlar genellikle çok ince partikül boyutlarında öğütülmüş metal oksitler içermektedirler. Bu amaçla kullanılan metal oksitler; seryum oksit, titanyum oksit ve zirkonyum oksittir. Opaklaştırıcı ajanların çok hassas bir işlem ile ilave edilmesi gerekmektedir.³¹

2.2.1.8. Lüminesans Özelliği Veren Maddeler

Fosforasans ve flouresans adı verilen iki optik etkinin birleşmesi ile oluşan lüminesans; parlatma, ısıldama anlamına gelmektedir.²³

Belli dalga boyuna sahip ışıkların cisim tarafından absorbe edilerek daha uzun boylu bir radyasyon şeklinde geri yansımaya flouresans, bu tür cisimlere ise flouresan

denilmektedir. Doğal dişler güneş ışığında bir miktar flouresans özellik göstermektedirler.²³

Porselen üreticileri flouresans özelliğinin elde edilmesinde büyük ilerleme kaydetmişlerdir. Bazı modern porselenler ultraviyole ışık altında mavimsi beyaz bir flouresans özellik gösterirler. Bu özellik uranyum tuzları, sodyum diüronat gibi radyoaktif maddelerin eklenmesiyle elde edilmektedir.³¹ Bu maddelerin zararlı etkilerinden dolayı günümüzde Europinyum, Samaryum, Uterbiyum gibi Lantanitler yani nadir Dünya elementleri kullanılmaya başlanmıştır.²³

2.3. Dental Porselenlerin Sınıflandırılması

2.3.1. İçeriklerine Göre

- Feldspatik
- Alüminöz
- Metale bağlanan^{23,33}

2.3.2. Erime Isılarına Göre

- Yüksek ısı (1315°C - 1370°C)
- Orta ısı (1090°C - 1315°C)
- Düşük ısı (870°C - 1090°C)
- Ultra-düşük ısı (650°C - 870°C)^{1,23,33}

2.3.3. Şekillendirme Türlerine Göre

- Fırınlanan porselenler

- Dökülebilir porselenler²³

2.3.4. Uygulama Alanlarına Göre

- Metal krun ve köprü protezlerinde uygulanan porselenler
- Full porselen krunlar, inleyler, onleyler ve estetiğin öncelikli olduğu veneerlerde uygulanan porselenler

- Yapay dişlerin üretiminde kullanılan porselenler^{1,24}

2.3.5. Yapım Tekniklerine Göre

- Geleneksel metal destekli porselen restorasyonlar
- Metal folyo üzerine hazırlanan restorasyonlar
- Elektroliz yöntemiyle metal alt yapı üzerine hazırlanan restorasyonlar^{24,34,35}

2.3.6. Tam Seramik Restorasyonlar

- Geleneksel toz-likit karışımı ile yapılan seramikler
- Dökülebilir seramikler
- Presleme ile hazırlanan seramikler
- İnfiltrasyon seramikler
- Frezeleme ile üretilen seramikler^{24,34,35}

2.4. Geleneksel Metal Destekli Porselenler

Metallerin dayanıklılığının porselenlerden daha fazla olması, porselenlerin metal alt yapı ile desteklenmesi fikrinin ortaya atılmasına sebep olmuştur. Metal alt

yapı, gerilimlerin ortaya çıkmasını önleyerek yüzeydeki çatlakların oluşmasını engellemektedir. Metalin dayanıklılığı ile porselenin estetiğini birleştiren metal-porselen restorasyonlar, kuron-köprü protezleri için beklenen gereksinimleri önemli oranda karşılamış ve uzun yıllar başarıyla kullanılmışlardır.^{11,13,27}

Metal-porselen restorasyonların geniş kullanım alanı bulmalarına karşın, metal alt yapının ışık geçirgenliğini azaltması, marjinal kısımlarda metalin görünmesi, porselenin metalden dolayı renk değiştirmesi, metal ile porselen arasındaki bağlantı başarısızlıkları, kullanılan metalin alerjik ve toksik özelliklere sahip olması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu olumsuzlukları ortadan kaldırmak için metal-porselen restorasyonlara alternatif sistemler araştırılmaya başlanmıştır.^{13,15,36,37}

2.5. Tam Seramik Restorasyonlar

Tam seramik restorasyonlar, metal destekli porselenlerde görülen dezavantajları ortadan kaldırmak amacı ile geliştirilmiştir. Işık geçirgenliği iyi olan tam seramik restorasyonlar, metal-porselen restorasyonlardan daha fazla estetik görünüme sahiptirler.³⁸ Ayrıca mükemmel biyouyumlulukları, korozyona dirençli yapıları, bakteri plak birikiminin az olması, düşük ısı ve elektrik iletkenliğine sahip olmaları, tam seramik restorasyonları ideal dental materyal haline getirmiştir.³⁹

2.5.1. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması

Literatürlerde farklı sınıflandırmalar bulunmaktadır.^{25,36,37} Conrad ve arkadaşları⁴⁰ yaptıkları sınıflandırmada alt yapı materyallerini içeriklerine göre aşağıda gösterildiği şekilde 3 ana grupta toplamışlardır.

2.5.1.1. Cam Seramikler

1- L s t Kristalleri ile Güçlendirilmiş Seramikler

- IPS Empress
- Optimal Pressable Ceramic
- IPS ProCAD

2- Lityum Disilikat ve Apatit Cam Seramikler

- IPS Empress 2
- IPS e.max Press

3- Feldspatik Seramikler

- Vitablocks Mark II
- Vita TriLuxe Bloc
- Vitablocs Esthetic Line

2.5.1.2. Alümina Esaslı Seramikler

- In-Ceram Alümina
- In-Ceram Spinell
- In-Ceram Zirconia
- Synthoceram
- Procera AllCeram

2.5.1.3. Zirkonyum Esaslı Seramikler

- Lava
- Cercon
- DC-Zirkon
- Denzir
- Procera AllZirkon
- Celay
- Cerec in Lab
- Zeno Tec
- Everest
- Zirkonzahn

2.5.1.1. Cam Seramikler

1- L s t Kristalleri İle Güçlendirilmiş Seramikler

Holand ve arkadaşları⁴¹ tarafından cam matriks üzerinde kontrollü kristalizasyon yöntemiyle hazırlanan l s t esaslı cam seramikler geliştirilmiştir. Oblik kuvvetlere dayanıklılığı Dicor'dan %30, alümina seramiklerden %90 daha fazladır. Bükülme kuvvetlerine karşı dayanıklılığı ortalama 120-160 MPa'dır. Yüzey  zelliklerinin geliştirilmesiyle bu değer 200 MPa'a kadar çıkabilmektedir. Preslenebilir seramikleri temsil eden ilk ürün 1990 yılında piyasaya sunulan IPS Empress sistemidir. Empress sistemi kayıp mum tekniği ile metallerdeki döküm işlemine benzer şekilde

hazırlanmaktadır. Empress sistemi ile tek üyeli veneer kuronlar, inley ve onley restorasyonlar yapılabilir. ⁴²

2- Lityum Disilikat ve Apatit Cam Seramikler (IPS Empress 2 Sistemleri)

%57-80 kuartz, %11-19 lityum oksit ve %0-5 oranında alüminyum oksitten oluşan seramiklerdir. Materyalin %60'ını oluşturan kristal partiküllerinin yoğun ve homojen bir şekilde birbirine bağlanmış yapısı sayesinde, bükülme direnci 320-450 MPa'a kadar yükselmiştir. ⁴³

Empress 2 (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) sisteminde lityum disilikat cam alt yapı kullanılmaktadır. Lityum disilikat, rastgele iç içe geçen tabaka biçimli kristalden oluşmaktadır. Lityum disilikat kristalleri çatlak oluşumunu engelleyerek seramiğin bükülme direncinde artış oluşturmaktadırlar. Mekanik özellikleri lösit seramiklerden fazla olan lityum disilikat cam seramiklerin yatay bükülme dirençleri 350-400 MPa arasında değişir ve lösit seramiklerin yaklaşık üç katı kadar kırılma direnci gösterirler. ⁴²

Restorasyonların alt yapısı kayıp mum tekniğiyle veya hazır bloklardan bilgisayar kontrollü makine ile hazırlanabilmektedir. ⁴⁴

IPS Empress 2 ve Style-Press bu özellikleri taşıyan ürünlerdir. Sistem, ön ve arka grup dişlerde uygulanan tek kuron ve 3 üyeli köprü yapımında kullanılmaktadır. Bağlantı bölgelerinin boyutlarının oklüzo-gingival olarak 4-5 mm ve bukkal-lingual olarak 3-4 mm den az olmaması gerekmektedir. ⁴⁵

Preslenebilir Seramikler

Günümüzde birçok firma tarafından, piyasada ilk kullanılan IPS Empress sistemi ile uyumlu preslenebilir seramik türleri üretilmiştir. IPS Empress 2 dışında, bu ürünlerin büyük bir kısmı lösit ile güçlendirilmiş feldspatik seramiklerdir.⁴²

Güncel preslenebilir seramik sistemlerine aşağıdaki örnekler verilebilir;⁴²

- IPS Empress 1 (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein)
- IPS Empress 2 (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein)
- Finesse ALL Ceramic (Dentsply/Ceramco York, USA)
- E-max Press (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein)
- Ceration Press-Ceramic (Ceraction Will Geller, Meiningen, Austria)

Bükülme direnci 360-400 MPa olan IPS e-max sistemleri, daha estetik ve daha dirençli restorasyonların hazırlanabilmesi için homojenize edilmiş lityum disilikat cam seramik şeklinde üretilmişlerdir, ön ve arka bölgede uygulanan tek kuronlarda ve köprülerde kullanılabilirler.⁴⁶⁻⁴⁹

3- Feldspatik Seramikler

Vitablocks Mark I ve daha sonra üretilen Vitablocks Mark II feldspatik seramiklere örnek olarak verilebilirler. Vitablocks Mark I ile karşılaştırıldığında; tanecik boyutu daha küçük ve dayanıklılığı daha fazla olan Vitablocks Mark II, 1991 yılında Cerec I sistemi için üretilmiştir. Klasik Vita renk skalasındaki renk alternatifleri mevcuttur. Ancak monokromatik olmaları yani tek renk içermeleri dezavantajdır. Monokromatik restorasyonların estetik dezavantajını ortadan kaldırmak için Vita

Triluxe Block üretilmiştir. Vita Triluxe Block kullanımı ile doğal dişlerin optik karakterleri taklit edilebilmektedir. Vitablocks Mark I ve daha sonra üretilen Vitablocks Mark II feldspatik seramiklere örnek olarak verilebilir. Vitablocks Mark II, 1991 yılında Cerec I sistemi için üretilmiştir.⁵⁰⁻⁵²

2.5.1.2. Alümina Esaslı Seramikler

1- In-Ceram Alümina

Alt yapı slip-cast yöntemiyle veya yarı sinterize blokların frezelenmesi ile hazırlanmaktadır. Slip-cast tekniği; sıvı fazlı maddenin kapiller kuvvet yardımıyla çekilerek pöröz bir kalıbın üzerinde katı bir tabaka oluşturulması olarak tanımlanmaktadır.⁵²⁻⁵⁴

In-Ceram Alümina' nın bükülme direnci 236-600 MPa'dır. Ön ve arka bölgede uygulanan kuronlarda ve ön bölgede hazırlanan üç üyeli köprülerde kullanılabilir.⁵⁵ Bağlantı çapı, okluzo-gingival olarak minimum 4 mm, bukkolingual olarak minimum 3 mm olacak şekilde hazırlanmalıdır.⁵⁶ Yarı opak yapısından dolayı ışık geçirgenliği iyi olmadığından estetik tam olarak verilememektedir.^{57,58}

In-Ceram Alümina diğer seramiklerden daha opak olduğundan kullanımı alt yapı hazırlamakla sınırlı kalmıştır.⁴²

2- In-Ceram Spinell

In-Ceram Spinell (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), 1994 yılında opak alt yapıya sahip olan In-Ceram Alümina'ya alternatif olarak üretilmiştir.⁵⁸ Bükülme direncinin In-Ceram Alümina'dan yaklaşık %25 daha düşük (283-377 MPa) olduğu bildirilmiştir.⁵⁶ Translüsensliği ise 2 kat daha fazladır. Işık geçirgenliğinin iyi

olması nedeni ile estetik beklentilerin fazla olduğu ön bölgede uygulanacak restorasyonlarda kullanılabilir. ⁵⁹

3- In-Ceram Zirconia

In-Ceram Zirconia, seramiğin mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla %35 oranında yarı stabilize zirkonyum oksit ilave edilerek, In-Ceram Alümina sisteminin modifiye edilmesiyle üretilmiştir. ⁵⁷ Bükülme direnci 421-800 MPa'dır. Yapısındaki opaklıktan kaynaklanan estetik problemlerden dolayı arka bölgeye uygulanan kuron ve köprülerde kullanımı tavsiye edilmektedir. ^{58,60} Bağlantıların okluzo-gingival yüksekliği minimum 4 mm, buko-lingual genişliği minimum 3 mm olmalıdır. ⁶¹

4- Synthoceram

Computer Integrated Ceramic Reconstruction (CICERO)'nun teknik konsepti ilk olarak Denissen ve arkadaşları ⁶² tarafından tanımlanmıştır. Synthoceram (CICERO Dental Systems, Hoom, Hollanda), CICERO teknolojisiyle üretilen, yüksek dayanıma sahip cam infiltre edilmiş alüminyum oksit seramiktir. ^{63,64} İnley, onley, kuron ve köprü yapımı için geliştirilmiştir. Bilgisayarda tasarlandıktan sonra alüminyum oksit bloklardan hazırlanan alt yapılara sinterleme işlemi uygulanır. ⁶⁵ Hazırlanan alt yapı, üst yapı porseleni ile veneerlenerek restorasyon tamamlanır. ⁶⁶

5- Procera AllCeram

Saflık oranı yüksek alüminyum oksit seramik olarak bilinen Procera AllCeram (Nobel Biocare AB, Göteborg, İsveç), Andersson ve Oden ⁶⁷ tarafından 1993 yılında geliştirilmiştir. Tam seramik restorasyonlarda alt yapı malzemesi olarak kullanılan Procera AllCeram %99.9 oranında alüminyum oksit (Al_2O_3) kristali içermektedir. ⁶⁷ Alümina esaslı materyaller arasında zirkonyumdan sonra 500-600 MPa'lık bükülme

direnci ile en yüksek dayanıklılığa sahiptir.⁵⁹ Preparasyon verileri bilgisayara transfer edilerek monitörde görüntülenebilmektedir. Alt yapılar, termal genleşme katsayısı alüminyum oksit ile uyumlu feldspatik porselenle veneerlenerek restorasyonlar hazırlanmaktadır.⁵⁰

2.5.1.3. Zirkonyum Esaslı Seramikler

Zirkonyum

Zirkonyum, periyodik cetvelde sembolü Zr, atom numarası 40 ve atomik ağırlığı 91.22 olan, metaller grubunda yer alan kimyasal bir elementtir. Zirkonyum oksit, 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth'un, oksit üretmek için zirkon taşlarını alkaliler ile reaksiyona soktuğu çalışmadan sonra keşfedilmiş ve Arapça'da altın renkli anlamına gelen 'Zargun (Zargon Farsca'da Zar altın, Gun renk anlamında kullanılmaktadır)' olarak adlandırılmıştır.⁶⁸

Doğada saf halde bulunmayan zirkonyum, silikat oksit, baddeleyit gibi mineraller ile birlikte bulunmaktadır.⁶⁹ Diş hekimliğinde kullanıma uygun olmayan bu minerallerin uzun ve karmaşık işlemler sonucunda ayrıştırılması ile saf zirkonyum elde edilmektedir. Zirkonyum, bu saflaştırma işleminden sonra biyomateriyal olarak kullanılabilir.^{68,69}

Metal olarak zirkon, telsiz lambalarında, elektrotlarda, aydınlatma fişeklerinde, kesici aletlerin yapımında ve çelik endüstrisinde kullanılmaktadır. Yüksek aşınma direnci, erime noktası, ağır nötronları absorbe edebilme kabiliyeti ile zirkonyum, nükleer reaktör tasarımlarında aranan bir materyaldir.⁷⁰ Uzun yıllar diğer metal oksitlerle birlikte seramikte renklendirici olarak kullanılan zirkonyum oksit, sahip olduğu kimyasal özellikler, boyutsal stabilite, mekanik direnç, sertlik ve paslanmaz

elik alaşımlarına benzer elastik modül gibi özellikleri nedeni ile 1960'lı yılların sonlarında biyomateryal olarak kullanılmaya başlanmıştır. Zirkonyum oksit ilk kez tıbbi amaçla ortopedi alanında kalça protezlerinde titanyum ve alminyumuun yerine yeni bir materyal olarak kullanılmıştır.^{68,71} Restoratif materyal olarak 1990'ların başında önem kazanan zirkonyum; başlangıçta endodontik postlarda, implantların st yapılarında ve ortodontik braketlerde kullanılırken, son yıllarda tam seramik restorasyonlarda tercih edilen bir alt yapı materyali haline gelmiştir.^{22,72-74}

Zirkonyumun Mikro Yapısı

Zirkonyum polimorfik bir malzemedir ve kristalleri aşağıdaki fazlara sahiptir.

1- Kübik faz (C): 2370⁰C ile 2680⁰C arasında stabil faz

2- Tetragonal faz (T): 1170⁰C ve 2370⁰C arasında stabil faz

3- Monoklinik faz (M): Oda sıcaklığında stabil faz

Sinterleme işlemi sonrası soğuyan zirkonyum oksitte, 100⁰C ile 1170⁰C arasında tetragonal-monoklinik (T-M) transformasyon meydana gelmektedir. Kontrolsüz gerçekleşen bu faz değişimi ile birlikte yüksek internal streslere neden olabilecek %1-5'lik hacimsel bir artış oluşmaktadır. Bu olay, materyalin soğuması sırasında küçük parçalara ayrılmasına neden olduğundan istenmeyen bir durumdur. Zirkonyumun oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilebilmesi için, saf zirkonyuma kalsiyum, magnezyum, alüminyumu, yttrium ve seryum gibi metal oksitler ilave edilmiştir.⁶⁸ Hazırlanan materyaller biyomedikal kullanımlar için denenmiş, ancak sadece zirkonyum-yttrium seramiklerin biyomedikal kullanıma uygun olduğu grlmştir.^{75,76} Bunun yanında kalsiyum, magnezyum, alüminyumu ilave edilerek

karma fazlar elde edilirken, yttrium ile stabilize edilen zirkonyumun oda sıcaklığında sadece tetragonal fazda kalması sağlanmıştır.⁶⁸

Zirkonyumun Mekanik ve Fiziksel Özellikleri

Zirkonyumun, bükülme dayanımı 900-1200 MPa,^{77,78} kırılma dayanımı 7-10 MPa, elastik modülü yaklaşık 200 MPa ve Vicker's sertliği ise dental alaşımların 4-5 katıdır (Tablo 2.1.).⁶⁸

Tablo 2.1. Zirkonyumun Özellikleri⁶⁸

Kimyasal Kompozisyon	$\text{ZrO}_2 + 3 \text{ mol \% Y}_2\text{O}_3$
Yoğunluk	$>6 \text{ g/cm}^3$
Porozite	$<0.1 \%$
Bükülme Direnci	900-1200 MPa
Baskı Dayanımı	2000 MPa
Young's Modülü	210 GPa
Kırılma Dayanımı	$7-10 \text{ MPa m}^{-1}$
Termal Genleşme Katsayısı	$11 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$
Termal İletkenlik	$2 \text{ W/m } ^\circ\text{K}$
Sertlik	1200 HV 0.1

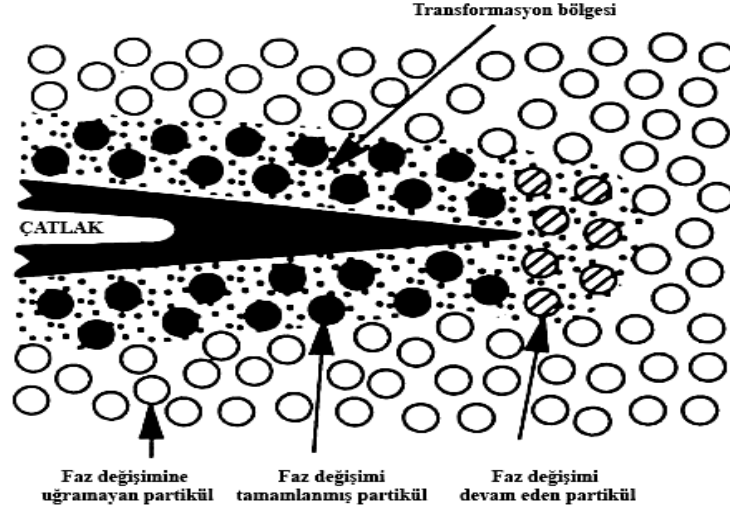
Zirkonyum oksit yapının kuvvetler karşısında dayanıklılığı ile ilgili aşağıda belirtilen iki teori ortaya atılmıştır:

