

**ABUTMENT BOYUTU İLE ALTYAPI VE ÜSTYAPI
KALINLIKLARININ POSTERİOR İMPLANT ÜSTÜ
ZİRKONYUM KRONLARIN FRAKTÜR DAYANIMI
ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Ayşe Tuba ÖĞRETEN
İnönü Üniversitesi ve Gazi Üniversitesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Ortak Doktora Programı

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. İsmail Hakkı UZUN
Ortak Tez Danışmanı: Prof. Dr. Çetin SUCA

Doktora Tezi - 2015

T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ABUTMENT BOYUTU İLE ALTYAPI VE ÜSTYAPI KALINLIKLARININ
POSTERİOR İMPLANT ÜSTÜ ZİRKONYUM KRONLARIN FRAKTÜR
DAYANIMI ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Ayşe Tuba ÖĞRETEN

**İnönü Üniversitesi ve Gazi Üniversitesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Ortak Doktora Programı**

**Tez Danışmanı
Yrd. Doç. Dr. İsmail Hakkı UZUN**

**Ortak Tez Danışmanı
Prof. Dr. Çetin SUCA**

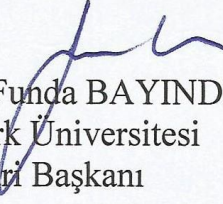
Bu araştırma İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından
2013/181 proje numarası ile desteklenmiştir.

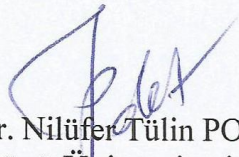
MALATYA
2015

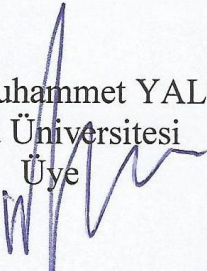
KABUL VE ONAY SAYFASI

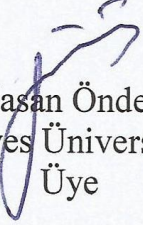
İnönü Üniversitesi ile Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüleri Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Ortak Doktora Programı çerçevesinde yürütülmüş olan; **Ayşe Tuba ÖĞRETEN** 'in **“Abutment Boyutu İle Altyapı ve Üstyapı Kalınlıklarının Posterior İmplant Üstü Zirkonyum Kronların Fraktür Dayanımı Üzerine Etkisinin İncelenmesi”** konulu bu çalışması, aşağıdaki jüri tarafından Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

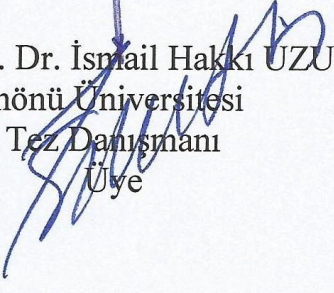
Tez Savunma Tarihi: 04/05/ 2015


Prof. Dr. Funda BAYINDIR
Atatürk Üniversitesi
Jüri Başkanı


Prof. Dr. Nilüfer Tülin POLAT
İnönü Üniversitesi
Üye


Doç. Dr. Muhammet YALÇIN
İnönü Üniversitesi
Üye


Doç. Dr. Hasan Önder GÜMÜŞ
Erciyes Üniversitesi
Üye


Yrd. Doç. Dr. İsmail Hakkı UZUN
İnönü Üniversitesi
Tez Danışmanı
Üye

ONAY

Bu tez, İnönü Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından kabul edilmiş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun/....../2015 tarih ve 2015/..... sayılı Kararıyla da uygun görülmüştür.

Prof. Dr. Yusuf TÜRKÖZ
Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve tez çalışmamın yürütülmesi sürecinde ilgi ve desteğini esirgemeyen, tecrübe ve bilgilerinden faydalandığım, birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum danışman hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. İsmail Hakkı UZUN'a ve desteğini esirgemeyen Sayın Prof. Dr. Çetin SUCA'ya,

Doktora eğitimim süresince gerek pratik gerekse teorik olarak gelişmemde katkıda bulunan, tecrübe ve deneyimlerini fedakârca paylaşan Sayın Doç. Dr. Meral ARSLAN MALKOÇ'a ve Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyeleri Prof. Dr. N. Tülin POLAT'a ve Yrd. Doç. Dr. E. Başak GÜL'e,

Bu tezin hazırlanmasına maddi destek sağlayan İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne,