1- Termal Genleşme Katsayısı Farkı

Zirkonyumun içindeki tetragonal fazın termal genleşme katsayısı 6.5°C , kübik fazın termal genleşme katsayısı ise 10.5°C 'dir. İki faz arasında bulunan termal genleşme katsayısı farkı, ısıtma işlemleri sırasında mikro çatlakların oluşmasına neden olmaktadır. Bu mikro çatlaklar, yapı içinde bir iç basınç meydana getirerek oluşabilecek daha büyük çatlakların enerjisini dağıtır ve ilerlemesini engeller.⁶⁸

2- İç Stres Oluşumu

Yarı stabilize zirkonyum ile hazırlanmış bir restorasyon, ağızda fonksiyona girdiği zaman yapı içerisindeki kübik matriks üzerine baskı uygulanır ve bu baskı sonucunda kübik matriks içinde düzenli yayılmış olan tetragonal faz daha hacimli olan monoklinik faza geçiş yapar. Bu faz değişimi ile kristallerde %3-5'lik bir hacim artışı meydana gelir. Bu hacim artışı sonucunda çatlakların uç kısmında baskı kuvvetleri oluşur ve dış streslerin bu kuvvetler ile nötralize edilmesi sağlanır. Çatlak oluşumu tetragonal fazın monoklinik faza transformasyonu ile engellenir. Bu fenomen 'Dönüşüm Sertleşmesi (transformation toughening)' olarak bilinir ve çatlak önleyici mekanizma olarak görev yapar (Şekil 2.1). Zirkonyumun diğer seramiklerden daha yüksek kırılma direnci ve esneme dayanımı göstermesini bu dönüşümsel sertlik mekanizması sağlar.^{68,79}



Şekil 2.1. Transformasyon-Sertleşme Mekanizmasının Şematik Gösterimi⁶⁸

Tükürük içindeki su, cam içerikli tam seramiklerde cam ile reaksiyona girerek camsı yapıyı ayrıştırır ve çatlak ilerlemesini artırır. Bu olay seramiklerin uzun dönem stabilitesini etkiler. Zirkonyum esaslı seramikler ise cam içermediğinden bu fenomeni göstermez dolayısıyla uzun dönem stabiliteyi daha fazladır. Ancak zirkonyum, özellikle suyun varlığında daha da dramatikleşen, ‘düşük ısılarda bozulma (low temperature degradation)’ fenomenine sahiptir ve 900-1000⁰C’deki 1 dakikalık kısa süreli ısı uygulamalarında bile tersine dönüşümün (m→t) tetiklendiği belirtilmektedir. Özellikle veneer porseleninin fırınlanması sırasında oluşan m→t dönüşümü ile kompresif stresler serbestleşir ve dayanıklılık azalır.^{57,80,81}

Dış Hekimliğinde Kullanılan Farklı Tipteki Zirkonyum Seramikler

1- Yttrium-Tetragonal Zirkonyum Polikristali (3Y-TZP)

%3 mol yttrium ile oda ısısında stabilize edilen zirkonyumun, CAM (Computer Aided Manufacturing) ünitesindeki frezeleme işleminden sonra üretici firmanın

önerileri doğrultusunda 1350⁰C ile 1550⁰C arasında değişen ısılarda son bir sinterleme işlemine tabi tutulması gerekmektedir.⁸²

Yttrium oksit, saf zirkonyumu oda sıcaklığında stabil hale getirmek ve multifazlı yarı stabilize zirkonyum elde etmek için yapıya ilave edilen bir oksittir.⁸³ Tetragonal zirkonyum polikristali (TZP) oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edici olarak %2-3 oranında yttrium (Y₂O₃) içermektedir. Tetragonal tanecikler metastabil yapıdadır. Yttrium-stabilize tetragonal zirkonyum polikristalinin tanecik büyüklüğü içeriğindeki yttrium konsantrasyonuna bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Tanecik yapısının belirli bir büyüklüğün üzerinde olması, t→m faz dönüşümüne neden olmaktadır. Oda sıcaklığında metastabil bir yapı elde etmek için tanecik büyüklüğünün 0.8 mikrometre'den küçük olması gerekmektedir. Ancak tanecikler çok ince yapıda olduğunda t→m faz dönüşümü inhibe edilebilmektedir.⁶⁸

3Y-TZP restorasyonlar, önceden sinterlenmiş blokların hafif bir şekilde şekillendirilmesini (soft machining) takiben yüksek ısıda sinterlenmesi ile veya tamamen sinterlenmiş blokların sert bir şekilde işlenmesi (hard machining) ile üretilmektedir.⁸⁴

3Y-TZP Seramik Restorasyonların Endikasyonları

- 1- Ön ve arka bölgede uygulanan tek kuronlar,
- 2- Üç-dört üyeli köprüler.^{61,85-87}

3Y-TZP Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları

- 1- Örtülü kapanış vakalarında,
- 2- Oklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda,

- 3- Destek dişin kuron boyunun yetersiz olduğu vakalarda,
- 4- Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklarda,
- 5- Kanatlı köprü (kantilever) kullanımı tasarlandığında,
- 6- Yetersiz periodontal destek durumlarında kontrendikedir.^{61,72,85,86}

3Y-TZP Seramik Restorasyonların Avantajları

- 1- Mekanik özellikleri iyidir,
- 2- Biyouyumludur, lokal veya sistemik yan etkiler görülmez,
- 3- Partikül yapısı ince olduğundan detaylı şekillendirilebilir,
- 4- Preparasyon dişeti hizasında veya üzerinde bitirilebilir,
- 5- Isı iletkenliğinin düşük olması nedeniyle dişlerde hassasiyet ve pulpa irritasyonları oluşmamaktadır,
- 6- Titanyuma göre daha az bakteri birikimi görülmektedir,
- 7- Radyopak olduklarından destek dişlerin radyolojik değerlendirmesi yapılabilmektedir,
- 8- Simantasyon için adeziv yapıştırma teknikleri önerilmekle beraber konvansiyonel yöntemlerde kullanılabilir.^{19,60,61,80-88}

3Y-TZP Seramik Restorasyonların Dezavantajları

- 1- Görünümleri opaktır,

2- Aşındırma ve yüzey işlemlerinin, materyalin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkileri vardır,

3- Köprü protezlerinde interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda gövde ile destek kuronun birleşim alanı daralacağından oklüzal kuvvetler altında restorasyonun dayanıklılığı azalmaktadır,

4- Restorasyonlarda uyumsuzluk görüldüğünde yeni bir ölçü alınarak tekrar yapılması gerekir, lehimlenmeleri mümkün değildir.^{19,60,61,80,87,88}

2- Alümina ile Güçlendirilmiş Cam İnfiltratör Zirkonyum

Alümina matris ile kombine edilerek hazırlanmaktadır. Sinterlenmesi tamamlanmış yttrium-stabilize tetragonal zirkonyum polikristalinden daha pöröz bir yapı gösterir ve daha düşük mekanik özellikler sergiler.⁸²

3- Magnezyum ile Stabilize Edilen Zirkonyum (Mg-PSZ)

Magnezyum ile stabilize edilen zirkonyum (Mg-PSZ) seramiklerin yapıları partiküllerinin büyük olması nedeniyle pörözdür. Dolayısıyla mekanik özellikleri iyi değildir ve aşınma dirençleri düşüktür. Mg-PSZ seramiklerin tam sinterlenmiş blokları CAM ünitesinde kullanılmaktadır. Denzir-M bu tip seramiklere örnek olarak gösterilebilir.⁸²

2.6. CAD-CAM (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing) Sistemleri

2.6.1. CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller

CAD-CAM sistemleri ile seramikler, titanyum, metal alaşımları ve çeşitli kompozitler kullanılarak üretim yapılabilir. Genellikle kullanılan seramikler; alümina, zirkonyum ve silikat esaslı seramiklerdir.^{73,89}

2.6.1.1. CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Zirkonyum Bloklar

Diş hekimliğinde CAD-CAM tekniği ile pöröz, yarı sinterize ve tam sinterize olmak üzere üç farklı zirkonyum blok kullanılarak alt yapılar üretilmektedir. Kullanılan blok, materyalin gren boyutunu, pörözite miktarını ve mikro çatlakların dağılımını etkileyerek mekanik özelliklerini değiştirir.^{79,90,91}

1- Pöröz Zirkonyum Bloklar (Green Stage, Dry-Pressed Zirkonya Seramikler)

3Y-TZP tozunun basınçsız şekilde preslenmesi ile üretilen bloklardır. Bloklardan aşındırılarak hazırlanan restorasyonlara daha sonra sinterleme işlemi uygulanır.⁷⁹

2- Yarı Sinterize Zirkonyum Bloklar

Literatürde ‘presinterize’ veya ‘Non-Hot Isostatic Pressing (non-HIP)’ zirkonyum olarak adlandırılan bu bloklar, toz formundaki yttrium-stabilize tetragonal zirkonyum polikristaline bağlayıcı madde ilave edildikten sonra soğuk izostatik presleme yöntemi uygulanarak hazırlanırlar.⁷⁹

3- Tam Sinterize Zirkonyum Bloklar

Yttrium-stabilize tetragonal zirkonyum polikristali kullanılarak elde edilen blokların %95 yoğunluğa erişmesinin sağlanması için önce 1500⁰C’de sinterizasyon işlemine tabi tutulması gerekir. Bu işlemden sonra, partikül yoğunluğunun artırılması için inert bir gaz içeren ortamda 1400⁰C ile 1500⁰C arasındaki sıcaklıklarda ve yüksek basınç altında sıcak izostatik presleme işlemi uygulanarak Hot Isostatic Pressing (HIP) blokların %99 yoğunluğa ulaşması sağlanır. HIP işlemine tabi tutulan bloklar gri-siyah bir materyal haline dönüştüğünden, beyaz rengi tekrar elde edilebilmek için atmosfer basıncı altında ilave bir ısı işlem uygulanması gerekir.^{79,92}

2.6.2. CAD-CAM Sistemlerinde Üretim

CAD-CAM sistemlerinde üretim; yüzeyin taranarak verilerin elde edilmesi, restorasyonun tasarımı (CAD) ve restorasyonun üretimi (CAM) olmak üzere üç farklı komponent ile üç aşamada gerçekleştirilir. Verilerin elde edilmesi işlemi; tarayıcılar, restorasyonun tasarımı; bilgisayar üzerindeki yazılım, üretim aşaması; freze makineleri (donanım) ile yapılır.^{35,93,94}

2.6.2.1. Verilerin Elde Edilmesi

Günümüzde kullanılan CAD-CAM sistemlerinin büyük bir kısmında üretim, ağızdan alınan ölçülerden hazırlanan alçı modeller üzerinde yapılır. Klinikte direkt olarak prepare edilen dişler üzerinden veri toplanmasına dayanan CAD-CAM sistemleri de bulunmaktadır.⁹⁴

2.6.2.2. Restorasyonların Tasarımı

Restorasyonların üç boyutlu dizayn ve planlaması bilgisayar ekranında yapılmaktadır. Kullanıcı CAD yazılımında bulunan şablonları direkt kullanabileceği gibi modifikasyonlar yaparak kendi tasarımını oluşturabilir ve kişiye özel restorasyonlar kolaylıkla hazırlayabilir. Yazılım programları genellikle CAD-CAM sistemine özgüdür ve diğer sistemlerle uyum göstermemektedir. Restorasyonların tasarımı tamamlandığında CAD yazılımı, sanal modeli farklı bir formata dönüştürerek CAM ünitesinin üretime geçmesini sağlamaktadır.⁹⁴

2.6.2.3. Restorasyonların Üretimi

CAD-CAM sistemlerinde restorasyonlar, prefabrike bloklardan bilgisayar kontrolündeki elmas frezler veya diskler yardımıyla hazırlanmaktadır.⁹⁴

2.6.3. Güncel CAD-CAM Seramik Sistemleri

2.6.3.1. Lava

Lava (3M Espe Dental AG, Seefeld, Almanya) sistemi; tarayıcı, bilgisayar yazılımı, frezeleme ünitesi ve sinterleme fırınına içeren ünitelerden oluşan CAD/CAM teknolojisini kullanan bir sistemdir.^{19,95} Kullanıma 2003 yılında sunulan Lava sisteminde yüksek dayanıklı zirkonyum alt yapıları elde etmek için %3 mol yttrium'la kısmi olarak stabilize edilen zirkonyum polikristal içerik kullanılmaktadır. Bu yapı işlenmeyi kolaylaştırmaktadır.⁴⁰ Sinterizasyon sonrası oluşacak büzülme göz önüne alınarak, CAD sisteminde restorasyonun tasarımı gerçek boyutundan %20 daha büyük hazırlanmaktadır.⁹⁶ Üstün mekanik ve optik özelliklere sahip olması nedeni ile Lava, hem ön hem de arka bölgeye uygulanan restorasyonlarda kullanılabilir. ⁹⁷

2.6.3.2. Cercon

Cercon CAD-CAM sistemi olmayıp sadece CAM ünitesine sahiptir. Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya) sisteminde bilgisayar destekli dizayn yapılamamaktadır. Alt yapı konvansiyonel mum modelaj tekniği ile hazırlandıktan sonra, mum modelaj gümüş tozlarıyla kaplanır ve Cercon Brain ünitesindeki lazer tarayıcı ile taranır.¹¹ Cercon ile tek kuron, 3-5 üyeli köprü ya da implant üstü kuron köprü protezleri hazırlanabilmektedir. Günümüzde daha büyük Cercon bloklar üretildiğinden 6 üyeli restorasyonlar yapılabilmektedir.^{19,98}

2.6.3.3. DC-Zirkon

Piyasaya 1990 yılında sunulan DCS Precident (DCS Dental AG, Allschwill, İsviçre) sistemi; Preciscan (tarayıcı), Precismart (bilgisayar yazılımı) ve Precimill (frezeleme ünitesi)'den oluşmaktadır. Lazer tarayıcı, alçı modelin tamamını ve tek tek güdükleri tarayarak yaklaşık 300 000 noktadan ölçüm yapmaktadır. Alt yapı, tam sinterlenmiş prefabrike HIP zirkonyum bloklardan, doğrudan istenilen final boyutlarda frezelenerek hazırlanır ve tek bir kuronun frezeleme işlemi 2 saat sürer. Bu sistemde sinterleme işlemi yapılmamaktadır. Bazı üretici firmalar tarafından, tam sinterlenmiş blokların frezelenmesi sırasında mikro çatlakların oluştuğunu iddia edilirken, bazı firmalar tarafından bu sistemde büzülme meydana gelmediğinden marjinal uyumun daha iyi olduğunu belirtilmiştir.^{85,98,99}

2.6.3.4. Denzir

Denzir (Decim AB, Skelleftea, İsveç) sistemi ilk olarak 1995 yılında inley restorasyonlarla tanıtılmıştır. Bu sistemde ölçü işlemi Decim Reader ile gerçekleştirilir. Sıcak izostatik presleme işlemi ile sıkıştırılarak hazırlanan tam sinterlenmiş bloklar

kullanılır. Yttrium-stabilize zirkonyum bloklardan inley hazırlanabilen tek sistemdir. Zirkonyum dışında diğer seramik restorasyonlar da üretilebilmektedir.^{57,100}

2.6.3.5. Procera AllZirkon

Procera (Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç) sisteminde, yoğun sinterlenmiş alüminyum oksit (%99.5) yapılar için geliştirilmiş bir CAD-CAM tekniği kullanılarak alüminyum oksit (Procera AllCeram), zirkonyum oksit (Procera AllZirkon) ve titanyum (Procera AllTitan) alt yapı restorasyonlar hazırlamak mümkündür. Procera sistemine ait bilgisayar destekli dizayn ünitesi laboratuvarlarda yaygın olarak kullanılırken, bilgisayar destekli üretim (CAM) sadece İsveç ve ABD olmak üzere iki merkezde bulunmaktadır. Bu nedenle laboratuvarlarda modeller tarayıcı (Procera Scanner) ile tarandıktan sonra görüntüler e-mail yoluyla Nobel Biocare ve Sandvik'e gönderilmektedir. Tarama işlemi 3-5 dakika arasında sürerken her bir preparasyon için 50.000 veri noktası belirlenmektedir. Elde edilen veriler doğrultusunda bilgisayar ekranında özel geliştirilmiş CAD yazılım programı ile alt yapı üç boyutlu olarak tasarlanır. Son sinterizasyon sırasında oluşacak %15-20 oranındaki büzülme karşılamak amacıyla büyütülmüş güdük hazırlanır ve alüminyum oksit veya zirkonyum oksit alt yapı elde edilir. Şekillendirilen alt yapı çok yüksek sıcaklıkta (1550⁰C) sinterlendikten sonra uygun termal genleşme katsayısına sahip alümina seramik uygulanır.⁴²

Tarayıcısı karmaşık şekilleri tarayamadığından bu sistem ile sadece tek kuron taranabilmektedir. Hazırlanan kuronların uyumu geliştirilen son sistemler ile üretilenler kadar iyi değildir.¹⁰¹⁻¹⁰³

2.6.3.6. Celay

Celay (Vita, Bad Säckingen, Almanya) sistemi, bilgisayar destekli yöntemlere alternatif olarak 1987 yılında kopyalama tekniği esaslı ile çalışmak üzere geliştirilmiştir. Restorasyonların yapımı büyüklüğüne bağlı olarak yaklaşık 15 dakika sürmektedir. 1120⁰C’de sinterlenen aşındırılmış zirkonyum alt yapı, cam infiltre edilerek 1140⁰C’de tekrar fırınlanmaktadır.^{104,105}

Celay sistemi ile hazırlanan In-Ceram restorasyonlar, geleneksel In-Ceram restorasyonlardan %10 daha fazla bükülme direnci göstermektedirler.⁴²

2.6.3.7. Cerec in Lab

Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics kelimelerinin baş harflerinden oluşan CEREC (Sirona, Bensheim, Almanya), bilgisayar teknolojisi ile dizaynı ve üretimi yapılan dental restorasyonların hazırlanmasında en yaygın olarak kullanılan sistemdir.¹⁰⁶ Mormann ve Brandestini¹⁰⁷ tarafından 1984 yılında tanıtılan bu sistem, 1992 yılında Cerec 1, 1994 yılında Cerec 2, 2000 yılında Cerec 3 ve 2005 yılında da in-EOS (ExtraOral-Scanner) olarak geliştirilmiştir. Üretildiği dönemde görülen yetersiz marjinal uyum ve oklüzal morfolojinin tam verilememesi gibi problemler son zamanlarda geliştirilen yeni yazılım programları ile aşılmaya çalışılmaktadır.^{20,108}

Bu sistemde, bilgisayar desteği ile kullanılan ve ağız içinden kayıt alabilen özel bir kamera ile preparasyonun optik olarak ölçüsü alınmaktadır. Restorasyonun tasarımı bilgisayar desteği ile yapıldıktan sonra alt yapının, freze cihazında final boyutundan %20 daha büyük hazırlanması gerekmektedir.^{109,110}

Cerec in Lab sisteminin oklüzal yüzey şekillendirmesi yetersiz kaldığından 3 üyeden daha uzun köprüler hazırlanamamaktadır.⁹⁵

2.6.3.8. CICERO Sistemleri

Bilgisayarda tamamlanan seramik yapılandırılması anlamına gelen CICERO sistem ilk olarak Denissen ve arkadaşları⁶⁶ tarafından kullanıma sunulmuştur. Cerec gibi sistemlerde kullanılan tek renkli monolitik seramik blokların yeterli dayanıklılığı sağlayabilmesine karşın, estetik beklentileri iyi bir şekilde sağlayamayacağı endişesi CICERO sistemlerinin üretilmesine neden olmuştur. CICERO, CAD-CAM sistemi ile farklı seramik tabakaları (yüksek dirençli alümina kor, dentin porseleni, insizal porselen) konularak kuron ve inleyler üretilmektedir.⁹⁴

2.6.3.9. Zeno Tec

Zeno Tec (Wieland, Pforzheim, Almanya) sistemi; tarayıcı (3 Shape D 200), bilgisayar yazılımı (ZENO CAD), CAM ünitesi (ZENO 4030) ve sinterleme fırınından (ZENO Fire) oluşmaktadır. Ölçü alındıktan sonra hazırlanan modeller, lazer kesit alma tekniği ile taranmaktadır. Piyasada, zirkonyum bloklar dışında alümina diskler, titanyum diskler, polimetil metakrilat diskler ve immediat restorasyonların hazırlanması için akrilik polimer diskler bulunmaktadır.¹¹¹

2.6.3.10. Everest

Kavo firması (Kavo, Biberach, Almanya) tarafından üretilen Everest, ön ve arka bölgelerde uygulanan kuron ve köprü protezlerinin alt yapılarının hazırlanmasında kullanılan bir CAD/CAM sistemdir. Model tarama ünitesinde taranır ve alt yapı aynı tarama ünitesinde sanal ortamda dizayn edilir. Zirkonyum dışında, lösitle güçlendirilmiş

cam seramik bloklar (Kavo Everest G-Blank) ve titanyum bloklar (Kavo Everest T-Blank) bu sistemde işlenebilmektedir.^{95,112}

2.6.3.11. Zirkonzahn

Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, İtalya) sistemi ile hem CAD/CAM hem de MAD/MAM (Manuel Aided Design/ Manuel Aided Manufacturing) yöntemiyle üretim yapılabilir. MAD/MAM yönteminde alçı model üzerinde restorasyon yapılacak diş ya da dişlerin alt yapı tasarımı firmanın kendi ürettiği ışıkla sertleşen kompozit rezin ile yapılmaktadır. Okuyucu frez teknisyen tarafından hazırlanan kompozit alt yapı üzerinde manuel olarak hareket ettirilirken, kesici frez zirkonyum blok üzerinde susuz olarak restorasyonu şekillendirmektedir. CAD/CAM sisteminde alt yapı, model optik olarak Optical Scanner S 600'de tarandıktan sonra, bilgisayar yazılımıyla tasarım yapılmakta ve CAD/CAM M5 kullanılarak zirkonyum bloktan frezelenerek hazırlanmaktadır. Zirkonzahn, maliyetinin düşük olması sebebiyle birçok laboratuvar tarafından tercih edilmektedir. Andırkat bulunan ve paralel olmayan kesimlerde bu sistem ile restorasyonlar daha kolay hazırlanabilmektedir.⁹⁵

Sistemde, 3Y-TZP blok olarak ICE Zirconia'nın dışında, Prettau Zirconia adında yeni bir blok kullanılmaktadır. Prettau Zirconia blok kullanılmasının amacı, restorasyonun tamamının ya da bir kısmının bu bloktan üretilmesinden sonra minimal üst yapı porseleni kullanılarak ya da üst yapı porseleni kullanılmadan renklendirici solüsyonlarla uygun estetiğin sağlanmasıdır.^{95,113}

2.7. Kenar Dizaynı

Kenar dizaynı; künt basamaklı (shoulder), oluk biçimli (chamfer) ve bıçak sırtı (knife-edge) olmak üzere üç şekilde hazırlanabilmektedir.³²

2.7.1. Shoulder (Künt) Bitim Şekli

Dişin uzun eksenine dik olarak hazırlanan bu kenar dizaynı, kuvvetlerin köke en iyi şekilde iletilmesini sağlar ve porselenin kırılmasına yol açabilecek gerilimleri azaltır. Estetiğin sağlanabilmesi ve restorasyonun uygun konturlara sahip olabilmesi için yer kazandırır. Tam porselen restorasyonlarda kullanılan bu basamak tipinde diğer kenar dizaynlarından daha fazla diş yapısı kaldırılır.³²

Bizotaj, serbest dişeti kenarı seviyesindeki basamaktan diş eti cebine doğru ortalama 0.5 mm boyutunda yapılan açılı eğim preparasyonudur. Bizotajlı shoulder inley ve onleylerin proksimal kutularında diş eti bitim çizgisi olarak, onleylerin ve kuronların oklüzal basamaklarında kullanılır.³² Di Lorio ve arkadaşları¹¹⁴ tarafından alümina restorasyonlarda shoulder basamak yapılması önerilmiştir.

2.7.2. Chamfer (Oluk Biçimli) Bitim Şekli

Basamak diş eti kenarında geniş açıyla sonlanır, uygun frezler ile rahat bir şekilde oluşturulur ve prepare edilmiş diş, ölçü ve güdük üzerinde görülebilir.¹¹⁵

Chamfer bitim şekli döküm-metal restorasyonlar veya metal-porselen kuronların metal bölümü için kullanılır. Oluk biçimli basamak hazırlandığında, materyal için yeterli boşluk oluşturulur ve anatomik olarak doğru aksiyel konturlama sağlanır. Metal desteksiz restorasyonlarda, iç açısı 90° ye yakın olan daha geniş yarıçapa sahip derin chamfer basamak kullanılır.^{32,116} De Jager ve arkadaşları⁶⁴ arka bölgede uygulanan uzun köprülerde chamfer bitim şeklinin hazırlanması gerektiğini belirtmişlerdir.

2.7.3. Bıçak Sırtı (Knife Edge)

Diş yapısı için konservatif olmasına karşın restoratif materyal için yeterli alan oluşturulamaz. Bu durum aşırı aksiyal konturlu restorasyonların ortaya çıkmasına neden olur. Alt çenedeki arka grup dişlerin lingual yüzeyinde, aşırı dış bükey aksiyel eğimi olan dişlerde ve dişin eğildiği taraftaki yüzeyinde bıçak sırtı bitim şekli uygulanabilir.^{32,116}

2.8. Tam Seramik Sistemlerde Uygulanan Alt Yapı Şekilleri

Tam seramik sistemlerde alt yapılar aşağıda belirtilen şekillerde hazırlanabilmektedir:

2.8.1. Anatomik Alt Yapılar

Alt yapıların oklüzal yüzeyi anatomik şekilde hazırlanır.¹¹³

2.8.2. Anatomik Olmayan Alt Yapılar

Alt yapıların oklüzal yüzeyi düz (anatomik olmayan) şekilde hazırlanır.¹¹³

2.8.3. Oklüzal Yüzeyi Genişletilen Alt Yapılar

Alt yapıların oklüzal yüzeyi genişletilerek çiğneme kuvvetlerine karşı daha fazla direnç sağlanmaya çalışılmıştır.¹¹³

2.8.4. Proksimal ve Lingual Basamak Yükseltilerek Hazırlanan Alt Yapılar

Alt yapıların proksimal ve lingual yüzlerinin marjinal kısmında oklüzal yüzeye doğru uzanacak şekilde basamak hazırlanır.⁷

2.9. Farklı Şekilde Hazırlanan Alt Yapıların Veneer Porselenlerinin Kırılma Dirençlerine Etkisi

Porselen düşük gerilme ve yüksek baskı dayanıklılığına sahip bir materyal olduğundan fiziksel özelliklerini arttırabilmek için alt yapı ile desteklenmesi gerekmektedir.³⁹ Alt yapıların farklı şekilde hazırlanmasının veneer porselenlerinin kırılma direncini etkilediği araştırmacılar tarafından belirtilmiştir.^{39,117,118}

Silva ve arkadaşları¹¹⁹ yaptıkları çalışmada geleneksel yöntemden farklı olarak zirkonyum alt yapıların proksimalinde, lingual veya palatinal yüzeyinde 2.5 mm çıkıntı hazırlamışlar, modifiye dizayn edilen zirkonyum alt yapıların veneer porselenlerini geleneksel yöntemlerle hazırlanan alt yapılardan daha iyi desteklediğini tespit etmişlerdir.

Silva ve arkadaşları¹²⁰ başka bir çalışmalarında 0.5 mm kalınlığında metal ve zirkonyum alt yapılar ile modifiye zirkonyum alt yapılar hazırlamışlardır. Modifiye zirkonyum alt yapıların proksimal ve lingual duvarında 2.5 mm yüksekliğinde, 1 mm kalınlığında bir çıkıntı oluşturmuşlardır. Metal ile zirkonyum örneklerine veneer porseleni uyguladıktan sonra maksimum stresleri sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda; en yüksek maksimum stres değerlerinin modifiye edilen zirkonyum alt yapılarda, en düşük değerlerin ise metal destekli alt yapılarda olduğunu görmüşlerdir. Modifiye edilen zirkonyum alt yapılar ile anatomik olmayan zirkonyum alt yapılar arasında anlamlı bir farklılık olmamasına karşın, zirkonyum alt yapıların maksimum stres değerlerinin metal alt yapıların maksimum stres değerlerinden anlamlı derecede yüksek olduğunu istatistiksel olarak saptamışlardır.

Aboushelib¹²¹ chamfer basamaklı, çıkıntılı ve çıkıntısız zirkonyum alt yapılı örnekler hazırladıktan sonra veneer porseleni uygulamış, en yüksek kırılma dayanıklılığını marjinal alanda çıkıntı oluşturulan, en düşük kırılma dayanıklılığını ise çıkıntı oluşturulmayan örneklerin göstermesine karşın, değerler arasındaki farkların istatistiksel olarak anlamlı olmadığını belirtmiştir.

2.10. Tam Seramik Restorasyonlarda Veneer Porselenlerinin Kırılma Dirençlerini Etkileyen Faktörler

1- Kenar Bitim Şekli

Diş kesimi sırasında oluşturulan basamak sayesinde veneer porselenine minimum düzeyde ısırma kuvveti iletilir ve kırılma veya çatlama gibi veneer porseleninin klinik ömrünü azaltan faktörler engellenir.^{5,122-125} Metal-porselen restorasyonlarda chamfer basamak tercih edilirken^{122,126} tam seramik restorasyonlarda chamfer ve shoulder basamak önerilmektedir.¹²⁶

Diş dokusunun fazla kaybını ve pulpa irritasyonlarını önlemek için minimum invaziv tedaviler tercih edilmektedir. Bundan dolayı bıçak sırtı şeklinde basamak ve alt yapısı daha ince hazırlanan restorasyonlar kullanılmaktadır.^{79,122} Bıçak sırtı şeklinde hazırlanan basamak ile marjinal alandaki diş dokularında maksimum korunma sağlanırken, bu dişler üzerindeki restorasyonlarda çatlama ve kırılma olaylarının daha fazla olduğu ifade edilmiştir.¹²²

2- Taper Açısı

Taper açısı, diş yapısındaki iki karşıt diş duvarın birbirine yaklaşması veya iki karşıt iç duvarın oklüzale doğru birbirinden uzaklaşmasını ifade etmektedir. Yaklaşma

açısı veya uzaklaşma açısı olarak da kullanılan bu terim preparasyonun karşıt iki duvarı arasındaki ilişkiyi belirtmektedir.¹²²

Komine ve arkadaşları¹²⁷ 4.5 mm kuron boyunda, 4°-6° taper açısında, 1.2 mm genişliğinde chamfer marjinal dizayn ile prepare ettikleri üst birinci büyük azı dişlerinde In-Ceram Alumina restorasyonların arka bölgedeki kırılma dirençlerini değerlendirmişlerdir.

Attia ve Kern¹²⁸ 5 mm kuron boyunda, 6° taper açısında, 1.5 mm genişliğinde shoulder marjinal dizayn ile hazırladıkları üst birinci küçük azı dişlerinin üzerinde iki farklı tam seramik sistemi (IPS Empress 2 ve ProCAD) nin kırılma dirençlerini gözlemlemişlerdir.

Pallis ve arkadaşları¹²⁹ 1 mm genişliğinde shoulder marjinal dizayn ile 6° taper açısında üst çene birinci büyük azı dişini taklit edecek şekilde hazırladıkları rezin alt yapılar üzerinde farklı tam seramik (Procera AllCeram, In-Ceram Zirconia ve IPS Empress 2) kuronların kırılma dirençlerini incelemişlerdir.

Taper açısının artması kuronun retansiyonunun dolayısı ile dayanıklılığının azalmasına neden olmaktadır.^{130,131}

3- Alt Yapı Materyalinin Özellikleri

Alt yapıların hazırlandığı materyallerin elastik modülü kırılma dayanıklılığını etkilemektedir.¹³²

Matsuzawa ve arkadaşları¹³³ yaptıkları çalışmada dört çeşit zirkonyum oksit esaslı seramiğin (3Y-TZP, 6Y-FSZ, Mg-PSZ ve Ce-TZP) mekanik yorgunluğunu

değerlendirmişler, yttrium-stabilize tetragonal zirkonyum polikristalinin çatlamaya karşı en yüksek direnci gösterdiğini belirtmişlerdir.

4- Zirkonyum Alt Yapıların Yarı Sinterlenmesi, Tam Sinterlenmesi ve Silika İlave Edilmesi

Zirkonyum alt yapılar yarı sinterlenmiş bloklardan kolay bir şekilde hazırlanabilirler. Fakat maksimum dayanıklılığın elde edilebilmesi için milling işleminden sonra sinterleme işlemi yapılması gerekmektedir. Sinterleme işleminde oluşacak büzülme miktarı hesaplanmalıdır. Tam sinterlenmiş bloklardan ise zirkonyum alt yapılar olması gereken boyutta şekillendirilmektedir.^{80,98,134} Tam sinterleme işlemi uygulanan bloklar ile yarı sinterleme işlemi uygulanan bloklar karşılaştırıldığında; tam sinterleme uygulanan yapıların daha dayanıklı, hidrotermal yaşlandırmaya karşı daha dirençli ve yapısındaki boşluk oranının daha az olduğu bildirilmiştir. Milling uygulama zamanı ve milling prosedürü tam sinterlenmiş bloklarda dayanıklılığı olumsuz yönde etkilemektedir.^{85,126}

Mitov ve arkadaşları¹³⁵ yarı ve tam sinterlenmiş 3Y-TZP bloklardan hazırlanan örnekleri çalışmalarında incelemişler, tam sinterlenmiş 3Y-TZP örneklerin daha yüksek başlangıç dayanıklılığına sahip olduklarını, bir süre sonra ise benzer mekanik davranışlar gösterdiklerini saptamışlardır.

Stawarczyk ve arkadaşları¹³⁶ tam sinterlenmiş DC-Zirkon blokları sekiz farklı yarı sinterlenmiş zirkonyum bloklarla karşılaştırmışlardır. Tam sinterlenmiş zirkonyum blokların kırılma dayanıklılığının yarı sinterlenmiş bloklardan daha fazla olduğunu belirtmişlerdir.

Tam sinterlenmiş bloklar yarı sinterlenmiş bloklardan daha homojen bir yapıda olduğundan, tam sinterlenmiş bloklardan hazırlanan alt yapılar yarı sinterlenmiş bloklardan hazırlanan alt yapılardan daha fazla eğilme dayanıklılığı göstermektedirler.^{137,138}

Tam sinterize bloklardan üretilen alt yapılar önemli miktarda monoklinik zirkonya içerdiğinden düşük ısı degradasyonuna ve mikroçatlaklara olan eğilim artmaktadır. Yarı sinterize bloklardan hazırlanan alt yapılarda ise sinterizasyon aşamasından sonra herhangi bir yüzey işlemi yapılmazsa istenilen stabilite elde edilebilmektedir.^{79,139,140} Tam sinterize zirkonyum blokların aşındırılması sırasında oluşan streslerin, yapının mekanik özellikleri üzerindeki etkisi bir soru işareti olarak durmaktadır.¹⁴¹

5- Farklı Stabilize Edici Oksitlerin Kullanımı

Yttrium (Y_2O_3), ceria (Ce_2O_3), magnezyum (MgO) veya kalsiyum (CaO) gibi oksitler, zirkonyumu oda sıcaklığında stabil hale getirmek için ilave edilmişlerdir.^{142,143}

Bu materyaller ısıtma ve eritme işlemleri sırasında zirkonyumun polikristal yapısının tetragonal fazda stabil kalmasını sağlamaktadırlar.^{144,145}

6- Alt Yapının Kalınlığı

Wakabayashi ve Anusavice¹⁴⁶ tarafından kırılma dayanıklılığının zirkonyum kalınlığının azalmasına bağlı olarak azaldığı saptanmış, kalın olarak hazırlanan zirkonyum alt yapıların veneer porselenine yakın kısımlarında gerilme stresinin ve tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümün daha az olduğu ifade edilmiştir.

7- CAD-CAM Tekniği ve Veneer Porseleni Uygulama Yöntemleri

CAD-CAM yönteminde kullanılan materyallerin homojen olması nedeniyle, boşlukların, kusurların ve çatlakların az olması gibi bazı avantajlar⁴ bulunmasına karşın tarama prosedürü, yazılım dizaynı, milling büzölme etkisi gibi faktörlere bağlı olarak hatalı alt yapılar dolayısıyla zayıf restorasyonlar hazırlanabilmektedir.⁹⁷ Yapılan çalışmalar sonucunda, CAD-CAM tekniği ile hazırlanan restorasyonların klinik, marjinal ve internal uyumlarının geleneksel yöntemlerle rekabet edebilecek düzeyde olduğu belirtilmiştir.¹⁴⁷ Manuel yöntemlerle hazırlanan alt yapılarda daha fazla bozulma görölmektedir.⁴ Ayrıca CAD-CAM tekniği ile yapılan veneerleme yöntemindeki yorgunluk ve dayanıklılık gibi özelliklerin manuel yöntemle yapılan veneerlemeden daha iyi olduğu saptanmıştır.¹⁴⁸

8- Tek Tabaka ve İki Tabaka Porselen (Alt Yapı /Veneer) Uygulaması

Farklı kalınlıklarda tek tabaka (0.8 mm ve 1.5 mm) ve iki tabaka (0.8 mm alt yapı ve 0.7 mm seramik tabaka) veneer porselen uygulandığında, tek tabaka uygulamasında benzer gerilme dayanıklılığı görölürken iki tabakalı sistemdeki gerilme dayanıklılığın daha az olduğu belirtilmiştir. Aynı çalışmada farklı üretim yöntemlerinin (presleme ve CAD/CAM) karşılaştırılması da yapılmış ve gerilme dayanıklılığına etkisinin olmadığı saptanmıştır. Zirkonyum-porselen sistemlerinde tek tabaka lösitle güçlendirilmiş yapıların lityum disilikatlardan daha fazla gerilme dayanıklılığına sahip olduğu ifade edilmiştir.¹⁴⁹

9- Porselenin Sertleşmesi Sırasında Oluşan Artık Streslerin Etkisi

Porselenin yapısındaki uniform olmayan katılşma yüzeyden içeri doğru kontraksiyona neden olmaktadır. Katılşma sırasında oluşan artık streslerin büyüklüğu

cam transformasyon sıcaklığına ve soğutma hızına bağlı olarak değişiklik göstermektedir.¹⁵⁰⁻¹⁵³

10- Termal Değişiklikler

Veneer porseleninin uygulanması sırasındaki ısıtma ve soğutma işlemlerine bağlı olarak artık streslerin oluşabileceği bildirilmiştir.^{151,154}

11- Restorasyonların Geometrik Şekli

Tam seramik restorasyonlarda geometrik şeklin, dört değişik bölgede oluşturduğu artık stresler değerlendirilmiş ve bölgeden bölgeye farklılık gösterdiği saptanmıştır.¹⁵⁵

Köprülerin gingival embraşür alanları çatlakların ve kırıkların oluşumu için hassas bölgelerdir.¹⁵⁶

12- Termal Stres

Literatürlerde metal-porselen ve tam seramik restorasyonlarda kullanılan veneer porselenlerinin termal genleşme katsayısının alt yapıların termal genleşme katsayısından çok az düşük olması gerektiği ifade edilmiştir. Porselenlerin yüzeyindeki baskı stresleri alt yapıda oluşan gerilme stresleri ile kompanse edilmektedir.^{154,157-159}

Bu durum pozitif termal uyumsuzluğa yol açmaktadır.¹⁶⁰ Pozitif termal uyumsuzluk ise çatlak oluşumunu engelleyen baskı stresine neden olmaktadır.¹⁶¹

13- Kullanılan Simanın Özellikleri

Silika içerikli seramikler gibi kırılğan yapıların klinik başarısında, simanlar önemli rol oynamaktadır.¹⁶² Yapılan *in vitro* ve *in vivo* çalışmalarda tam seramik restorasyonların rezin simanlar ile yapıştırılması önerilmektedir.¹⁶²⁻¹⁶⁵

Geleneksel simanlarla karşılaştırıldığında rezin simanların; retansiyonu artırması,^{166,167} ağızda çözünürlüğünün az olması,¹⁶⁶ minimum mikrosızıntı ve mükemmel renk uyumu göstermesi gibi avantajlarının olduğu belirtilmiştir.¹⁶⁶⁻¹⁷¹ Bununla birlikte sertleşme sırasında oluşan hava kabarcıkları rezin siman tabakasında kırılmalar oluşturduğundan yükleme sırasında siman, seramik yapılara yeterli destek sağlayamamaktadır.¹⁷²

14- Rezin Simanlarda Kullanılan Işık Kaynağı ve Restorasyonun Kalınlığı

Simantasyonda kullanılan rezin simanın tipi tam seramiklerin klinik performansını etkileyen önemli faktörlerden biridir.¹⁷³ Seramik restorasyonlardan geçen ışık miktarı rezin simanların polimerizasyon potansiyelini etkilemektedir.¹⁷⁴⁻¹⁷⁶

Cekic ve arkadaşları¹⁷⁷ yaptıkları çalışmada zirkonyum alt yapıların farklı kalınlıkları ve farklı ışık kaynakları altında ışık geçirme değerlerini karşılaştırmışlardır. Zirkonyum alt yapıların kalınlıklarının artmasına bağlı olarak ışık geçirme oranlarında azalma olduğunu, bu durumun kullanılan rezin simanların mekanik dayanıklılığını düşürdüğünü belirtmişlerdir.

15- Kullanılan Alt Yapı Materyallerinin Mekanik Yorgunluk Değerleri

Çalışmalarda 3Y-TZP'nin kırılma direnci, yük taşıma kapasitesi ve mekanik yorgunluk gibi özellikleri incelenmiştir.^{16,178,179}

Zirkonyum alt yapılı köprülerin mekanik özellikleri 5 yıl süre ile değerlendirilmiş ve yaklaşık %27 oranında çatlak oluştuğu saptanmıştır.¹⁸⁰ Yapılan başka çalışmalarda ise farklı zaman aralıklarında (2-5 yıl) çatlak oranının %0¹⁸¹ ile %30¹⁸² arasında olduğu belirtilmiştir.

3. MATERİYAL VE METOT

Bu çalışma, değişik yöntemlerle hazırlanan zirkonyum alt yapılar üzerindeki veneer porselenlerinin kırılma direncine farklı kenar bitim ve alt yapı şekillerinin (anatomik ve anatomik olmayan) etkisini incelemek amacıyla yapılmıştır.