Yükseköğrenim sürecimde destekleriyle hep yanımda olan sevgili arkadaşlarım Yrd. Doç. Dr. Seval BAYRAK'a, Arş. Gör. Dt. Zeynep GÜMRÜKÇÜ'ye ve Fatoş ARIKAN'a,

Her zaman bana destek olan, tüm zorluklarda yanımda olan, eğitimime çok büyük emekler veren, maddi ve manevi fedakârlıklarını hiçbir zaman esirgemeyen, değerli annem Aysel ve babam Hamdi METİN ile kız kardeşlerim Hatice ve Tuğçe METİN'e,

Tüm bu zorlu süreci benimle yaşayan, hiçbir zaman desteğini esirgemeyen sevgili eşim Yalçın ÖĞRETEN'e ve şu günlerde varlıklarının heyecanı ile bana güç veren biricik kızım ve oğluma,

Saygı ve teşekkürlerimi sunarım...

Arş. Gör. Dt. Ayşe Tuba ÖĞRETEN

ÖZET

ABUTMENT BOYUTU İLE ALTYAPI VE ÜSTYAPI KALINLIKLARININ POSTERİOR İMPLANT ÜSTÜ ZİRKONYUM KRONLARIN FRAKTÜR DAYANIMI ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ

CAD/CAM zirkonyum restorasyonlar, günümüzün en ileri dental materyallerinden biridir. Zirkonyum restorasyonlarda en sık karşılaşılan teknik başarısızlık üstyapı porseleninin kırılması veya çatlamasıdır.

Bu çalışmanın amacı, posterior tek implant üstü simante kronlarda, farklı dayanak boyutlarında, değişen zirkonyum altyapı ve porselen üstyapı kalınlığının kırılma dayanımı üzerine etkisinin araştırılmasıdır.

Bu çalışmada kısa ve uzun iki standart dayanak (Boy: 4 mm, Genişlik: 6.5 mm; Boy: 5.5 mm; Genişlik: 6.5 mm, Diş eti yükseklikleri sabit: 1 mm) (ITI Straumann, Bone-level, İsviçre) ve bir anatomik (Boy: 6 mm, Genişlik: 6.5 mm, Diş eti yüksekliği: 1 mm) dayanak kullanıldı. Belirli bir dikey boyutta, farklı altyapı/üstyapı kalınlığına sahip zirkonyum altyapılı veneer restorasyonlar hazırlandı. Kontrol grubu olarak 0.5 mm kalınlığında metal ve zirkonyum altyapılar hazırlandı ve üzerine 1.5 mm kalınlığında veneer porseleni işlendi. Toplamda 96 adet veneer kron (n=8) hazırlandı. Hazırlanan veneer kronlar geçici siman (TempBond, Kerr, USA) ile simante edildi ve universal test cihazında kırılma dayanımı testine tabii tutuldu. Kırılma tipi ve şekli, optik ve SEM mikroskobu ile incelendi. Verilerin analizi Kruskal-Wallis ve Mann-Whitney U testi kullanılarak yapıldı.

Kısa dayanak üzerine hazırlanan alt/üstyapının kalınlığının eşit dağılım gösterdiği numunelerin ($3592,64 \pm 722,61$ N) en yüksek kırılma dayanımı değerine sahip olduğu görüldü. Kırılma direnci açısından en düşük değer ise ($418,67 \pm 89,79$ N) anatomik dayanak üzerine hazırlanan 0,5 mm kalınlığında metal altyapılı numunelerden elde edildi. Altyapı kalınlığının 0.5 mm'den fazla olduğu zirkonyum altyapılı restorasyonlarda kırılma dayanımını belirgin bir şekilde arttığı belirlendi.

Anahtar Kelimeler: Y-TZP, Veneer kron, Dayanak, Kırılma dayanımı, Altyapı kalınlığı, Porselen kalınlığı

ABSTRACT

AN INVESTIGATION OF EFFECT OF ABUTMENT SIZE AND INFRASTRUCTURE/SUPERSTRUCTURE THICKNESS ON THE FRACTURE STRENGTH OF POSTERIOR IMPLANT SUPPORTED ZIRCONIA RESTORATIONS

CAD/CAM zirconia restorations are one of today's most advanced dental materials. The most common technical failure in zirconium restorations is chipping or cracking of superstructure porcelain.

The aim of this study is to investigate the effects of varying infrastructure and superstructure thickness on fracture resistance in posterior single implant-supported cemented crowns.