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Örneklerin elde edileceği kesilmiş üst 1. küçük azı dişini temsil eden güdükler, standardizasyonun sağlanması amacıyla CNC torna tezgahında (Space Turn LB2000, Okuma Corp, Japonya) aşağıda belirtildiği şekilde hazırlanmıştır:

1. Güdük; 6 mm kuron boyu ve 6^0 taper açısında 1 mm shoulder basamak ile anatomik oklüzal yüzeyli,
2. Güdük; 6 mm kuron boyu ve 6^0 taper açısında 1 mm chamfer basamak ile anatomik oklüzal yüzeyli,
3. Güdük; 6 mm kuron boyu ve 6^0 taper açısında, 1 mm shoulder basamak ile düz oklüzal (anatomik olmayan) yüzeyli,
4. Güdük; 6 mm kuron boyu ve 6^0 taper açısında 1 mm chamfer basamak ile düz oklüzal (anatomik olmayan) yüzeyli olarak hazırlanmıştır (Şekil 3.1-3.4).



Şekil 3.1. Shoulder Bitim Hatlı Anatomik Oklüzal Yüzeyli Güdük



Şekil 3.2. Chamfer Bitim Hatlı Anatomik Oklüzal Yüzeyli Güdük



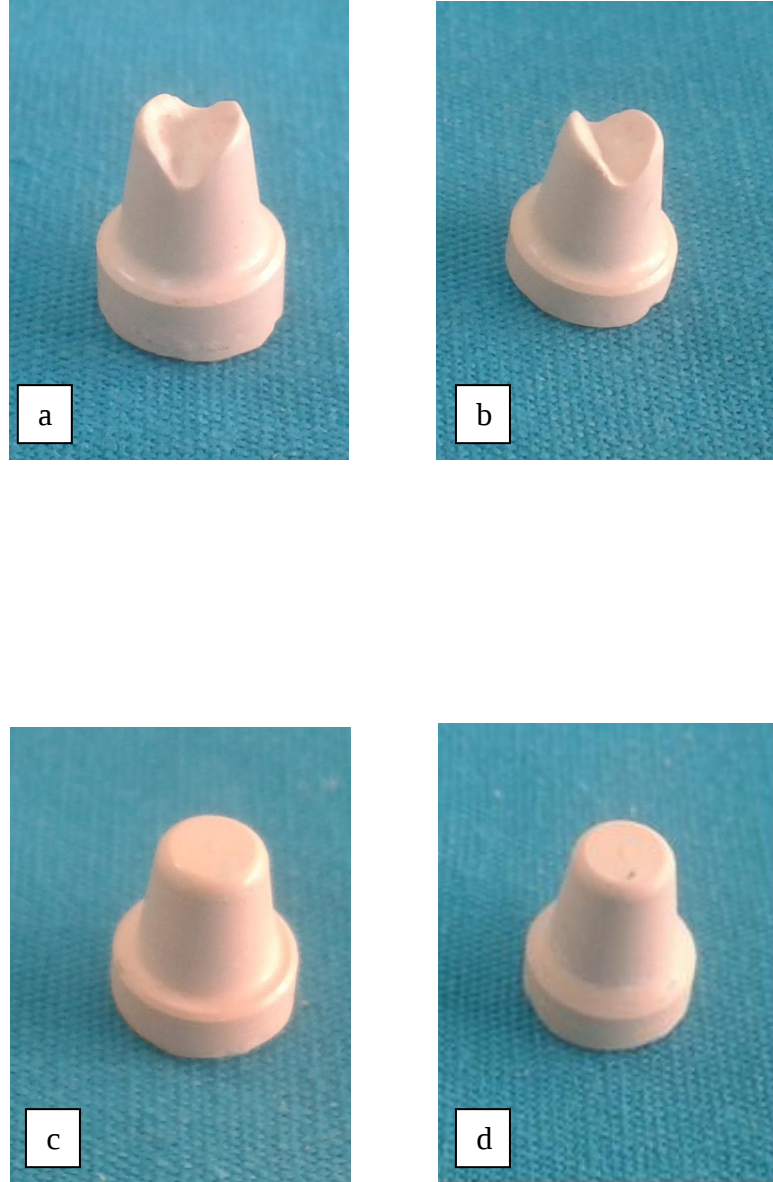
Şekil 3.3. Shoulder Bitim Hatlı Düz Oklüzal (Anatomik Olmayan) Yüzeyli Güdük



Şekil 3.4. Chamfer Bitim Hatlı Düz Oklüzal (Anatomik Olmayan) Yüzeyli Güdük

Hazırlanan güdüklerden silikon esaslı ölçü maddesi (Speedex, Coltne/Whaledent AG, Langenau, Almanya) kullanılarak çift karıştırma tekniği ile alınan ölçülerden 30 adet anatomik (15 adet shoulder ve 15 adet chamfer bitim hatlı) 30 adette anatomik olmayan (15 adet shoulder ve 15 adet chamfer bitim hatlı) epoksi rezin

güdüklü model elde edilmiştir. Daha sonra alt yapıların hazırlanma işlemine geçilmiştir (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Epoksi Rezin Güdükler; a) Shoulder Bitim Hatlı Anatomik, b) Chamfer Bitim Hatlı Anatomik, c) Shoulder Bitim Hatlı Anatomik Olmayan, d) Chamfer Bitim Hatlı Anatomik Olmayan

Kullanılan alt yapı materyalleri ve hazırlama yöntemleri Tablo 3.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Materyal	Yöntem	Blok	Üretici Firma
Zirkonzahn	Manuel Dizayn Manuel Üretim Pantografi	3Y-TZP Blok (Yeşil Aşama)	Stegger, Gais, İtalya
Lava	CAD-CAM Sistem	3Y-TZP Blok (Presinterize)	3M ESPE Dental AG, Seefeld, Almanya
White Peaks (Copran Zr)	CAD-CAM Sistem	3Y-TZP Blok (Tam Sinterize)	White Peaks Dental Systems, Essen, Germany

3.2. Zirkonzahn Örneklerin Hazırlanması

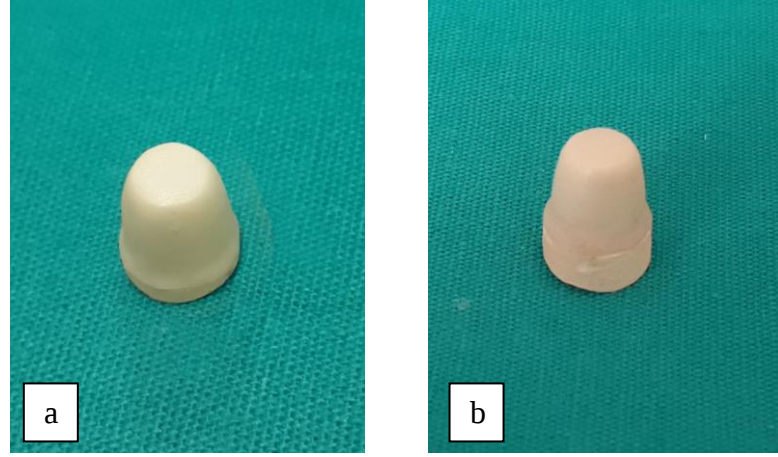
Kopya-freze esasına dayanan bu sistemde standardizasyonun sağlanabilmesi amacıyla anatomik ve düz oklüzal yüzeyli alt yapıların ön şekli CAD-CAM sistemi ile rezin esaslı materyalden hazırlanmıştır. Resin maketler Zirkonzahn manuel freze ünitesine (Zirkograph O25 ECO, Zirkonzahn GmbH, Gais, İtalya) (Şekil 3.6) sabitlendikten sonra Zirkonzahn bloklardan alt yapıların üretim işlemine geçilmiştir. Freze işlemlerinin bitirilmesinden sonra sinterizasyon fırınına (Zirkonofen 600/V2, Zirkonzahn GmbH, Gais, İtalya) konulan alt yapıların, 1500⁰C'de 8 saat süre ile sinterleme işlemi yapılmıştır. Sinterleme işleminin tamamlanmasından sonra düzensizlikler kontrol edilmiş, kalınlıklar kumpas ile ölçülerek 0.5 mm olmayan örnekler yeniden yapılmıştır (Şekil 3.7, Şekil 3.8).



Şekil 3.6. Zirkonzahn Manuel Freze Ünitesi



Şekil 3.7. Anatomik Oklüzal Yüzeyli Shoulder (a) ve Chamfer (b) Bitim Hatlı Zirkonzahn Alt Yapılar



Şekil 3.8. Düz Oklüzal Yüzeyli Shoulder (a) ve Chamfer (b) Bitim Hatlı Zirkonzahn Alt Yapılar

3.3. Lava Örneklerin Hazırlanması

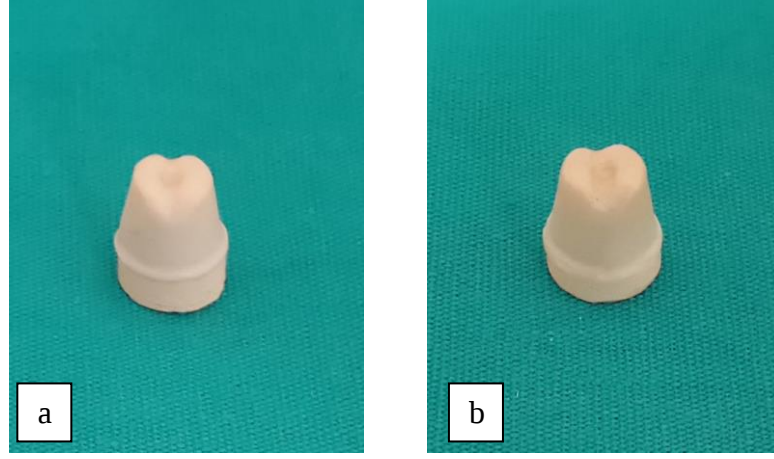
Hazırlanan modeller optik tarayıcı (LavaScan-ST, 3M ESPE Dental AG, Seefeld, Almanya) yardımı ile taranarak bilgisayar ortamına aktarılmıştır (Şekil 3.9). Sinterleme büzülmesini kompanse etmek amacıyla %20 geniş hazırlanan anatomik ve düz oklüzal yüzeyli alt yapıların dizayn işlemi Lava Dizayn (Lava Desing-LD, 3M ESPE Dental AG, Seefeld, Almanya) programı ile gerçekleştirilmiştir. Dizayn işlemi tamamlanan alt yapılar, Lava bloklardan (Lava Zirkonya, 3M ESPE Dental AG, Seefeld, Almanya) freze ünitesinde (LavaForm, 3M ESPE Dental AG, Seefeld, Almanya) şekillendirilmiştir (Şekil 3.10). Daha sonra sinterizasyon fırınına (LavaTerm, 3M ESPE Dental AG, Seefeld, Almanya) yerleştirilmiştir. Alt yapıların ön kurutma işlemi, oda sıcaklığına ayarlanan fırında 3.5 saat bekletilerek yapılmıştır. Sinterizasyon işlemi sıcaklığı kademeli olarak 2.5 saatte 1500⁰C'ye çıkarılan fırında 2 saat bekletilerek toplam 8 saatte tamamlanmıştır. Sinterleme işleminden sonra örnekler kumpas yardımıyla kontrol edilmiş, kalınlığı 0.5 mm den farklı olanlar yeniden yapılmıştır (Şekil 3.11, Şekil 3.12).



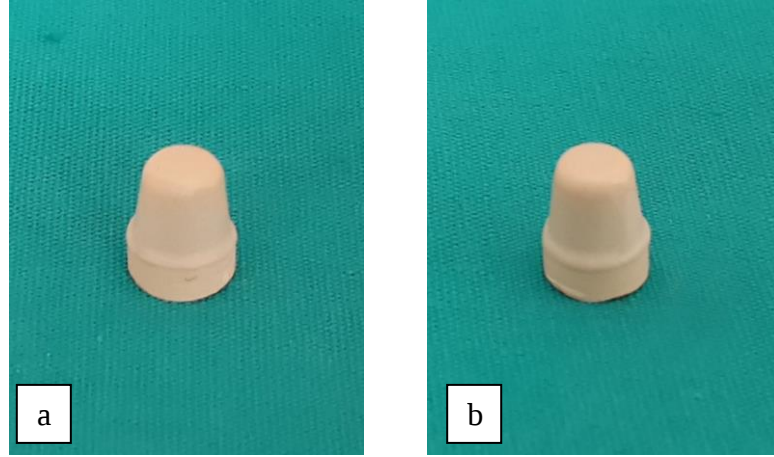
Şekil 3.9. Lava Scan-ST Tarayıcı



Şekil 3.10. Lava Form Freze Cihazı



Şekil 3.11. Anatomik Oklüzal Yüzeyli Shoulder (a) ve Chamfer (b) Bitim Hatlı Lava Alt Yapılar

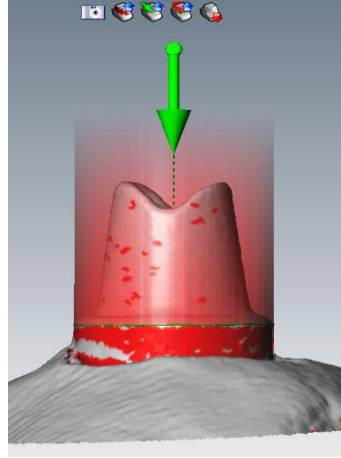


Şekil 3.12. Düz Oklüzal Yüzeyli Shoulder (a) ve Chamfer (b) Bitim Hatlı Lava Alt Yapılar

3.4. White Peaks (Copran Zr) Örneklerin Hazırlanması

Tarayıcı ünitenin yalnızca beyaz rengi görebilmesinden dolayı, hazırlanan güdüklü modellerin bütün yüzeyleri day spreyle kaplanmıştır. Daha sonra güdükler lazer tarayıcı (Roland LPX-60 3D Laser Scanner, Rolang Dg Corporation, Japonya)

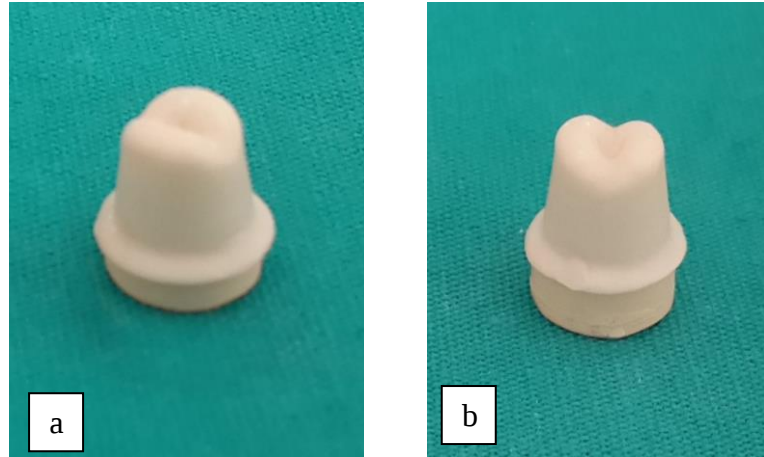
yardımı ile taranarak veriler bilgisayar ortamına aktarılmıştır (Şekil 3.13). Elde edilen veriler doğrultusunda sistemin kendine özgü olan yazılım (Roland Pixform Pro II, Rolang Dg Corporation, Japonya) programı kullanılarak iki farklı kenar bitim şeklinde anatomik ve düz oklüzal yüzeyli alt yapı dizaynları yapılmıştır. Yazılım üzerinde oluşturulan veriler freze ünitesine (Roland DWX-50, Rolang Dg Corporation, Japonya) aktarılarak alt yapıların tam sinterize 3Y-TZP bloklardan (White Peaks Dental Systems, Essen, Germany) üretimine başlanmıştır (Şekil 3.14). Freze işlemi yaklaşık üç saat sürmüştür. White Peaks bloklar sinterlenmiş olduğundan sinterleme işlemine tabi tutulmamıştır. Kumpas ile kalınlıklar ölçülmüş, 0.5 mm olmayan örnekler yeniden hazırlanmıştır (Şekil 3.15, Şekil 3.16).



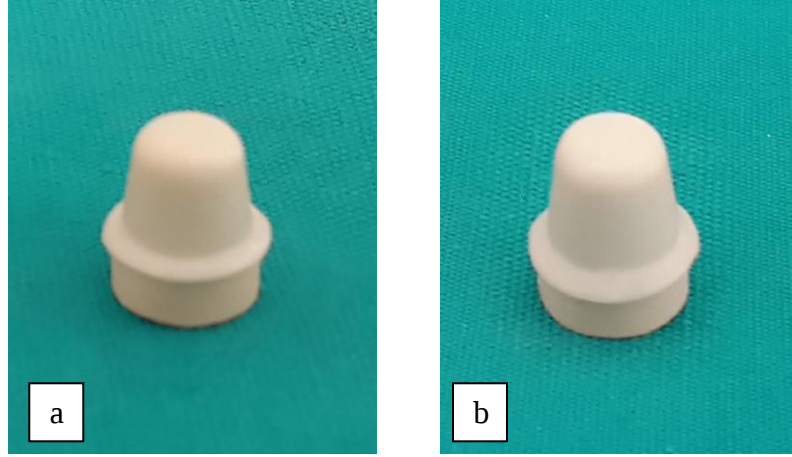
Şekil 3.13. Roland LPX-60 3D Tarayıcı



Şekil 3.14. Roland DWX-50 Freze Cihazı



Şekil 3.15. Anatomik Oklüzal Yüzeyli Shoulder (a) ve Chamfer (b) Bitim Hatlı White Peaks Alt Yapılar



Şekil 3.16. Düz Oklüzal Yüzeyli Shoulder (a) ve Chamfer (b) Bitim Hatlı White Peaks Alt Yapılar

3.5. Alt Yapılara Porselen Uygulanması

Alt yapılar tamamlandıktan sonra üst yapı porselenlerinin hazırlanma işlemine geçilmiştir. Standardizasyonun sağlanabilmesi için anatomik ve düz oklüzal yüzeyli (shoulder ve chamfer bitim hatlı) birer alt yapı üzerine üst 1. küçük azı dişinin anatomik özelliklerini yansıtan akrilikten kuron hazırlanmış, hazırlanan alt yapı-akrilik restorasyonların silikon esaslı ölçü maddesi ile ölçüleri alınmıştır. Porselen yapımında indeks olarak kullanabilmek amacıyla elde edilen ölçü, bistürü ile bukkal-lingual yönde ortadan ikiye ayrılmıştır (Şekil 3.17).



Şekil 3.17. Silikon İndeks Kalıplar

1- Dentin Porselen Uygulaması

Uygulanan dentin porseleninin ön kurutma işlemi 650°C 'de 5 dakika da yapılmıştır. Vakum altında dakikada 45°C artacak şekilde 910°C kadar fırın ısıtılmış, vakum kapatılmış ve 1 dakika beklendikten sonra fırının kapağı açılarak soğutma işlemi gerçekleştirilmiştir.

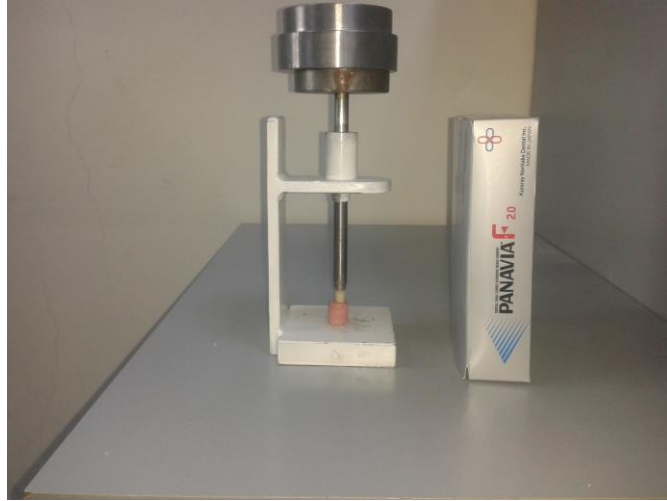
2- Glaze işlemi

Glaze yapılacak örneklere, ön kurutma işlemi 650°C 'de 5 dakika uygulanmıştır. Vakum uygulamadan dakikada 45°C artacak şekilde 880°C kadar fırın ısıtılmış, 1 dakika beklenmiş, daha sonra fırının kapağı açılarak soğutma işlemi gerçekleştirilmiştir.

Alt yapılara veneer porseleni uygulandıktan sonra, örneklerin epoksi rezin güdükler üzerine simante edilme işlemine geçilmiştir.

3.6. Örneklerin Simantasyonu

Örneklerin iç yüzeyine 50 mikrometre boyutundaki alüminyum oksit partikülleri (Danville Engineering Inc, Danville, Calif) ile kumlama işlemi uygulanmıştır. Örnekler, rezin siman (Panavia F 2.0, Kuraray Dental, Japan) ile üreticinin önerdiği şekilde epoksi rezin güdüklere simante edilmiş ve bir düzeneğe (Şekil 3.18) yerleştirilerek 10 dakika boyunca 50 Newtonluk sabit kuvvet uygulanmıştır. Örneklerin bütün yüzeylerine halojen ışık cihazı (800 mW/cm² Hilux Ultraplus, Benlioğlu Dental, İstanbul) ile 3 saniye ışık verildikten sonra artık simanlar dikkatli bir şekilde temizlenmiş ve bütün yüzeylere 20 saniye ışık verilerek polimerizasyon işlemi tamamlanmıştır. Daha sonra üretici firmanın önerileri doğrultusunda örneklerin kenar kısımlarına 3 dakika süre ile Oxyguard (Oxyguard II, Kuraray Dental, Japan) tatbik edilmiştir. Örnekler 37⁰C distile suda 48 saat süre ile bekletilmiş daha sonra kırılma direnci testi uygulanmıştır.



Şekil 3.18. Simantasyon İşleminde Kullanılan Siman ve Ağırlık Düzeneği

3.7. Kırılma Direnci Testi

Test Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında bulunan Instron Universal (Instron Corp, USA) test cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Kuvvet uygulaması sırasında dik açıda hareketsiz kalması için örnekler, Instron aletinin alt parçasına yerleştirilen düzeneğe ile sabitlenmiştir (Şekil 3.19). Cihazın hareketli olan üst parçasına ise ucunda 5 mm çapında çelik bilye bulunan bir kuvvet uygulayıcı uç yerleştirilmiştir. Örneklerin oklüzal yüzeylerinin tam orta noktasından ilk kırılma oluşuncaya kadar 0.5 mm/dakika başlık hızı ile kuvvet uygulanmıştır. Kırılma kuvvetleri Newton (N) cinsinden kaydedilmiştir.



Şekil 3.19. Örnek Yerleştirilmiş Instron Universal Test Cihazı

3.8. Kopma Şekillerinin İncelenmesi

Tüm örneklerin kuvvet uygulama sonrasında kopma şekilleri, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı araştırma laboratuvarında bulunan optik mikroskopta (Novex RZ-Range, Novex Inc., Amhem,

Hollanda) incelenmiştir (Şekil 3.20). Kopma şekilleri; veneer porseleninin alt yapıdan tamamen ayrıldığı adeziv kopma, veneer porseleninin tamamen kendi içinde kırıldığı koheziv kopma ve her iki kırılma tipinin de görüldüğü kombine kopma (adeziv + koheziv) olarak 3 gruba ayrılarak değerlendirilmiştir.



Şekil 3.20. Optik Mikroskopta Kopma Şekillerinin İncelenmesi

3.9. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

Elde edilen veriler, SPSS 16 programı kullanılarak üç yönlü varyans analizi ve Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Kırılma Dirençlerinin Değerlendirilmesi

Elde edilen verilerin değerlendirilmesi amacıyla 3-Yönlü varyans analizi kullanılmıştır. Varyans analiz tablosu incelendiğinde; alt yapı materyallerinin ($p<0.001$), kenar bitim şekillerinin ($p=0.01$), alt yapı şekillerinin ($p<0.001$), alt yapı materyalleri ile alt yapı şekilleri ($p<0.001$) arasındaki, alt yapı materyalleri ile kenar bitim şekilleri ($p<0.01$) arasındaki etkileşimlerin anlamlı olduğu, kenar bitim şekilleri ile alt yapı şekilleri ($p>0.05$) arasındaki, alt yapı materyalleri, kenar bitim şekilleri ve alt yapı şekilleri arasındaki etkileşimlerin ise anlamlı ($p>0.05$) olmadığı istatistiksel olarak tespit edilmiştir (Tablo 4.1).

Elde edilen değerlerin ortalama ve standart sapma sonuçları Tablo 4.2’de gösterilmiştir. En yüksek veneer porselen kırılma direnci değerlerinin (1690.80 N) alt yapısı anatomik şekilde hazırlanan chamfer basamaklı White Peaks kuronlarda, en düşük kırılma direnci değerlerinin (690.00 N) ise alt yapısı düz şekilde hazırlanan chamfer basamaklı Lava kuronlarda olduğu görülmüştür. Kenar bitim şekli açısından; shoulder basamaklı olarak hazırlanan kuronlardaki veneer porselenlerinin kırılma direnci değerlerinin (1245.23 N), chamfer basamaklı olarak hazırlanan kuronlardaki veneer porselenlerinin kırılma direnci değerlerinden daha düşük olduğu (1310.40 N) saptanmıştır. Alt yapı şekline göre; anatomik şekilde hazırlanan alt yapılar üzerindeki veneer porselenlerinin kırılma direnci değerlerinin (1333.50 N), düz şekilde hazırlanan alt yapılarındaki veneer porselenlerinin kırılma direnci değerlerinden (1222.13 N) daha yüksek olduğu görülmüştür. Alt yapı materyallerine göre değerlendirildiğinde; en yüksek (1538.80 N) kırılma direnci değerleri White Peaks ile hazırlanan kuronlarda saptanmıştır. Bu grubu Zirkonzahn ile hazırlanan kuronlar (1426.60 N) izlemiştir. En

düşük kırılma direnci değerleri (868.05 N) ise Lava alt yapı ile hazırlanan kuronlardaki veneer porselenlerinde tespit edilmiştir (Tablo 4.2).

Tablo 4.1. Varyans Analiz Tablosu

Varyasyon Kaynakları	Kareler Toplamı	df	Kareler		Fark
			Ortalaması	F	
Alt Yapı Materyalleri	5163150.033	2	2581575.017	292.826	.000
Kenar Bitim Şekilleri	63700.417	1	63700.417	7.225	.010
Alt Yapı Şekilleri	186038.017	1	186038.017	21.102	.000
Alt Yapı Materyalleri*Alt Yapı Şekilleri	457005.433	2	228502.717	25.919	.000
Alt Yapı Materyalleri*Kenar Bitim Şekilleri	95946.433	2	47973.217	5.442	.007
Kenar Bitim Şekilleri*Alt Yapı Şekilleri	33559.350	1	33559.350	3.807	.057
Alt Yapı Materyalleri*Kenar Bitim Şekilleri*Alt Yapı Şekilleri	8724.100	2	4362.050	.495	.613
Hata	423171.200	48	8816.067		
Toplam	1.044E8	60			

Tablo 4.2. Kırılma Direnç Değerlerinin Ortalama ve Standart Sapma Sonuçları (N=5)

Materyal	Alt Yapı Şekli	Kenar Bitim Şekli	Ortalama (N)	Standart Sapma
Zirkonzahn	Anatomik	Soulder	1383.00	35.43
		Chamfer	1408.40	78.17
		Toplam	1395.70	58.76
	Anatomik Olmayan	Shoulder	1475.60	33.61
		Chamfer	1439.40	53.02
		Toplam	1457.50	45.99
	Toplam	Shoulder	1429.30	58.67
		Chamfer	1423.90	65.06
		Toplam	1426.60	60.36
Lava	Anatomik	Shoulder	1016.40	82.31
		Chamfer	1070.00	132.61
		Toplam	1043.20	107.82
	Anatomik Olmayan	Shoulder	695.80	105.36
		Chamfer	690.00	113.14
		Toplam	692.90	103.11
	Toplam	Shoulder	856.10	191.04
		Chamfer	880.00	231.55
		Toplam	868.05	206.97
White Peaks	Anatomik	Shoulder	1432.40	81.07
		Chamfer	1690.80	24.36
		Toplam	1561.60	147.42
	Anatomik Olmayan	Shoulder	1468.20	158.87
		Chamfer	1563.80	117.55
		Toplam	1516.00	141.06
	Toplam	Shoulder	1450.30	120.40
		Chamfer	1627.30	104.33
		Toplam	1538.80	142.36
Toplam	Anatomik	Shoulder	1277.27	202.64
		Chamfer	1389.73	275.58
		Toplam	1333.50	244.46
	Anatomik Olmayan	Shoulder	1213.20	392.59
		Chamfer	1231.07	409.88
		Toplam	1222.13	394.46
	Toplam	Shoulder	1245.23	308.69
		Chamfer	1310.40	352.53
		Toplam	1277.82	330.16

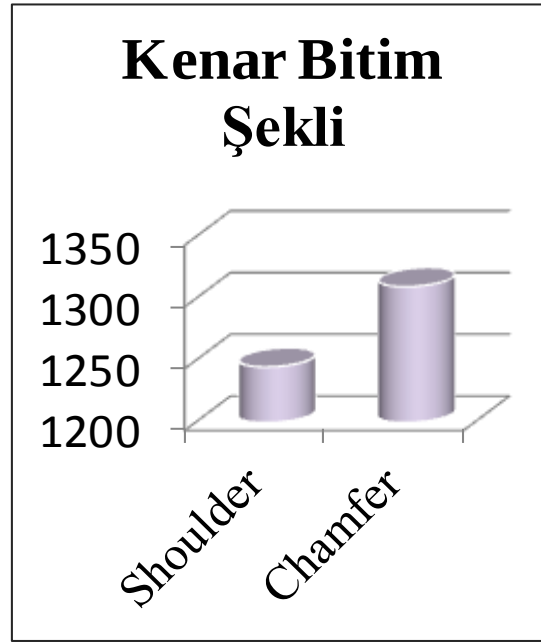
Alt yapı materyalleri arasındaki farklılıkları tespit etmek amacıyla yapılan Tukey HSD^a çoklu karşılaştırma testi sonuçlarına göre; veneer porselenlerinin kırılma direnç değerleri arasında elde edilen farkların tüm gruplarda anlamlı ($p<0.001$) olduğu istatistiksel olarak saptanmıştır (Tablo 4.3).

Yapılan t-testi sonuçlarına göre; farklı kenar bitim ($p<0.05$) ve alt yapı şekillerinde ($p<0.001$) elde edilen değerler arasındaki farkların anlamlı olduğu istatistiksel olarak tespit edilmiştir.

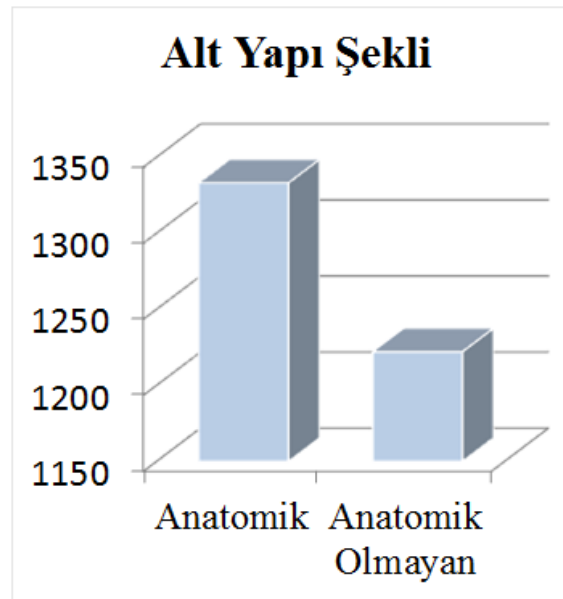
Tablo 4.3. Materyallerin Kırılma Direnç Değerlerinin Tukey HSD^a Testi Sonuçları

Materyal	N	Örnek		
		1	2	3
Lava	20	868.05		
Zirkonzahn	20		1426.60	
White Peaks	20			1538.80
Fark		1.000	1.000	1.000

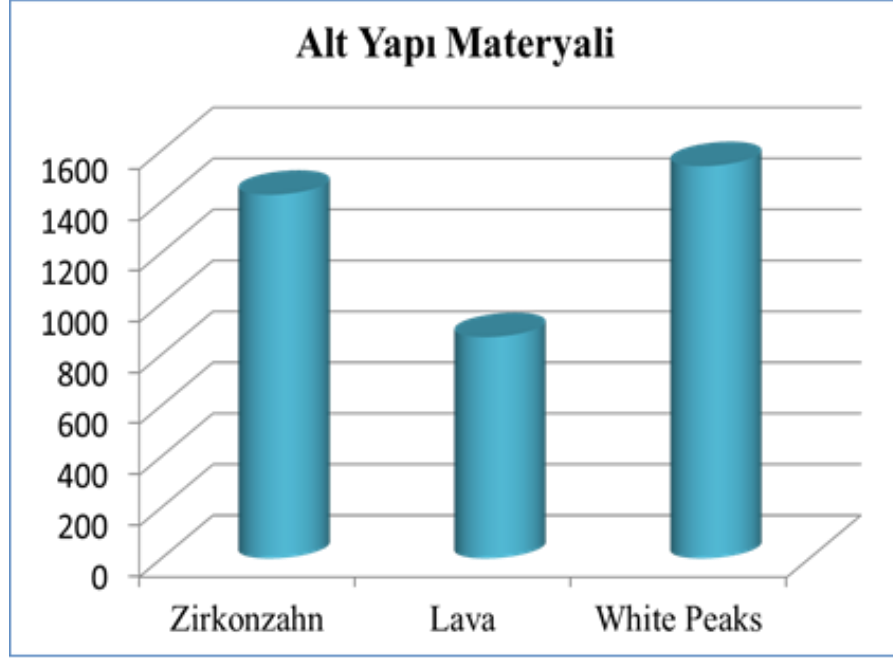
Veneer porselenlerinin kırılma direnç değerlerinin grafiksel olarak karşılaştırması Şekil 4.1-Şekil 4.3’de gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Kenar Bitim Şekillerinin Kırılma Direnç Değerlerinin Karşılaştırılması (N)



Şekil 4.2. Alt Yapı Şekillerinin Kırılma Direnç Değerlerinin Karşılaştırılması (N)



Şekil 4.3. Alt Yapı Materyallerinin Kırılma Direnç Değerlerinin Karşılaştırılması (N)

4.2. Kopma Şekillerinin Değerlendirilmesi

Kopma şekillerinin belirlenebilmesi için optik mikroskop altında kuronlar incelenmiştir. Yapılan inceleme sonucunda; veneer porseleni ile zirkonyum alt yapı arasında meydana gelen adeziv kopma (%55) ve her iki kırılma tipinin de gözlenmesiyle oluşan kombine (adeziv + koheziv) kopma (%45) şekilleri görülmüş olup, hiç bir örnekte tamamen koheziv kopma şekline rastlanmamıştır. Zirkonzahn alt yapılı kuronlarda %50 oranında adeziv kopma şekli, %50 oranında kombine kopma, Lava alt yapılı kuronlarda, %60 oranında adeziv kopma, %40 oranında kombine kopma şekli, White Peaks alt yapılı kuronlarda ise %55 oranında adeziv kopma, %45 oranında kombine kopma şekli tespit edilmiştir (Tablo 4.4).

Tablo 4.4. Veneer Porselenlerinin Kopma Şekillerinin Dağılımı

Alt Yapı Materyali	Alt Yapı ve Kenar Bitim Şekli	Kopma Şekli	
		Adeziv	Kombine (Adeziv + Koheziv)
Zirkonzahn	Anatomik Shoulder	0	5
	Anatomik Chamfer	2	3
	Anatomik Olmayan Shoulder	4	1
	Anatomik Olmayan Chamfer	4	1
	Toplam	10 (%50)	10 (%50)
Lava	Anatomik Shoulder	2	3
	Anatomik Chamfer	1	4
	Anatomik Olmayan Shoulder	4	1
	Anatomik Olmayan Chamfer	5	0
	Toplam	12 (%60)	8 (%40)
White Peaks	Anatomik Shoulder	2	3
	Anatomik Chamfer	0	5
	Anatomik Olmayan Shoulder	5	0
	Anatomik Olmayan Chamfer	4	1
	Toplam	11 (%55)	9 (%45)
Toplam	N= 60	33 (%55)	27 (%45)

5. TARTIŞMA

Seramikler ile alt yapı materyallerinin ilk kullanıldıkları günden günümüze kadar içeriklerinde ve fiziksel özelliklerinde gelişmeler kaydedilmiş olmasına karşın, oklüzal kuvvetler, yorulma, travma, mikro defektler veya uygun olmayan tasarım gibi sebeplerle restorasyonlarda, ağız içinde kırılmalar oluştuğu görülmüştür.^{183,184} Bu nedenle klinik kullanıma uygunluğun belirlenebilmesi için kırılma direnci testlerine yönelik çalışmalar yapılmaktadır.¹⁸⁵⁻¹⁸⁹

Tam seramik restorasyonlarda porselenlerin alt yapıdan ayrılması en sık görülen klinik başarısızlıklardan biridir.^{6,189,190} Vult von Steyern ve arkadaşları⁵ DC-zirkon alt yapılı restorasyonlarda 2 yıl sonundaki üst yapı kırılma oranlarını %15, Sailer ve arkadaşları¹⁹¹ 3 yıl sonundaki üst yapı kırılma oranlarını %13 olarak bildirmişlerdir. Bu oranlar metal-porselen restorasyonlardan oldukça yüksektir.¹⁹²

Restorasyonların başarısını diş preparasyonlarının şekli önemli oranda etkilemektedir. Literatürlerde farklı restoratif materyallerin kırılma direnci ile ilgili çalışmalar mevcutken, değişik şekilde hazırlanan zirkonyum alt yapılı restorasyonların klinik başarısında önemli faktörler olan kenar bitim şekilleri ve morfoloji dikkate alınarak yapılan kesim (anatomik) ile oklüzal yüzeyi düz (anatomik olmayan) olarak kesilen dişler üzerinde hazırlanan restorasyonlardaki veneer porselenlerinin kırılma direnci ile ilgili çalışmaların azlığı dikkat çekmektedir. Yapılan çalışma ile bu konuda katkı sağlanması düşünülmüştür.

Kırılma direnci ile ilgili çalışmalar incelendiğinde; kullanılan güdük materyali ile ilgili bir fikir birliğinin olmadığı görülmektedir. Bazı araştırmacılar sıgır dişlerini,¹⁹³

bazıları insan dişlerini,¹⁹⁴ bazıları ise metal alaşımından hazırlanan güdükleri kullanmışlardır.^{57,165}

Güdük materyalinin elastiklik katsayısının seramiklerin direncini etkilediği ve dentinin yapısına benzemeyen materyalden hazırlanan güdük kullanımının klinik durumu yansıtmayacağı araştırmacılar tarafından ifade edilmiştir.^{124,195} Rosentritt ve arkadaşları,¹⁹⁶ tam seramiklerin kırılma direncini yapay dişler ve doğal dişler üzerinde karşılaştırmalı olarak test etmişler, metal güdükler üzerinde test edilen örneklerin, doğal dişler üzerinde test edilen örneklerden daha dirençli olduklarını görmüşlerdir. Bununla birlikte doğal dişlerin farklı boyut ve yapıda olması nedeniyle standardizasyonun sağlanması mümkün olmamaktadır.¹⁹⁵⁻¹⁹⁷

Yucel ve arkadaşları¹⁹⁸ zirkonyum alt yapıların dentin ile epoksi rezin güdükler üzerindeki kırılma dirençlerinin pirinç ve çelik güdüklerden daha düşük olduğunu, epoksi rezin güdüklerin dentin ile benzer stres dağılımı gösterdiğini sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle saptamışlardır.

Bu çalışmada örneklerde standardizasyonun sağlanabilmesi için diş morfolojisine uygun olacak şekilde (anatomik) ve düz oklüzal (anatomik olmayan) yüzeyli prepare edilmiş üst premolar dişi temsil edecek şekilde CNC torna tezgahında hazırlanan paslanmaz çelik alaşımından güdükler kullanılmıştır. Güdükler, temel preparasyon prensipleri¹⁹⁹ takip edilerek, 6° taper açısı ile shoulder ve chamfer olmak üzere iki farklı kenar bitim şeklinde hazırlanmıştır. CAD/CAM restorasyonlarda dizayn kalitesinin yüksek olması için preparasyonun andırkatsız olması, belirgin bitiş çizgileri ve keskin açılarının olmaması önerilmektedir.²⁰⁰ Güdükler prepare edilirken bu konulara dikkat edilmiştir.

Literatürlerde güdüklerin, boyutsal olarak doğru modellerinin silikon esaslı ölçü maddeleri ile iki aşamalı ölçü tekniği kullanılarak hazırlanabileceği belirtilmiştir.^{200,201} Bu çalışmada örneklerin hazırlanması ve kırılma dirençlerinin değerlendirilmesi metal güdüklerden iki aşamalı ölçü tekniği kullanılarak silikon esaslı ölçü maddeleri ile alınan ölçülerden elde edilen, dentin ile benzer stres dağılımı gösterdiği belirtilen epoksi rezin güdükler üzerinde yapılmıştır.

Tam seramik alt yapılarda günümüzde kullanılan sistemlerde, işlem süresinin kısa olması ve aşındırma işleminde daha düşük alet hasarı oluşturmamasından dolayı yarı sinterlenmiş (unHIPped) veya yeşil aşama zirkonyum blok kullanımı tam sinterlenmiş (HIPped) blok kullanımına tercih edilmektedir.²⁰²

Bu çalışmada diş hekimliğinde kullanılan farklı tipteki zirkonyum bloklar ve bu bloklar kullanılarak üretim yapılan üç farklı sistem karşılaştırılmıştır. Tam sinterize blokların sinterizasyonu freze işlemine tabi tutulmadan önce tamamlandığından, restorasyonların yarı sinterlenmiş bloklarda olduğu gibi hacimli hazırlanmasına gerek kalmamıştır.

Alt yapılar üzerine hazırlanan veneer porselenlerinin kalınlıkları mevcut oklüzal boşluğa, restorasyonların anatomik karakterizasyon boyutuna bağlı olarak değişiklik göstermektedir. İdeal porselen kalınlığının 1-1.5 mm arasında olması gerektiği ifade edilmiştir.¹²⁵ Çalışmalarda veneer porselenlerinin hazırlanması sırasında standardizasyonun sağlanabilmesi için farklı yaklaşımlar bulunmaktadır. Bu amaçla; akrilik rezin kalıplar,^{193,194} pirinç kalıplar, silikon kalıplar^{57,203} gibi değişik kalıplar kullanılmıştır.^{204,205} Tinschert ve arkadaşları²⁰⁶ standart restorasyonlar hazırlayabilmek için dijital mikrometre ile ölçümler yapmışlardır. Bu çalışmada zirkonyum alt yapılara

Vita VM9 veneer porseleni silikon kalıplar kullanılarak uygulanmış daha sonra, örneklerin kalınlıkları değişik kısımlarından kumpasla ölçülerek kontrol edilmiştir.