In this study, two standard abutments (Height: 4 mm, Width: 6.5 mm; Height: 5.5 mm; Width: 6.5 mm, Gingival heights fixed: 1 mm) (ITI Straumann, Bone-level, Switzerland) and one anatomic abutment (Height: 6 mm, Width: 6.5 mm, Gingival height: 1 mm) were used. Zirconia infrastructure veneer restorations with different infrastructure/superstructure thickness and a particular vertical dimension were prepared. As control group; 0.5 mm thick zirconium and metal infrastructures were prepared for short abutment and 1.5 mm thick porcelain veneers were processed on them. A total of 96 pieces of veneer crowns (n=8) were prepared. These veneer crowns were cemented with temporary cement (TempBond, Kerr, USA) and then they were subjected to fracture strength testing in a universal testing machine. Fracture type and shape were examined with optical and SEM microscopy. Data analysis was completed using Kruskal-Wallis and Mann-Whitney U test.

In which the thickness of infrastructure and superstructure prepared on the short abutment showed equal distribution, has the highest fracture resistance with $3592,64 \pm 722,61$ N. The lowest value in terms of fracture resistance was $418,67 \pm 89,79$ N. and obtained from the samples which has 0.5 mm thick metal infrastructure prepared on anatomical abutments. It is determined that the fracture resistance of zirconium restorations which have a thicker infrastructure than 0.5 mm significantly increases.

Key Words: Y-TZP, Veneer ceramic, Abutment, Fracture strength, Core thickness, Porcelain thickness

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI.....	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET.....	v
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	x
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xi
TABLolar DİZİNİ	xiv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental İmplantlar.....	3
2.1.1. Dental İmplantların Tarihçesi	3
2.1.2. Dental İmplant Materyalleri	4
2.1.3. İmplant Üstü Protezlerin İmplantla Bağlanma Mekanizmaları	5
2.1.4. İmplant Dayanak (Abutment) Seçimi	7
2.1.4.1. Prefabrik Dayanaklar	7
2.1.4.2. Anatomik (Kişisel) Dayanaklar	7
2.2. Dental Porselen	8
2.2.1. Dental Porselenin Tarihçesi	8
2.2.2. Metal Destekli Seramik Restorasyonlar	11
2.2.3. Metal Desteksiz Seramikler (Tam Seramikler)	12
2.2.3.1. Isıya Dayanıklı Daylar Üzerinde Fırınlanan Porselen Sistemleri.....	14
2.2.3.2. Dökülebilir Porselen Sistemleri.....	16
2.2.3.3. Sıkıştırılabilir Porselen Sistemleri	16
2.3. CAD/CAM Sistemleri	18
2.3.1. CAD/CAM sisteminin avantajları	19
2.3.2. CAD/CAM sisteminin dezavantajları	19
2.3.3. Dental CAD/CAM Sistemlerinin İmplant Uygulamalarında Kullanımı	20
2.3.4. CAD/CAM sisteminde kullanılabilen materyal grupları.....	20
2.4. Zirkonyum.....	21
2.4.1. Zirkonyum Seramiklerin Mekanik Özellikler.....	22
2.4.1.1. Zirkonya ile Sertleştirilmiş Seramik (ZTA, ZTM)	24

2.4.1.2. Magnezyum Stabilize Zirkonyum (Mg-PSZ)	25
2.4.1.3. Yitriyum-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (3Y-TZP).....	25
2.4.2. Diş Hekimliğinde Zirkonya Seramiklerin Kullanım Alanı	26
2.4.3. Altyapı Materyali Olarak Zirkonyum Dioksit	27
2.4.4. Aşındırma İşlemleri.....	29
2.4.5. Altyapı - Üstyapı Bağlantısı	30
2.4.6. Biyouyumluluk ve Kimyasal Stabilitate	31
2.5. Kalınlığın Altyapı-Üstyapı Bağlantısına Etkisi	31
2.6. Materyallerin Mekanik Özellikleri.....	32
2.6.1. Gerilim (Stress).....	32
2.6.2. Gerilme (Strain)	33
2.6.3. Elastik Modül (Elastic Modulus)	33
2.6.4. Oransal Limit (Proportional Limit).....	33
2.6.5. Elastik Limit (Elastic Limit)	33
2.6.6. Akma Dayanımı (Yield Strength)	34
2.6.7. Poisson Oranı (Poisson's Ratio)	34
2.6.8. Kırılma Dayanımı (Fracture Strength)	34
2.6.9. Kırılma Sertliği (Fracture Toughness)	34
2.6.10. Bükülme Dayanımı (Flexural Strength, Modulus of Rupture, Transverse Strength)	34
2.6.11. Darbe Dayanımı (Impact Strength).....	35
2.6.12. Esneklik (Flexibility)	35
2.6.13. Sağlamlık (Toughness).....	35
2.6.14. Sertlik (Hardness)	35
2.6.15. Yorgunluk Dayanımı (Fatigue strength)	35
2.6.16. Dayanım (Strength).....	36
2.7. Dental Seramikler İçin Uygulanan Mekanik Testler.....	36
3. MATERYAL VE METOT	37
3.1. Çalışma modellerinin elde edilmesi	38
3.2. Çalışma gruplarının belirlenmesi	40
3.3. Anatomik (Kişisel) Dayanağın Hazırlanması	41
3.4. Zirkonyum Altyapıların Hazırlanması.....	42
3.5. Zirkonyum Altyapıların Sinterlenmesi	44
3.6. Metal Altyapıların Hazırlanması.....	48