Siman aralığının, Amerikan Diş Hekimleri Birliği Specification No: 8'de 25 mikron civarında,²⁰⁷ Shillingburg ve Whitsett³² tarafından ise 20-40 mikron arasında olması gerektiği bildirilmiştir. Bu bilgiler doğrultusunda çalışmada, siman aralığı dizayn aşamasında 30 mikron olarak standardize edilmiştir. Siman aralığı, tamamen dizayn programları üzerinden ayarlandığından ilave bir die spacer uygulanmasına gerek kalmamış, bu şekilde uygulayıcıya bağlı olarak oluşabilecek farklılıkların önüne geçilmiştir.

Diş preparasyonu ve daha yumuşak olan dentin yapısının kombinasyonu ile birlikte siman tabakası, restorasyonların elastiklik modülünü etkiler. Alt yapının elastiklik modülünün düşmesi seramikte daha büyük stresler oluşturur. Seramik, siman, dentin ara yüzlerindeki gerilim farklılıklarından dolayı oluşan stresler sonucunda daha sert ve kırılgan yapıda olan seramik materyali kırılır ve klinik başarısızlık tablosu ortaya çıkar.²⁰⁸ Siman tabakası, alt yapıdaki stres dağılımını değiştirerek internal yüzey kusurları nedeniyle oluşabilecek stres konsantrasyonlarını azaltır ve seramik materyalinin kırılma direnci ile kırılma tipini etkiler.^{208,209} Çiğneme kuvvetleri simanın elastik limitlerinden daha düşük stresler oluşturduğundan simanın kendisi, kırılmaya dirençlidir.²¹⁰ Cam iyonomer ve kompozit rezin esaslı simanlar oluşan stresleri dağıttığından seramik materyalini desteklemek açısından daha iyi mekanik özellikler göstermektedirler.^{210,211}

Clearfil SA ve Panavia F rezin simanlar yapılarında adeziv fosfat monomeri bulundurdıklarından (MPD,10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate) zirkonyum yüzeylerinde uzun süre bağlanma sağlamaktadırlar.^{22,212-214} Bu durumun

MPD monomerleri içindeki hidroksil gruplarıyla zirkonyum yüzeyindeki hidroksil grupları arasında reaksiyonuna bağlı olduğu düşünülmektedir.²¹⁵

Çalışmada hazırlanan kuronlar, epoksi rezin güdükler üzerine Panavia F rezin siman ile simante edilmiş, polimerizasyon için Halojen ışık cihazı kullanılmıştır.

Kompozit rezin simanlar oksijen varlığında polimerize olamazlar. Bu durum özellikle restorasyon kenarlarında önemli olmakta önlem alınmadığı takdirde siman sertleşmeden kalabilmektedir. Bu nedenle restorasyon yerleştirildikten sonra taşan siman temizlenmeli ve hava ile temasını bloke eden ajanlar marjinal bölgeye hızlı bir şekilde uygulanmalıdır.²¹⁶

Bu çalışmada hava ile teması engellemek için kuronların kenar kısımlarına 3 dakika boyunca Oxyguard tatbik edilmiştir.

Yaşlandırma işleminin seramik örneklerde subkritik çatlak gelişimine ve yaygın kırık oluşumuna neden olduğu belirtilmiştir.²¹⁷

Kim ve arkadaşları²¹⁸ tarafından ise 10.000 yaşlandırma işleminin tam seramik örneklerde koni çatlakları oluşturduğu, 50.000 yaşlandırmada ise çatlakların, zirkonyum-porselen bağlantısının ara yüzeyine kadar ulaştığı ifade edilmiştir.

Bu olumsuzluklar göz önünde bulundurularak örneklerle yaşlandırma işlemi uygulanmamıştır.

İn-vitro testlerde uygulanan insizal ve oklüzal yükleme ile kırık oluşumu ve çeşitli restorasyon sistemlerindeki direnç değerlendirilebilmektedir. Çiğneme kuvvetleri genellikle baskı şeklinde olduğu için çiğneme işlemi sırasında restorasyonların göstermiş olduğu dayanıklılığının saptanması önemlidir.²¹⁹ Ağız ortamında çeşitli

kuvvetlerle karşılaşacak olan bir materyalin dayanıklılığının tespit edilebilmesi için en iyi yöntemin, restorasyonun anatomik formunda hazırlandıktan sonra ağzın taklit edildiği bir ortamda test edilmesinin olduğu belirtilmiştir.¹⁶³ Bu çalışmada, üst birinci küçük azı dişi formunda hazırlanan örnekler oklüzal yükleme uygulanmıştır.

Kırılğan materyallerin dayanıklılıklarını güvenilir verilerle saptayabilmek için; örneklerin yapım şekli, boyutları ve ortamın standardizasyonu kadar seçilen yükleme hızı da oldukça önemlidir.²²⁰⁻²²² Yükleme hızı arttıkça çatlağın büyümesi için yeterli süre olmadığından dayanıklılık artacak ve hatalı veriler elde edilebilecektir. Bu nedenle uygulanan yükleme hızının düşük olması gerekmektedir.^{220,221-225} International Organization for Standardization (ISO) da yükleme hızı 1 ± 0.5 mm/dakika olarak belirlenmiştir.²²¹ Bu bilgiler doğrultusunda çalışmada yükleme hızı 0.5 mm/dakika olarak seçilmiştir.

Ağız içindeki 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.¹²⁴ Çalışmalarda kullanılan kırıcı uç çapları farklılık (2.65-6.35 mm) göstermektedir. Bu araştırmada ucunda 5 mm çapında çelik top olan bir apacey ile örnekler kuvvet uygulanmıştır.

Laboratuvarda yapılan kırılma testlerinde restorasyonların yüksek kırılma direncine sahip olduğu bilinmektedir. Bu testlerde, materyalin zarar gördüğü ilk değer belirlenmelidir. Bu noktanın üzerinde aşırı yükleme yapılması kırılmanın meydana geldiği yük değerinin yanıltıcı olmasına neden olmaktadır. Bu tip büyük kuvvetler, normal çiğneme siklusunda meydana gelmemesine rağmen, intraoral olarak restorasyonlarda kırıklar oluşmaktadır.²²⁶

Tam seramik restorasyonlarda da metal-porselen restorasyonlarda olduğu gibi üst yapı porseleninin alt yapıya bağlantısı farklı iki özellikte ve yapıda materyaller olduklarından oldukça önem taşımaktadır.²²⁷ Kalıcı bir bağlantı için bazı mekanik özelliklerin birbirlerine uygun olması gerekmektedir.³ Üst yapı porseleninin 3Y-TZP yüzeyine mikromekanik bağlantı yaptığı ifade edilmektedir.⁸⁰ Üst yapı porseleni uygulanırken zirkonyum alt yapılar tekrar yüksek ısıya ve neme maruz kalmaktadırlar. Isı ve nemin faz transformasyonu oluşturması ile materyalin yüzeyinde oluşan tabaka uzaklaşacak ve mekanik özelliklerde düşüş görülecektir.^{92,228} Üreticisinin önerdiği basamaklar doğrultusunda hazırlanan dental restorasyonlarla anlamlı veriler elde edilebilmektedir.²²⁹ Çalışmada, bu görüşten yola çıkarak çalıştığımız materyallerle ilgili tüm örneklerin fırınlama, glaze işlemleri, başlangıç sıcaklığı, dakikadaki sıcaklık artışı, en yüksek sıcaklık, en yüksek sıcaklıkta bekleme süresi, başlangıç fırınlaması için vakumun hangi sıcaklıkta devreye gireceğinin ayrıntıları, üretici firmaların önerisi doğrultusunda yapılmıştır.

Diş kesimi sırasında oluşturulan basamak, çiğneme kuvvetlerinin diş üzerinde dengeli şekilde dağılmasını sağlarken kuronun statik gücünü artırmaktadır.¹¹⁵ Oklüzal temaslar sırasında stres yoğunlaşmasının fazla olduğu bölge servikal bölgedir. Diş preparasyonu sırasında uygulanan basamak şekli gerilimin dağılımında önemli rol oynamaktadır.²³⁰ Shoulder kenar bitim şekli kuvvetin köke en iyi şekilde iletilmesini sağlayan basamak şeklidir.²¹⁶ Bu basamak şekli oklüzal kuvvetlere direnci artırmakta ve porselende kırıklara neden olabilecek stresleri minimize etmekte, sağlıklı restorasyon konturları ve maksimum estetik için alan oluşturmaktadır.¹²² Aynı şekilde chamfer kenar bitim şekli ile de yeterli kenar kalınlığında ve sağlamlıkta restorasyonlar hazırlanabilmektedir.²¹¹

Beuer ve arkadaşları²³¹ derin chamfer, chamfer ve shoulder basamak tipleri ile hazırlanan tam seramik restorasyonların kırılma dirençlerini incelemişler, shoulder basamaklı örneklerin daha fazla kırılma direnci değerleri gösterdiğini belirtmişlerdir.

Di Iorio ve arkadaşları¹¹⁴ Procera tam seramik kuronların farklı basamak şekillerinde kırılma dirençlerini değerlendirmişlerdir. Çalışmada 50⁰ chamfer ve 90⁰ shoulder basamak kullanılmıştır. Araştırma sonucunda Procera tam seramik restorasyonlarda basamak şekli farklılığının kırılma direncini etkilediği ve shoulder basamak ile hazırlanan örneklerin kırılma dayanıklılığının chamfer basamak ile hazırlananlardan daha fazla olduğu tespit edilmiştir.

Cho ve arkadaşları²⁰⁷ 0.9 mm ve 1.2 mm genişliğinde chamfer şeklinde oluşturulan basamaklarla hazırlanan tam seramik restorasyonların, 1.2 shoulder ve 1.2 rounded end shoulder basamak tipleriyle hazırlananlardan daha fazla kırılma direnci gösterdiğini ifade etmişlerdir.

Jalalian ve arkadaşları²³² çalışmaları sonucunda, chamfer basamak ile hazırlanan zirkonyum alt yapılı örneklerin kırılma dirençlerinin, shoulder basamak ile hazırlanan zirkonyum alt yapılı örneklerden daha fazla olduğunu istatistiksel olarak saptamışlardır.

Malament ve Socransky²³³ shoulder ve chamfer basamak şekillerinin tam seramiklerde veneer porselenlerin kırılma riski açısından önemli bir fark oluşturmadığını belirtmişlerdir.

Bıçak sırtı şeklinde basamak ile prepare edilen güdükler üzerinde hazırlanan tam seramik örneklerin chamfer basamak ile hazırlanan örneklerden daha yüksek kırılma direnci gösterdiği görülmüştür.²³⁴ Yapılan başka bir çalışmada değişik basamak

şekilleri ile basamak kullanmadan hazırlanan restorasyonların kırılma dirençleri karşılaştırılmış, shoulder ve chamfer basamak ile hazırlanan restorasyonların, bıçak sırtı basamak ile hazırlananlardan daha az dayanıklılık gösterdiği tespit edilmiştir.²³⁵

Tam seramik restorasyonlarda uygulanan basamak şekillerinin veneer porselenlerinin kırılma direnci üzerindeki etkisi ile ilgili fikir birliğinin olmadığı görülmektedir. Bu çalışma sonucunda elde edilen veriler genel olarak değerlendirildiğinde; chamfer basamaklı olarak hazırlanan kuronlardaki veneer porselenlerinin kırılma direnç değerlerinin (1310.40 N), shoulder basamak ile hazırlananlardan (1245.23 N) daha fazla olduğu görülmüştür.

Anatomik kesim yapılan dişler üzerinde hazırlanan seramik alt yapılara uygulanan veneer porselenlerinin, düz (anatomik olmayan) kesim yapılan dişlerde hazırlanan restorasyonlardan daha fazla kırılma direncine sahip oldukları araştırmacılar tarafından ifade edilmiştir.²³⁶

Kullanıma sunulduğu ilk yıllarda genellikle prepare edilmiş dişler üzerinde düz şekilde hazırlanan 3Y-TZP alt yapılara porselen ilave edilerek restorasyonlar tamamlanmış, bu şekilde hazırlanan restorasyonların tüberkül tepelerinde porselen kalınlığında artış meydana gelmiştir. Belirli bir kalınlığın üzerine çıkan veneer porselen tabakalarının çiğneme basınçlarına karşı dayanıksız²³⁷ olması nedeniyle tüberkül tepelerine lateral kuvvet uygulandığında porselende, kolayca kırılma ve çatlama oluşmaktadır. Alt yapıların anatomik şekilde hazırlanması porselen kalınlıklarının eşit olmasını, oklüzal ve lateral kuvvetlere karşı porselenlerin desteklenmesini sağlamaktadır.²³⁸

Sundh ve Sjogren⁵⁷ yaptıkları çalışmada tam sinterlenmiş bloklardan anatomik ve anatomik olmayan şekilde hazırladıkları zirkonyum alt yapılara uyguladıkları iki farklı porselen materyalinin kırılma dirençlerini değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda anatomik olarak şekillendirilen zirkonyum alt yapılardaki veneer porselenlerinin kırılma dirençlerinin anatomik olmayan zirkonyum alt yapılardakinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğunu, kullanılan porselen materyalleri arasında ise anlamlı bir farklılık olmadığını istatistiksel olarak saptamışlardır.

Larsson ve arkadaşları²³⁹ yarı sinterlenmiş ve tam sinterlenmiş zirkonyum bloklardan hazırladıkları anatomik ve anatomik olmayan alt yapılar üzerine uyguladıkları farklı seramik materyallerinin kırılma dirençlerini incelemişlerdir. Yarı ve tam sinterlenmiş alt yapılar ve farklı porselen materyallerinin kırılma dirençleri arasındaki farkların anlamlı olmadığını, bununla birlikte anatomik olarak hazırlanan zirkonyum alt yapıların kırılma dirençlerinin anatomik olmayan zirkonyum alt yapıların kırılma dirençlerinden yüksek olduğunu istatistiksel olarak tespit etmişlerdir. Anatomik olmayan zirkonyum alt yapılara uygulanan porselenlerdeki kırılmanın daha büyük boyutta olduğunu belirtmişlerdir.

Yapılan çalışmalar sonucunda anatomik şekilde hazırlanan alt yapılarda, ısırma ve çiğneme işlemleri sırasında oluşan kuvvetlerin dolayısıyla gerilme kuvvetlerinin azaldığı saptanmıştır.^{182,240}

Bonfante ve arkadaşları²⁴¹ anatomik kuron şeklinde ve anatomik olmayan şekilde tasarlanan alt yapıları Sonlu Elemanlar Stres Analiz yöntemi ile karşılaştırmışlar, anatomik alt yapıların daha yüksek stres dayanımı gösterdiğini belirtmişlerdir.

Bu çalışmada en yüksek veneer porselen kırılma direnci değerlerinin (1690.80 N) alt yapısı anatomik şekilde hazırlanan chamfer basamaklı White Peaks kuronlarda, en düşük kırılma direnci değerlerinin (690.00 N) ise alt yapısı düz şekilde hazırlanan chamfer basamaklı Lava kuronlarda olduğu görülmüştür. Alt yapısı anatomik şekilde hazırlanan kuronlarda veneer porselenlerinin kırılma direnç değerlerinin fazla olmasının porselene yeterli destek sağlanmasına bağlı olduğunu düşünmekteyiz.

Restorasyon yapılacak diş ince duvarlara sahip olduğunda, ışığı yansıtabilmek için ince alt yapı hazırlanabilmektedir. Bu durumda oluşan zayıf bağlantı yüklemeye streslerini gövdeden daha ince duvarlara iletmekte ve kırıklar meydana gelmektedir. Ayrıca, restorasyonun iç yüzeyi ile diş arasındaki prematür kontaklar, ince veya düzensiz alt yapı kalınlığı, yüzey bitirmesine bağlı internal defektler, CAD/CAM üretimi esnasında alt yapıda meydana gelen defektler kırık oluşumuna neden olabilmektedir.²²⁶ Özellikle ağız içi gibi nemli ortamlarda düzenli kuvvetler altında meydana gelen küçük kırıklar, materyalin üretimi sırasında oluşan porozitelerden kaynaklanmaktadır. Kırıklar, kuronu zayıflatan büyük fissürlere sebep olurlar.^{123,127}

Yapılan çalışmalar sonucunda zirkonyum alt yapının kalınlığının maksimum ve veneere porselenin kalınlığının ise minimum olması gerektiği tespit edilmiştir.^{123,234} Fakat bu durum estetik beklentilerden dolayı karşılanamamaktadır.^{13,58,60,113}

White ve arkadaşları²⁴² tam seramik örneklerde, farklı alt yapı ve veneer porselen kalınlıklarının kırılma direncine etkisini incelemişlerdir. Alt yapı materyali ne kadar kalın üst yapı porselen tabakası ne kadar ince olursa kırılma direnci değerlerinin o oranda artacağını belirtmişlerdir.

Mainjot ve arkadaşları²⁴³ yaptıkları çalışmada alt yapı kalınlığı ile veneer porselen kalınlığı oranının iç stres oluşumuna etkisini incelemişler, 1.5 mm den az kalınlığın olumsuz stres oluşturduğunu saptamışlar ve alt yapı kalınlığıyla yüzeydeki stresler arasında ilişki bulunduğunu ifade etmişlerdir.

Swain¹⁵⁴ soğuma hızının, termal genleşme katsayısı ve alt yapı kalınlığının artık streslere olan etkisini değerlendirmişler, bu üç faktör arasında alt yapı kalınlığının en fazla etkileyen parametre olduğunu ifade etmişlerdir.

Sıdal²⁴⁴ doktora tezinde farklı kalınlıklarda (0.2 mm, 0.4 mm, 0.5 mm, 0.6 mm ve 0.8 mm) hazırladığı zirkonyum alt yapılara uyguladığı veneer porselenlerinin bükme kuvveti ortalamaları arasındaki farkları incelenmiştir. Alt yapı kalınlığına bağlı olarak bükme kuvveti ortalamaları arasında anlamlı farklılık olduğunu istatistiksel olarak saptamıştır.

Ambre ve arkadaşları²⁰³ yaptıkları çalışmada üç üyeli zirkonyum alt yapıların kalınlıklarıyla kırılma dirençleri arasındaki ilişkiyi değerlendirmişler, alt yapı kalınlığı farklılığının kırılma direncini etkilemediğini tespit etmişlerdir.

Alt yapı kalınlığının değerlendirildiği başka çalışmalarda ise zirkonyum kalınlığının artmasına bağlı olarak kırılma direncinin arttığı belirtilmiştir.^{123,234,245}

Bu çalışmada zirkonyum alt yapılar, standart bir şekilde 0.5 mm kalınlığında hazırlanmıştır.

Yapılan analitik¹⁵⁴ ve fiziksel²⁴⁵ testler, veneer porseleninin kalınlığının yapıdaki stres birikiminde önemli rolü olduğunu ortaya koymuştur. Termal iletkenlikleri düşük olan zirkonyum gibi yapıların üzerine veneer porselenlerinin fırınlama işlemi yapıda stres birikmesine neden olmaktadır.^{148,154}

Tam seramik sistemlerde bozulmaya neden olan en önemli etkenin gerilme sonucu oluşan bozulmalar olduğu belirtilmiştir.^{246, 247}

Sundh ve Sjogren⁸² yarı sinterlenmiş ve tam sinterlenmiş zirkonyum bloklardan hazırladıkları alt yapılara veneer porseleni uyguladıktan sonra kırılma dirençlerini değerlendirmişlerdir. Yarı sinterlenmiş zirkonyum-porselen örneklerin kırılma dirençlerinin, tam sinterlenmiş zirkonyum-porselen örneklerin kırılma dirençlerinden daha fazla olduğunu saptamışlardır. Bu sonucun, yarı sinterlenmiş zirkonyum alt yapılara uygulanan porselenlerin zirkonyum yüzeyindeki çatlaklara infiltre olmasına ve ısıl işlemle birlikte kırılma direncinin artmasına bağlı olarak oluştuğunu ifade etmişlerdir.

Bu çalışmada tam sinterize zirkonyum alt yapılar üzerinde hazırlanan veneer porselenlerinin kırılma direnci değerlerinin (1538.80 N), yarı sinterize (868.05 N) ve manuel (1426.60 N) yöntemle hazırlanan alt yapılardaki veneer porselenlerinden daha fazla olduğu görülmüştür. Bu sonuç Sundh ve Sjogren⁸²'nin bulguları ile uyum göstermemektedir. Araştırmada yarı sinterlenmiş bloklardan alt yapılar üretildikten sonra sinterizasyon işlemine tabi tutulmuş, yeterli sertlikte ve düzgün yüzeyde alt yapılar hazırlanmıştır. Bu nedenle Sundh ve Sjogren⁸²'nin belirttiği gibi boşluklara veneer porseleninin girdiğini düşünmemekteyiz.

Tholey ve arkadaşları^{248,249} zirkonyum-veneer ara yüzeyinde görmüş oldukları monoklinik parçacıklar nedeniyle veneer porseleni uygulanması sırasında zirkonyumda faz transformasyonunun geliştiğini ifade etmişlerdir.

Sundh ve Sjogren⁵⁷ 0.5 mm kalınlığında hazırladıkları Y-TZP alt yapılara iki farklı (Empres 2 ve aynı firmanın Eris) porselen uygulamış, metal güdüklere simante

etmişler ve 37⁰C suda 24 saat beklettikten sonra 0.5 mm/dakika başlık hızıyla, 5 mm çapında çelik bilye ile kuvvet uygulayıp kırılma dirençlerini değerlendirmişlerdir. Kırılma direnci değerlerinin; Empres 2 üst yapı uygulanan grupta 2226 N, Eris üst yapı uygulanan grupta ise 2740 N olduğunu belirtmişlerdir.

Potiket ve arkadaşları²⁵⁰ kontrol grubu olarak metal-porselen kuronları kullandıkları çalışmalarında alimuna esaslı tam seramikler ile zirkonyum esaslı tam seramik örneklerin kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlar, gruplar arasında kırılma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir.

Mainjot ve arkadaşları²⁴³ zirkonyum-porselen restorasyonlarla metal-porselen restorasyonlardaki artık stresleri karşılaştırmışlar, zirkonyum-porselen restorasyonlarda küçük bir alanda daha büyük ve daha yoğun artık streslerin olduğunu belirlemişler ancak bu durumun klinik uygulamalarda potansiyel bir sorun oluşturmayacağını ifade etmişlerdir.

Vigolo ve Mutinelli²⁵¹ arka bölgede uygulanan metal destekli porselen restorasyonlarla iki farklı CAD-CAM yöntemi ile hazırlanan zirkonyum alt yapı (Procera ve Lava) restorasyonları 5 yıl süre ile takip etmişler, metal-porselen restorasyonlarla CAD-CAM tekniğiyle hazırlanan zirkonyum-porselen restorasyonlar arasında fonksiyonel bir farklılık olmamasına karşın, CAD-CAM yöntemiyle hazırlanan zirkonyum-porselen restorasyonlarda daha fazla oranda porselen kırıkları olduğunu gözlemlemişlerdir.

Millen ve arkadaşları²⁵² metal ve zirkonyum alt yapı restorasyonlarda oluşan çatlak boyutunu karşılaştırmışlar, çatlak boyutunun zirkonyum alt yapı restorasyonlarda yaklaşık %50 oranında daha fazla olduğunu saptamışlardır. Bu

durumun materyallerin farklı elastik limit ve kırılma tokluğu gibi özelliklerinden kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir.

Vult von Steyern ve arkadaşları²⁵³ standart olarak prepare ettikleri metal alt yapılar üzerine hazırladıkları alümina ve zirkonyum alt yapılı tam seramik kuronları, suda bekletme, ön yükleme, termal siklus (5⁰C-55⁰C) gibi farklı uygulamalara tabi tutmuşlardır. Daha sonra, 2.5 mm çapında çelik bilye ile 0.255 mm/dakika başlık hızında görsel başarısızlık oluşuncaya kadar kuvvet uygulamışlar, en yüksek kırılma direnci değerlerini ön yükleme yapılan zirkonyum alt yapılı kuronların (1108 N) gösterdiğini, alümina alt yapılı kuronların parçalanarak kırıldığını gözlemlemişlerdir. Bu çalışmada da zirkonyum alt yapılı kuronlarda, kuvvet uygulanan oklüzal alanda veneer materyalinde kırılma tespit edilmiştir.

Papazoglou ve arkadaşları²⁵⁴ kırık yüzeylerinin optik mikroskop ve Scanning Electron Microscope (SEM) ile incelenmesinin, kırılmanın tipi hakkında önemli bilgiler sağladığını belirtmişlerdir.

Bu çalışmada, Zirkonzahn alt yapılı kuronlarda %50 oranında adeziv kopma, %50 oranında kombine kopma, Lava alt yapılı kuronlarda, %60 oranında adeziv kopma, %40 oranında kombine kopma, White Peaks alt yapılı kuronlarda ise %55 oranında adeziv kopma, %45 oranında kombine kopma şekli tespit edilmiştir. Kırılma direncinin fazla olduğu anatomik alt yapılar üzerinde hazırlanan bazı kuronlarda veneer porseleni ile birlikte alt yapı seramiğinin ve epoksi güdük materyalinin kırıldığı gözlemlenmiştir.

Ağızda kullanım sırasında görülen porselen ufalanmaları, materyale veya alt yapı porseleninin kalınlık oranı ve alt yapı şekli gibi protez dizaynlarına,²⁵⁵ sağlam bir alt yapı üzerindeki veneer porseleninde koheziv ufalanmaların olması aşırı yük

uygulanmasına, tabakalar şeklindeki kopmalar ise zayıf veneer bağlantısına ve ara yüzeydeki lokalize gerilme streslerine bağlı olabilir. Zirkonyum alt yapıların kullanıldığı tabakalı restorasyonlarda alt yapı-veneer ara yüzünde oluşan gerilme stresleri, iki materyal arasındaki termal genleşme katsayısı farklılığına bağlı olarak oluşmaktadır.²²⁶

Bu çalışmada ağız ortamındaki ısısal değişiklikler vb. gibi faktörlerin veneer porselenlerinin kırılma direnci değerlendirilirken yansıtılamaması çalışmanın sınırlamalarını oluşturmaktadır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Değişik yöntemlerle hazırlanan zirkonyum alt yapılar üzerindeki veneer porselenlerinin kırılma dirençlerine farklı kenar bitim ve alt yapı şekillerinin (anatomik ve anatomik olmayan) etkisinin *in vitro* olarak değerlendirildiği bu çalışmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. En yüksek veneer porselen kırılma direnci değerlerinin alt yapısı anatomik şekilde hazırlanan chamfer basamaklı White Peaks kuronlarda, en düşük kırılma direnci değerlerinin ise alt yapısı düz şekilde hazırlanan chamfer basamaklı Lava kuronlarda olduğu görülmüştür.

2. Shoulder basamaklı olarak hazırlanan kuronlardaki veneer porselenlerinin kırılma direnci değerlerinin, chamfer basamaklı olarak hazırlanan kuronlardaki veneer porselen kırılma direnci değerlerinden daha düşük olduğu saptanmıştır.

3. Anatomik şekilde hazırlanan alt yapılar üzerindeki veneer porselenlerinin kırılma direncinin düz şekilde hazırlanan alt yapılarıdaki veneer porselenlerinin kırılma direncinden daha fazla olduğu tespit edilmiştir.

4. En yüksek veneer porselen kırılma direnci değerleri White Peaks alt yapılar üzerinde hazırlanan kuronlardaki veneer porselenlerinde, en düşük kırılma direnci değerleri ise Lava alt yapı ile hazırlanan kuronlardaki veneer porselenlerinde belirlenmiştir.

Oklüzal temaslar sırasında stres yoğunlaşmasının fazla olduğu bölge servikal bölgedir. Diş preparasyonu sırasında uygulanan basamak şekli bu gerilimin dağılımında önemli rol oynamaktadır. Bu nedenle dişler prepare edilirken materyale, restorasyonun tipine ve estetiğe göre kenar bitim şekli seçilmeli, ayrıca diş preparasyonu ve alt yapılar

anatomik şekilde hazırlanarak sabit protezlerde veneer porselenlerine yeterli destek sağlanmalıdır.

KAYNAKLAR

1. Craig RG. *Restorative Dental Materials*. 13th ed. New York, Mosby Publication, 2002: 551-592.
2. Mackert JR, Russell CM. Leucite crystallization during processing of a heat-pressed dental ceramic. *International Journal of Prosthodontics*, 1996, 9: 261-265.
3. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence International*, 2002, 33: 415-426.
4. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-leucite-mica-and zirconia-based ceramics. *Journal of Dentistry*, 2000, 28: 529-535.
5. Vult Von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2005, 32: 180-187.
6. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, Mercante DE. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2006, 96: 237-244.
7. Bonfante EA, Coelho PG, Bayardo-Gonzalez DE, Thompson VP, Bonfante G. Effect of framework design on crown failure. *European Journal of Oral Sciences*, 2009, 117: 194-199.

8. Omori S, Komada W, Yoshida K, Miura H. Effect of thickness of zirconia-ceramic crown frameworks on strength and fracture pattern. *Dental Materials Journal*, 2013, 32: 189-194.
9. Akin E. *Diş Hekimliğinde Porselen*. 2th ed. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi, 1983: 1-26.
10. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental Clinics of North America*, 1985, 29: 621-644.
11. Anusavice K. In: *Phillips' Science of Dental Materials*. 11th ed. Missouri, Saunders Publication 2003: 655-719.
12. Van Dijken JW. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *The Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 1999, 20: 1115-1124, 1126.
13. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1996, 75: 18-32.
14. Mc Lean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *British Dental Journal*, 1965, 119: 251-267.
15. Mc Lean J. *The Science and Art of Dental Ceramics. The Nature of Dental Ceramics and Their Clinical Use*, 1th ed. Chicago, Quintessence Publishing, 1979: 45-59.
16. Yoshinari M, Derand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 1994, 7: 329-338.
17. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001, 85: 61-66.

18. Cattell MJ, Chadwick TC, Knowles JC, Clarke RL, Lynch E. Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. *Dental Materials*, 2001, 17: 21-33.
19. Raigrodski A. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004: 557-562.
20. Deany IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*, 1996, 7: 134-143.
21. 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. *International Journal of Prosthodontics*, 2002, 15: 189-194.
22. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dental Materials*, 1998, 14: 64-71.
23. Yavuzylmaz H. *Metal Destekli Estetik Kronlar*. 1th ed Ankara, Gazi Üniversitesi Yayınları, 1996: 49-52.
24. Yılmaz B. Beş Farklı Yöntemle Hazırlanan Zirkonyum Altyapılı Kronların Marjinal Uyum ve Kırılma Dirençlerinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakülte Dergisi*, 2008, 9: 24-29.
25. Akın E. *Diş Hekimliğinde Porselen*. 1th ed İstanbul, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 1999: 35-42.

26. Chu F, Frankel N, Smales, RJ. Surface roughness and flexural strenght of self glazed, polished and reglazed in-Ceram/vitadur alpha porcelain laminate. *International Journal of Prosthodontics*, 2000, 13: 66-71.
27. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. 1th ed Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi, 1993: 24-36.
28. O'Brein W. *Dental Materials and Their Selection*. 1th ed. Chicago, Quintessence Publishing, 2002: 210-214.
29. Scherrer SS, De Rijk WG, Belser UC. Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth. *International Journal of Prosthodontics*, 1996, 9: 580-585.
30. Coşkun A. Farklı Metal Desteksiz Porselen Sistemlerin Kenar Uyumu ve Mikrosızıntıya Etkisi ile Eğilme Dayanıklılarının İncelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Sivas: Cumhuriyet Üniversitesi, 2002.
31. Mc Lean J. *The Science and Art of Dental Ceramics. Bridge Design and Laboratory Procedures in Dental Ceramics*, 1th ed. Chicago, Quintessence Publishing, 1981: 45-59.
32. Shillingburg HH, S. Whitsett, LD. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 3th ed. Quintessence Publishing, Chicago, 1981: 119-211.
33. Touati B, Paul M, Nathanson D. *Esthetic Dentistry and Ceramic Restorations*. 1th ed. London, Martin Dunitz Publishing, 1999: 21-49.

34. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *Journal of the American Dental Association*, 1997, 128: 297-307.
35. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*, 1999, 2: 9-35.
36. Christensen GJ. The confusing array of tooth-colored crowns. *Journal of the American Dental Association*, 2003, 134: 1253-1255.
37. Christensen GJ. Choosing an all-ceramic restorative material: porcelain-fused-to-metal or zirconia-based? *Journal of the American Dental Association*, 2007, 138: 662-665.
38. Castellani D, Baccetti T, Giovannoni A, Bernardini UD. Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 1994, 7: 149-154.
39. Hobo S, Shillingburg HT, Jr. Porcelain fused to metal: tooth preparation and coping design. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1973, 30: 28-36.
40. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2007, 98: 389-404.
41. Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research*, 2000, 53: 297-303.

42. Öykü Ç. Tüm Seramik Kronlar. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, İzmir, Ege Üniversitesi, 2010.
43. Fons-Font A, Solá-Ruiz MF, Granell-Ruiz M, Labaig-Rueda C, Martínez-González A. Choice of ceramic for use in treatments with porcelain laminate veneers. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 2006, 11: 297-302.
44. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam seramik sistemleri II. *Gazi Üniversitesi Diş Hek Fak Dergisi*, 2005, 22: 49-60.
45. Oh SC, Dong JK, Luthy H, Scharer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *International Journal of Prosthodontics*, 2000, 13: 468-472.
46. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *Journal of the American Dental Association*, 2006, 137: 514-422.
47. Ivoclar-Vivadent. IPS e-max Scientific Documentation. 2005: 3-10
48. Ivoclar Vivadent A. The Compatible All-Ceramic System. *Dental Technician and Instructor*, 2005: 41-43.
49. Bayındır F, Uzun İH. All ceramic crown systems. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakülte Dergisi*, 2007, 18: 25-31.
50. Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 2002, 23: 911-916, 918, 920.

51. Otto T. Computer-aided direct all-ceramic crowns: preliminary 1-year results of a prospective clinical study. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 2004, 24: 446-455.
52. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *Journal of the American Dental Association*, 2006, 137: 14-21.
53. Chai J, Takahashi Y, Sulaiman F, Chong K, Lautenschlager EP. Probability of fracture of all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 2000, 13: 420-424.
54. Xiao-ping L, Jie-mo T, Yun-long Z, Ling W. Strength and fracture toughness of MgO-modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. *Dental Materials*, 2002, 18: 216-220.
55. Giordano RA, 2nd, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1995, 73: 411-418.
56. Mc Laren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 1998, 19: 307-308, 310, 312.
57. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide- partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2004, 31: 682-688.

58. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2002, 88: 4-9.
59. Fradeani MR, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence International*, 2002, 33: 503-510.
60. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2002, 88: 10-15.
61. Raigrodski AC, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001, 86: 520-525.
62. Denissen HW, van der Zel JM, van Waas MA. Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *International Journal of Prosthodontics*, 1999, 12: 395-400.
63. Dozic A, Kleverlaan CJ, Meegdes M, van der Zel J, Feilzer AJ. The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2003, 90: 563-570.
64. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dental Materials*, 2005, 21: 242-251.

65. van der Zel JM, Vlaar S, de Ruiter WJ, Davidson C. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001, 85: 261-267.
66. Denissen H, Dozic A, van der Zel J, van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2000, 84: 506-513.
67. Andersson M, Oden A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontologica Scandinavica*, 1993, 51: 59-64.
68. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 1999, 20: 1-25.
69. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *Journal of Biomedical Materials Research Part B, Applied biomaterials*, 2009, 88: 519-529.
70. Ak L. Zirkonyum ve hafniyum. *Dental Laboratuvar*, 2005, 4: 25-30.
71. 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: 1489-1494.
72. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental Clinics of North America*, 2004, 48: 531-544.

73. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 1994, 106: 605-614.
74. Clarke IC, Manaka M, Green DD, Williams P, Pezzotti G, Kim YH, Ries M, Sugano N, Sedel L, Delauney C, Nissan BB, Donaldson T, Gustafson GA. Current status of zirconia used in total hip implants. *Journal of Bone and Joint Surgery American volume*, 2003, 4: 73-84.
75. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 2006, 27: 535-543.
76. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, Marmo E, Burger W, Cittadini A. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*, 1999, 20: 371-376.
77. Luthardt RG, Holzhueter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials*, 2004, 20: 655-662.
78. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dental Materials*, 1999, 15: 426-433.
79. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1989, 23: 45-61.

80. Luthardt RG, Holzhuter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlich E, Walter M. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *Journal of Dental Research*, 2002, 81: 487-491.
81. Kim HT, Han JS, Yang JH, Lee JB, Kim SH. The effect of low temperature aging on the mechanical property & phase stability of Y-TZP ceramics. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 2009, 1: 113-117.
82. Sundh A, Sjogren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dental Materials*, 2006, 22: 778-784.
83. Catledge SA, Cook M, Vohra YK, Santos EM, McClenny MD, David Moore K. Surface crystalline phases and nanoindentation hardness of explanted zirconia femoral heads. *Journal of Materials Science Materials in Medicine*, 2003, 14: 863-867.
84. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 2008, 24: 299-307.
85. Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and alumina-advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 1999, 7: 113-119.
86. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *International Journal of Prosthodontics*, 2002, 15: 339-346.

87. Raigrodski A. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental Clinics of North America*, 2004, 48: 531-544.
88. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2002, 17: 793-798.
89. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence International*, 2005, 36: 105-113.
90. Sorensen J. The Lava System for CAD-CAM production of high strength precision fixed prosthodontics. *Quintessence of Dental Technology*, 2003, 26: 57-67.
91. Witowski S. CAD-CAM in dental technology. *Quintessence of Dental Technology*, 2005, 28: 169-184.
92. Sundh A, Molin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dental Materials*, 2005, 21: 476-482.
93. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, 2009, 28: 44-56.
94. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *Journal of the American Dental Association*, 2006, 137: 1289-1296.
95. Giray Z, Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri. *Dentiss*, 2007, 3: 34-38.

96. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2005, 14: 39-45.
97. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *European Journal of Oral Sciences*, 2005, 113: 174-179.
98. Besimo C, Spielmann H, Rohner H. Computer-assisted generation of allceramic crowns and fixed partial dentures. *International Journal of Computerized Dentistry*, 2001, 4: 243-262.
99. Giordano RA, 2nd. CAD/CAM: overview of machines and materials. *Journal of the Massachusetts Dental Society*, 2002, 51: 12-15.
100. Sjolín R, Sundh A, Bergman M. The Decim system for the production of dental restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*, 1999, 2: 197-207.
101. Anderson M, Razzoog M, Oden A. Rocera: a new way to achieve an all ceramic crown. *Quintessence International*, 1998, 5: 285-296.
102. Ottl P, Piwowarczyk A, Lauer HC, Hegenbarth EA. The Procera AllCeram system. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 2000, 20: 151-161.
103. Suarez MJ, Gonzalez de Villaumbrosia P, Pradies G, Lozano JF. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *International Journal of Prosthodontics*, 2003, 16: 229-232.

104. Hickel R, Dash W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM-fillings of the future?
International Dental Journal, 1997, 5: 247-258.
105. Eidenbenz S, Lehner CR, Scharer P. Copy milling ceramic inlays from resin
analogues: a practicable approach with the CELAY system. *International Journal
of Prosthodontics*, 1994, 7: 134-142.
106. Mormann WH, Bindl A. The new creativity in ceramic restorations: dental
CAD-CIM. *Quintessence International*, 1996, 27: 821-828.
107. Mormann WH, Brandestini M. Cerec-System: computerized inlays, onlays and
shell veneers. *Zahnärztliche Mitteilungen*, 1987, 77: 2400-2405.
108. Mormann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided
design/computer-aided machining restorations. *Dental Clinics of North America*,
2002, 46: 405-426.
109. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year
prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *International
Journal of Prosthodontics*, 2002, 15: 122-128.
110. Yavuzylmaz H. *Metal Destekli Estetik Kuronlar*. 1th ed. Ankara, Gazi Üniversitesi
Yayınları, 1996: 192-196.
111. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları.
Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakülte Dergisi, 2008, 2: 58-72.
112. Abt E. Computer-aided design/ computer-aided manufacturing crown survival
rates. *Evidence-Based Dentistry* 2010, 11: 25-26.

113. Kokubo Y, Tsumita M, Kano T, Fukushima S. The influence of zirconia coping designs on the fracture load of all-ceramic molar crowns. *Dental Materials Journal*, 2011, 30: 281-285.
114. Di Iorio D, Murmura G, Orsini G, Scarano A, Caputi S. Effect of margin design on the fracture resistance of Procera all ceram cores: an in vitro study. *Journal of Contemporary Dental Practice* 2008, 9: 1-8.
115. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001, 85: 363-376.
116. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 3th ed. Missouri, *Mosby Company*, 2001: 70-84.
117. Straussberg G, Katz G, Kuwata M. Design of gold supporting structures for fused porcelain restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1966, 16: 928-936.
118. David SS. Practical considerations and design of porcelain fused to metal. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1962, 12: 542-548.
119. Silva NR, Bonfante EA, Rafferty BT, Zavanelli RA, Rekow ED, Thompson VP, Coelho PG. Modified Y-TZP core design improves all-ceramic crown reliability. *Journal of Dental Research*, 2011, 90: 104-108.
120. Silva NR, Bonfante E, Rafferty BT, Zavanelli RA, Martins LL, Rekow ED, Thompson VP, Coelho PG. Conventional and modified veneered zirconia vs. metaloceramic: fatigue and finite element analysis. *Journal of Prosthodontics*, 2012, 21: 433-439.