3.7. Silikon Anahtarın Hazırlanması	50
3.8. Porselen Üstyapıların Hazırlanması	51
3.9. Basma Deneyi	53
3.10. Optik Mikroskop ve Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemesi	55
3.11. İstatistiksel Değerlendirme	55
4. BULGULAR	57
4.1. Numunelerin Kırılma Dayanımının Belirlenmesi	57
4.1.1. Kısa hazır dayanaklı gruplara ait kırılma dayanımı sonuçları	59
4.1.2. Uzun hazır dayanaklı gruplara ait kırılma dayanımı sonuçları	62
4.1.3. Dayanak ve altyapı türünün kırılma dayanımına etkisi	63
4.1.4. Altyapı Kalınlığı 0,5 mm Olan Tasarımlarda Kırılma Dayanımı Sonuçları	65
4.1.5. Üstyapı Kalınlığı 1,5 mm Olan Tasarımda Kırılma Dayanımı Sonuçları	66
4.2. Numunelerin Kırılma Analizi	68
4.3. Numunelerin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile Değerlendirilmesi	72
5. TARTIŞMA	77
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	95
KAYNAKLAR	97
EKLER	121
EK-1: ÖZGEÇMİŞ	121
EK.2: Etik Kurul Onayına Gerek Olmadığına Dair Belge	122

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

CAD	: Computer aided design (Bilgisayar destekli tasarım)
CAM	: Computer aided manufacturing (Bilgisayar destekli üretim)
CADD	: Computer aided dental design (Bilgisayar destekli dental tasarım)
cm	: Santimetre
dk	: Dakika
g	: Gram
kg	: Kilogram
M.Ö.	: Milattan önce
mm	: Milimetre
µm	: Mikrometre
MPa	: Megapaskal
n	: Örnek sayısı
N	: Newton
°C	: Santigrat derece
Ph	: Hidrojenin gücü
PSZ	: Parsiyel stabilize zirkonyum
Ss	: Standart sapma
Y₂O₃	: Yitriyum oksit
Y-TZP	: Yitriyum-tetragonal zirkonya polikristali
ZrO₂	: Zirkonyum dioksit
ZrSiO₄	: Zirkonyum ortosilikat

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekiller:

Şekil 1: “Transformasyon sertleşmesi”nin temsili şekli	24
--	----

Resimler:

Resim 1: Öncül alt çene modeli	38
Resim 2: a) Model optik tarayıcı ünitesinde b) Alt modelin 3-boyutlu bilgisayar görüntüsü	39
Resim 3: Poliüretan alt ve üst çene modelleri	39
Resim 4: CAD/CAM cihazı Avamill Chrome	42
Resim 5: Anatomik dayanağın model üzerinde görüntüsü	42
Resim 6: a) PMMA esaslı akrilik rezin bloğun cihaza yerleştirilmiş görüntüsü b) “Sagemax NexxZr S: Highest Strength Zirconia” Blok	43
Resim 7: Restorasyon tasarımının temsili şablonu	44
Resim 8: Zirkonyum altyapılardan bir grup	45
Resim 9: 4 mm uzunluğundaki 6.5 mm çapındaki standart dayanak	45
Resim 10: Grup 1 Zirkonyum altyapı tasarımı	45
Resim 11: Grup 2 Zirkonyum altyapı	46
Resim 12: Grup 3 Zirkonyum altyapı	46
Resim 13: Grup 5 Zirkonyum altyapı	46
Resim 14: 5 mm uzunluğundaki 6.5 mm çapındaki standart dayanak	46
Resim 15: Grup 6 Zirkonyum altyapı	47
Resim 16: Grup 7 Zirkonyum altyapı	47
Resim 17: Grup 8 Zirkonyum altyapı	47
Resim 18: Grup 10 Zirkonyum altyapı	47
Resim 19: 6 mm uzunluğundaki anatomik dayanak	48
Resim 20: Grup 12 Zirkonyum altyapı	48
Resim 21: Kera C Disc, Germany	48
Resim 22: Metal altyapılardan bir grup	49
Resim 23: Grup 4 Metal altyapı	49
Resim 24: Grup 9 Metal altyapı	50

Resim 25: Grup 11 Metal altyapı	50
Resim 26: Mum modelaj	50
Resim 27: Hazırlanan silikon kalıp	51
Resim 28: a) Poselen tozu (Noritake Cerabien Zr, Kuraray, Germany)	
b) Porselen fırını (Kerasmart 200, Talladium, UK)	51
Resim 29: Üstyapı porselen tamamlanmış bir grup veneer kron	52
Resim 30: Veneer kronun son halinin vestibül ve oklüzal yüz ile kapanış modeli üzerindeki görünümü	52
Resim 31: Kırma testi öncesi tüm gruplardan rastgele seçilen birer numunenin radyografik görüntüsü	52
Resim 32: Ortodontik şeffaf akril içine gömülü analog ve analoğa sabitlenmiş 4 mm uzunluğunda 6.5 mm çapındaki standart dayanak	53
Resim 33: Dayanağın vida deliği teflon bant ile kapatıldı	53
Resim 34: Dayanaklar 35 N'luk kuvvet ile torklandı	53
Resim 35: a) Shimadzu Universal Test Cihazı,	
b) 6 mm çapında hazırlanan basma ucu	54
Resim 36: a) Simante edilen numunelerden biri, b) Kuvvetin uygulayacağı piston uç	55
Resim 37: Yerleştirilen teflon bant	55
Resim 38: Tip I Kırılma. Sadece veneer porselenin iç yüzeyinde ortaya çıkan koheziv kırılma (chipping)	70
Resim 39: Tip II Kırılma. Porselen-veneer arayüzünde ortaya çıkan adeziv kırılma (delaminasyon)	70
Resim 40: Tip III Kırılma. Hem veneer porseleni hem de altyapıyı içine alan katastrofik kırılma	71
Resim 41: a-b) Üstyapı porseleninin oklüzal yüzeyindeki kırılma başlangıç alanı ve kırılma yüzeyi	72
Resim 42: Üstyapı porseleni yapısındaki (A) farktör sınırı (Arrest) ve (B) küresel gözenekler (Wake hackle)	73
Resim 43: Kırılma Tipi I. Sadece veneer porseleninde mevcut çatlak (Cracking)	74
Resim 44: Kırılma Tipi I. Sadece veneer porseleninde mevcut kırılma (Chipping)	74
Resim 45: Kırılma Tipi II. Porselen-veneer arayüzünde ortaya çıkan adeziv kırılma (delaminasyon) ve açığa çıkan zirkonyum altyapı	75
Resim 46: Kırılma Tipi II. Porselen-veneer arayüzünde ortaya çıkan adeziv kırılma (delaminasyon) ve açığa çıkan metal altyapı	75

Resim 47: Kırılma Tipi III. Hem veneer porseleni hem de altyapıyı içine alan katastrofik kırılma	76
---	----

Grafikler:

Grafik 1: Gruplara göre kırılma dayanımı değerleri	58
Grafik 2: Kısa dayanaklı gruplarda kırılma dayanımı değerleri	61
Grafik 3: Uzun Dayanak Kullanılan Gruplara Ait Kırılma Dayanımı Değerleri	63
Grafik 4: Altyapı Kalınlığı 0,5 mm Olan Tasarımda Kırılma Dayanımı Değerleri	66
Grafik 5: Üstyapı Kalınlığı 1,5 mm Olan Tasarımda Kırılma Dayanımı Değerleri	68
Grafik 6: Altyapı sağlamlık yüzdesi	71