121. Aboushelib MN. Fatigue and fracture resistance of zirconia crowns prepared with different finish line designs. *Journal of Prosthodontics*, 2012, 21: 22-27.
122. Shillingburg H, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S. *Principles of tooth preparation. In: Fundamentals of fixed prosthodontics*. 3th ed. Chicago, Quintessence Publishing, 1997: 119-137.
123. Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP. Influence of core thickness on a restored crown of a first premolar using finite element analysis. *International Journal of Prosthodontics*, 2003, 16: 474-480.
124. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1999, 81: 652-661.
125. Lawn BR, Pajares A, Zhang Y, Deng Y, Polack MA, Lloyd IK, Rekow ED, Thompson VP. Materials design in the performance of all-ceramic crowns. *Biomaterials*, 2004, 25: 2885-2892.
126. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *International Journal of Computerized Dentistry*, 2004, 7: 25-45.
127. Komine F, Tomic M, Gerds T, Strub JR. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004, 92: 359-364.
128. Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004, 92: 551-556.

129. Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004, 91: 561-569.
130. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clinical Oral Implants Research*, 2007, 3: 73-85.
131. Roediger M, Gersdorff N, Huels A, Rinke S. Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: four-year clinical results. *International Journal of Prosthodontics*, 2010, 23: 141-148.
132. Scherrer SS, de Rijk WG. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *International Journal of Prosthodontics*, 1993, 6: 462-467.
133. Matsuzawa M, Yajima N, Horibe S. Damage accumulation caused by cyclic indentation in zirconia ceramics. *Journal of Materials Science*, 1999, 34: 5199–5204.
134. 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). *International Journal of Computerized Dentistry*, 2001, 4: 89-106.
135. Mitov G, Gessner J, Lohbauer U, Woll K, Muecklich F, Pospiech P. Subcritical crack growth behavior and life data analysis of two types of dental Y-TZP ceramics. *Dental Materials*, 2011, 27: 684-691.

136. Stawarczyk B, Ozcan M, Trottman A, Hammerle CH, Roos M. Evaluation of flexural strength of hiped and presintered zirconia using different estimation methods of Weibull statistics. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2012, 10: 227-234.
137. Kohorst P, Herzog TJ, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Load-bearing capacity of all-ceramic posterior four-unit fixed partial dentures with different zirconia frameworks. *European Journal of Oral Sciences*, 2007, 115: 161-166.
138. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*, 2004, 20: 449-456.
139. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dental Materials*, 2011, 27: 83-96.
140. Chevalier J, Deville S, Munch 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: 5539-5545.
141. Bultan Ö, Öngül D, Türkoğlu P. Zirkonyanın mikroyapılarına ve üretim şekillerine göre sınıflandırılması. *İstanbul Üniversitesi Diş Hek Fakülte Dergisi*, 2010, 44: 197-204.
142. Bocanegra-Bernal M, de la Torre S. Phase transitions in zirconium dioxide and related materials for high performance engineering ceramics. *Journal of Materials Science*, 2002, 37: 4947-4971.

143. Heuer A, Claussen N, Kriven W, Ruhle M. Stability of tetragonal ZrO₂ particles in ceramic matrices. *Journal of the American Ceramic Society*, 1982, 65: 642-650.
144. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2010, 37: 641-652.
145. Marshall DB. *Transformation toughening of ceramics*. 2th ed. Thousand Oaks, Rockwell International, 1991: 7-25.
146. Wakabayashi N, Anusavice K. Crack initiation modes in bilayered alumina/porcelain disks as a function of core/veneer thickness ratio and supporting substrate stiffness. *Journal of Dental Research*, 2000, 79: 1398-1404.
147. Torabi Ardekani K, Ahangari AH, Farahi L. Marginal and internal fit of CAD/CAM and slip-cast made zirconia copings. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 2012, 6: 42-48.
148. Guess PC, Zhang Y, Kim JW, Rekow ED, Thompson VP. Damage and reliability of Y-TZP after cementation surface treatment. *Journal of Dental Research*, 2010, 89: 592-596.
149. Lin WS, Ercoli C, Feng C, Morton D. The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. *Journal of Prosthodontics*, 2012, 21: 353-362.
150. Vichi A, Louca C, Corciolani G, Ferrari M. Color related to ceramic and zirconia restorations: a review. *Dental Materials*, 2011, 27: 97-108.

151. Taskonak B, Borges GA, Mecholsky JJ, Jr., Anusavice KJ, Moore BK, Yan J. The effects of viscoelastic parameters on residual stress development in a zirconia/glass bilayer dental ceramic. *Dental Materials*, 2008, 24: 1149-1155.
152. Asaoka K, Tesk JA. Transient and residual stress in a porcelain-metal strip. *Journal of Dental Research*, 1990, 69: 463-469.
153. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Influence of cooling rate on residual stress profile in veneering ceramic: measurement by hole-drilling. *Dental Materials*, 2011, 27: 906-914.
154. Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomaterialia*, 2009, 5: 1668-1677.
155. Zhang Y, Allahkarami M, Hanan JC. Measuring residual stress in ceramic zirconia-porcelain dental crowns by nanoindentation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2012, 6: 120-127.
156. Oh W, Gotzen N, Anusavice KJ. Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. *Journal of Dental Research* 2002, 81: 623-627.
157. Della Bona A. *Bonding to ceramics: scientific evidences for clinical dentistry*. 1st ed. São Paulo, Artes Médicas, 2009. 120-134.
158. Anusavice KJ, DeHoff PH, Hojjatie B, Gray A. Influence of tempering and contraction mismatch on crack development in ceramic surfaces. *Journal of Dental Research*, 1989, 68: 1182-1187.

159. DeHoff PH, Barrett AA, Lee RB, Anusavice KJ. Thermal compatibility of dental ceramic systems using cylindrical and spherical geometries. *Dental Materials*, 2008, 24: 744-752.
160. DeHoff PH, Anusavice KJ, Hojjatie B. Thermal incompatibility analysis of metal-ceramic systems based on flexural displacement data. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1998, 41: 614-623.
161. Coffey JP, Anusavice KJ, DeHoff PH, Lee RB, Hojjatie B. Influence of contraction mismatch and cooling rate on flexural failure of PFM systems. *Journal of Dental Research*, 1988, 67: 61-65.
162. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1998, 80: 280-301.
163. Burke FJ, Fleming GJ, Nathanson D, Marquis PM. Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2002, 4: 7-22.
164. Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 16 years. Part III: effect of luting agent and tooth or tooth-substitute core structure. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001, 86: 511-519.
165. Groten M, Probst L. The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 1997, 10: 169-177.

166. Shortall AC, Fayyad MA, Williams JD. Marginal seal of injection-molded ceramic crowns cemented with three adhesive systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1989, 61: 24-27.
167. White SN, Sorensen JA, Kang SK, Caputo AA. Microleakage of new crown and fixed partial denture luting agents. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1992, 67: 156-161.
168. White SN, Yu Z, Tom JF, Sangsurasak S. In vivo microleakage of luting cements for cast crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1994, 71: 333-338.
169. DeLong R, Pintado M, Douglas WH. Measurement of change in surface contour by computer graphics. *Dental Materials*, 1985, 1: 27-30.
170. Pintado MR, Conry JP, Douglas WH. Measurement of sealant volume in vivo using image-processing technology. *Quintessence International*, 1988, 19: 613-617.
171. Li ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1999, 81: 597-609.
172. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, Vanherle G, Wakasa K. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *Journal of Dental Research*, 2000, 79: 709-714.
173. Asmussen E. Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers. *Scandinavian Journal of Dental Research*, 1982, 90: 490-496.

174. O'Keefe KL, Pease PL, Herrin HK. Variables affecting the spectral transmittance of light through porcelain veneer samples. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1991, 66: 434-438.
175. Rueggeberg FA, Craig RG. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *Journal of Dental Research*, 1988, 67: 932-937.
176. Chan KC, Boyer DB. Curing light-activated composite cement through porcelain. *Journal of Dental Research*, 1989, 68: 476-480.
177. Cekic I, Ergun G, Lassila LV, Vallittu PK. Ceramic-dentin bonding: effect of adhesive systems and light-curing units. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2007, 9: 17-23.
178. Thompson GA. Influence of relative layer height and testing method on the failure mode and origin in a bilayered dental ceramic composite. *Dental Materials*, 2000, 16: 235-243.
179. Coelho PG, Silva NR, Bonfante EA, Guess PC, Rekow ED, Thompson VP. Fatigue testing of two porcelain-zirconia all-ceramic crown systems. *Dental Materials*, 2009, 25: 1122-1127.
180. Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *Journal of Dentistry*, 2012, 40: 154-162.

181. Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen JA. Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs). *Clinical Oral Investigations*, 2009, 13: 445-451.
182. Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *International Journal of Prosthodontics*, 2008, 21: 223-227.
183. Roberts DH. The failure of retainers in bridge prostheses. An analysis of 2,000 retainers. *British Dental Journal*, 1970, 128: 117-124.
184. Llobell A, Nicholls JJ, Kois JC, Daly CH. Fatigue life of porcelain repair systems. *International Journal of Prosthodontics*, 1992, 5: 205-213.
185. Brunton PA, Cattell P, Burke FJ, Wilson NH. Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin-bonded restorative materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1999, 82: 167-171.
186. Nakamura T, Ohyama T, Imanishi A, Nakamura T, Ishigaki S. Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2002, 29: 951-955.
187. 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. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2001, 28: 361-369.
188. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dental Materials*, 2005, 21: 984-991.

189. Pjetursson BE, Tan WC, Tan K, Bragger U, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the survival and complication rates of resin-bonded bridges after an observation period of at least 5 years. *Clinical Oral Implants Research*, 2008, 19: 131-141.
190. Segal BS. Retrospective assessment of 546 all-ceramic anterior and posterior crowns in a general practice. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001, 85: 544-550.
191. Sailer I, Feher A, Filser F, Luthy H, Gauckler LJ, Scharer P, Franz Hammerle CH. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence International*, 2006, 37: 685-693.
192. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics of North America*, 2004, 48: 513-530.
193. Claus H. The structure and microstructure of dental porcelain in relationship to the firing conditions. *International Journal of Prosthodontics*, 1989, 2: 376-384.
194. 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. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1998, 80: 699-707.
195. Lee SK, Wilson PR. Fracture strength of all-ceramic crowns with varying core elastic moduli. *Australian Dental Journal*, 2000, 45: 103-107.
196. 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. *International Journal of Prosthodontics*, 2000, 13: 387-391.

197. Strub JR, Beschmidt SM. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *International Journal of Prosthodontics*, 1998, 11: 602-609.
198. Yucel MT, Yondem I, Aykent F, Eraslan O. Influence of the supporting die structures on the fracture strength of all-ceramic materials. *Clinical Oral Investigations*, 2012, 16: 1105-1110.
199. Shillingburg H, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 3th ed. Chicago, Quintessence Publishing, 1997: 242-280.
200. Caputi S, Varvara G. Dimensional accuracy of resultant casts made by a monophase, one-step and two-step, and a novel two-step putty/light-body impression technique: an in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2008, 99: 274-281.
201. Nissan J, Laufer BZ, Brosh T, Assif D. Accuracy of three polyvinyl siloxane putty-wash impression techniques. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2000, 83: 161-165.
202. Probst L, Geis-Gerstorfer J, Kirchner E, Kanjantra P. In vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1997, 24: 636-645.
203. Ambre MJ, Aschan F, Vult von Steyern P. Fracture strength of yttria-stabilized zirconium-dioxide (Y-TZP) fixed dental prostheses (FDPs) with different abutment core thicknesses and connector dimensions. *Journal of Prosthodontics*, 2013, 22: 377-382.

204. Sobrinho LC, Cattell MJ, Glover RH, Knowles JC. Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. *International Journal of Prosthodontics*, 1998, 11: 255-262.
205. 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. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2003, 89: 154-160.
206. 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. *International Journal of Prosthodontics*, 2001, 14: 231-238.
207. 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. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004, 91: 554-560.
208. Malament KA, Socransky SS. Survival 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. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1999, 81: 23-32.
209. Kelly JR, Campbell SD, Bowen HK. Fracture-surface analysis of dental ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1989, 62: 536-541.
210. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Predictions of cement microfracture under crowns using 3D-FEA. *Journal of Prosthodontics*, 2000, 9: 201-209.

211. Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2005, 93: 551-558.
212. 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. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004, 91: 356-362.
213. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2006, 95: 430-436.
214. Oyague RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Effect of water aging on microtensile bond strength of dual-cured resin cements to pre-treated sintered zirconium-oxide ceramics. *Dental Materials*, 2009, 25: 392-399.
215. Yoshida K, Tsuo Y, Atsuta M. Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *Journal of Biomedical Materials Research Part B, Applied Biomaterials*, 2006, 77: 28-33.
216. Zaimoğlu A, Can G. *Sabit Protezler*. 1th ed. Ankara, Ankara Üniversitesi Baskı, 2004: 90-105.
217. Kohorst P, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Influence of cyclic fatigue in water on the load-bearing capacity of dental bridges made of zirconia. *Acta Biomaterialia*, 2008, 4: 1440-1447.

218. Kim B, Hahn J, Han K. Quantitative phase analysis in tetragonal-rich tetragonal/monoclinic two phase zirconia by Raman spectroscopy. *Journal of Materials Science Letters*, 1997, 16: 669-671.
219. Smith TB, Kelly JR, Tesk JA. In vitro fracture behavior of ceramic and metal-ceramic restorations. *Journal of Prosthodontics*, 1994, 3: 138-144.
220. Zan T. Çeşitli Yüzey Şartlandırma İşlemlerinin Konvansiyonel Dental Porselenlerin Eğilme Dayanıklılığı Üzerine Etkisi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara, 1999.
221. Ban S, Anusavice KJ. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *Journal of Dental Research*, 1990, 69: 1791-1799.
222. Baker PS, Clark AE, Jr. Compositional influence on the strength of dental porcelain. *International Journal of Prosthodontics*, 1993, 6: 291-297.
223. Esquivel JF, Chai J, Wozniak WT. The physical properties of low-fusing porcelains for titanium. *International Journal of Prosthodontics*, 1996, 9: 563-571.
224. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *International Journal of Prosthodontics*, 1998, 11: 183-189.
225. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *International Journal of Prosthodontics*, 2000, 13: 131-135.

226. Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach. *Dental Materials*, 2009, 25: 383-391.
227. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004, 91: 349-355.
228. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry*, 2005, 33: 9-18.
229. Filser F, Luthy H, Kocher P, Scharer P, LJ. G. Posterior all-ceramic bridgework. *Quintessence of Dental Technology*, 2003, 1: 28-41.
230. Güngör MA, Dünder M, Karaoğlu Ç, Sonugelen M, Artunç C. Tam seramik malzemelerde basamak şeklinin gerilim dağılımına etkisi: Sonlu elemanlar stres analizi. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2005, 26: 145-153.
231. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W. Effect of preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings. *Dental Materials Journal*, 2008, 27: 362-367.
232. Jalalian E, Atashkar B, Rostami R. The effect of preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings (computer associated design/computer associated machine, CAD/CAM system). *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, 2011, 8: 123-129.

233. Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years. Part II: effect of thickness of Dicor material and design of tooth preparation. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1999, 81: 662-667.
234. Reich S, Petschelt A, Lohbauer U. The effect of finish line preparation and layer thickness on the failure load and fractography of ZrO₂ copings. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2008, 99: 369-376.
235. Eisenburger M, Mache T, Borchers L, Stiesch M. Fracture stability of anterior zirconia crowns with different core designs and veneered using the layering or the press-over technique. *European Journal of Oral Sciences*, 2011, 119: 253-257.
236. Keough BE, Kay HB, Sager RD, Keen E. Clinical performance of scientifically designed, hot isostatic-pressed (HIP'd) zirconia cores in a bilayered all-ceramic system. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 2011, 32: 58-68.
237. Saklad MJ. The disclosure of cleavage and fracture lines in porcelain restorations. *Revue Dentaire Libanaise*, 1965, 15: 45-51.
238. Benetti P, Pelogia F, Valandro LF, Bottino MA, Bona AD. The effect of porcelain thickness and surface liner application on the fracture behavior of a ceramic system. *Dental Materials*, 2011, 27: 948-953.
239. Larsson C, El Madhoun S, Wennerberg A, Vult von Steyern P. Fracture strength of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals crowns with different design: an in vitro study. *Clinical Oral Implants Research*, 2012, 23: 820-826.

240. Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *Journal of Dentistry*, 2009, 37: 978-983.
241. Bonfante EA, Rafferty B, Zavanelli RA, Silva NR, Rekow ED, Thompson VP, Coelho PG. Thermal/mechanical simulation and laboratory fatigue testing of an alternative yttria tetragonal zirconia polycrystal core-veneer all-ceramic layered crown design. *European Journal of Oral Sciences*, 2010, 118: 202-229.
242. White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2005, 94: 125-131.
243. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Influence of zirconia framework thickness on residual stress profile in veneering ceramic: measurement by hole-drilling. *Dental Materials*, 2012, 28: 378-384.
244. Sıdal ET. Kalınlık Farklılıklarının Zirkonya Esaslı Alt Yapı Metaryalinin Kırılma Dayanımına Olan Etkisi. Sağlık Bilimleri enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Yeditepe Üniversitesi, 2013.
245. Akesson J, Sundh A, Sjogren G. Fracture resistance of all-ceramic crowns placed on a preparation with a slice-formed finishing line. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2009, 36: 516-523.
246. Rosentritt M, Kolbeck C, Handel G, Schneider-Feyrer S, Behr M. Influence of the fabrication process on the in vitro performance of fixed dental prostheses with zirconia substructures. *Clinical Oral Investigations*, 2011, 15: 1007-1012.

247. Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2010, 104: 6-12.
248. Tholey MJ, Berthold C, Swain MV, Thiel N. XRD2 micro-diffraction analysis of the interface between Y-TZP and veneering porcelain: role of application methods. *Dental Materials*, 2010, 26: 545-552.
249. Tholey MJ, Swain MV, Thiel N. SEM observations of porcelain Y-TZP interface. *Dental Materials*, 2009, 25: 857-862.
250. Potiket N, Chiche G, Finger IM. In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004, 92: 491-495.
251. Vigolo P, Mutinelli S. Evaluation of zirconium-oxide-based ceramic single-unit posterior fixed dental prostheses (FDPs) generated with two CAD/CAM systems compared to porcelain-fused-to-metal single-unit posterior FDPs: a 5-year clinical prospective study. *Journal of Prosthodontics*, 2012, 21: 265-269.
252. Millen CS, Reuben RL, Ibbetson RJ. The effect of coping/veneer thickness on the fracture toughness and residual stress of implant supported, cement retained zirconia and metal-ceramic crowns. *Dental Materials*, 2012, 28: 250-258.
253. 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. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2006, 33: 682-689.

254. Papazoglou E, Brantley WA, Carr AB, Johnston WM. Porcelain adherence to high-palladium alloys. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1993, 70: 386-394.
255. McLean JW. The science and art of dental ceramics. *Operative Dentistry*, 1991, 16: 149-156.

EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı : Murat ALKURT
Doğum tarihi : 01.09.1984
Doğum yeri : Trabzon
Medeni hali : Bekar
Uyruğu : T.C.
Adres : Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik
Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 25240 ERZURUM
Tel : 0442 231 17 36 – 0545 878 81 63
Faks :
E-mail : muratalkurt@hotmail.com

Eğitim

Lise : Trabzon Kanuni Anadolu Lisesi (1999-2002)
Lisans ve Yüksek Lisans : Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2003-2008)
Doktora : Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik
Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2009-2014)

Yabancı Dil Bilgisi

İngilizce : Orta

Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar

İlgi Alanları ve Hobiler

Spor, Sanat, Müzik

EK-2 ETİK KURUL İZİN FORMU

ATAATURK UNIVERSİTESİ
DİŞHEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

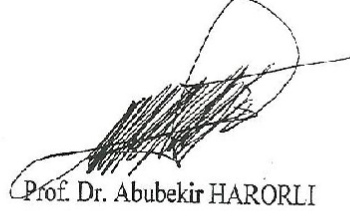
Sayı : 15

28/04/2014

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

* 24.04.2014 tarihi ve 111 sayılı yazınız ekinde gönderilen, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ'un danışmanlığında Arş. Gör. Dt. Murat ALKURT tarafından yürütülecek olan "Marjinal bitim ve alt yapı şekillerinin farklı zirkonyum alt yapıları tam seramik kuronların kırılma direncine etkisinin incelenmesi" konulu tez çalışmasının etik kurul başvurusu kurumunuz tarafından incelenmiş olup, konu ile ilgili alınan karar aşağıda sunulmuştur.

Bilgilerinizi arz ve rica ederim.



Prof. Dr. Abubekir HARORLI
Etik Kurul Başkanı

Oturum Tarihi: 25.04.2014

Oturum Sayısı: 04/2014

KARAR No: 15/2014. Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanlığının 24.04.2014 tarih ve 111 sayılı yazısı okunarak kurul üyelerinin bilgisine sunuldu.

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ'un danışmanlığında Arş. Gör. Dt. Murat ALKURT tarafından yürütülecek olan "Marjinal Bitim ve Alt Yapı Şekillerinin Farklı Zirkonyum Alt Yapılı Tam Seramik Kuronların Kırılma Direncine Etkisinin İncelenmesi" konulu tez çalışmasının etik kurul başvurusu kurumunuz tarafından incelendi.

Yapılan görüşmeler sonucunda; Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı "Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik" hükümlerine bağlı kalınarak yapılacak çalışmanın etik kurallara uygun olduğu kanaatine varıldı (oy birliği).