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1: Y-TZP özellikleri	22
Tablo 2: Mevcut ZrO ₂ blokların sinterleme aşamalarına göre frezeleyen sistemlerden bazıları	28
Tablo 3: Çalışmada kullanılan materyal ve üretici firma detayları	37
Tablo 4: Çalışmada hazırlanan gruplar ve özellikleri	41
Tablo 5: Zirkonyum Blok (Sagemax NexxZr S: Highest Strength Zirconia) İçeriği	43
Tablo 6: Gruplara Göre Kırılma Dayanımı Değerlendirmesi	57
Tablo 7: Kırılma Dayanım Değerlerine Ait Post-Hoc Karşılaştırmaları	59
Tablo 8: Kısa Dayanaklar Üzerine Hazırlanan Restorasyonlara Ait Kırılma Dayanımları	60
Tablo 9: Uzun Dayanaklar Üzerine Hazırlanan Restorasyonlara Ait Kırılma Dayanımları	62
Tablo 10: Gruplara Göre Kırılma Dayanımı Değerlendirmesi	64
Tablo 11: Altyapı Kalınlığı 0,5 mm Olan Tasarımda Kırılma Dayanımı Değerlendirmesi	65
Tablo 12: Üstyapı kalınlığı 1,5 mm olan tasarımda kırılma dayanımı değerleri	67
Tablo 13: Kırılma Tipinin Değerlendirilmesi	69

1. GİRİŞ

Modern diş hekimliğinin amacı estetik, fonksiyonel ve fonetik rehabilitasyonu sağlayarak hastanın ağız sağlığını korumaktır. Dental implant tedavisi; protetik diş hekimliğine yeni bir boyut kazandırarak, geleneksel tedavilerde karşılaşılan bazı sorunları ortadan kaldıran bir uygulamadır. Ancak geliştirilen implant üstü protetik tedavi yöntem ve materyalleri ile bunların klinik kullanımları sonucu yeni sorunlar ortaya çıkmıştır.

Günümüzde hızla genişleyen implant uygulamaları ile birlikte zirkonyum, implant üstü seramik restorasyonlar için de bir alternatif olmuştur. Zirkonyum; sertliği, aşınma direnci, yüksek korozyon direnci, ısısal değişimlere dayanıklılığı, kimyasal ve boyutsal stabilitesinin iyi, mekanik direncinin yüksek olması nedenleriyle diş hekimliğinde oldukça yaygın bir kullanım alanına sahiptir ve implant üstü restorasyonlar için de bir alternatif oluşturmaktadır (1-4). CAD/CAM zirkonyum restorasyonlar günümüzün en ileri dental materyallerinden biridir. Zirkonyum restorasyonlarda en sık karşılaşılan teknik başarısızlık üstyapı porseleninin kırılması (chipping) veya çatlamasıdır (cracking) (5, 6). Bu durumun ağız içi veya ağız dışı olarak tamiri, fonksiyonel ve estetik başarı ve maliyet yönüyle gerek hasta gerekse hekim açısından oldukça sıkıntılıdır. İmplant destekli zirkonyum altyapılı restorasyonlardaki bu başarısızlığın önlenmesi, ortaya çıkan maddi kaybın azaltılabilmesi için yeni veneer kron dizayn kriterlerine ihtiyaç vardır.

Bu çalışma ile implant üstü restorasyonlarda altyapı ve üstyapı kalınlığı ile dayanak boyunun kırılma dayanımı üzerine etkisine dair veriler ortaya konularak ve chipping oranını en aza indirilmesini sağlayacak optimum dizayn hakkında bir fikir oluşturulacaktır. Bu sayede implant üstü restorasyonların komplikasyonsuz bir şekilde uzun süre ağızda kalması ve tamir ihtiyacından kaynaklanan işgücü, ekonomik ve zaman kayıplarının önüne geçilerek ülke ekonomisine katkıda bulunulması hedeflenmektedir. Postoperatif şikâyet ve sorunların önlenmesi sağlanarak hasta ve hekim memnuniyeti artırılmış olacaktır. Aynı zamanda diş hekimlerine posterior bölgedeki implant üstü restorasyonlarda kullanabilecek en ideal materyal tipi, kalınlığı, dayanak boyu konusunda yol gösterecektir.

Bu çalışmaya başlarken kurulan hipoteze göre; zirkonyum altyapılı implant üstü tek kron restorasyonlarda, dayanak yüksekliğinin ve tipinin, alt/üstyapı kalınlığının ve altyapı materyal tipinin kırılma dayanımı üzerine etkisi olacaktır.

Literatürde materyal tipi ve kalınlığı ile dayanak uzunluğunun, kırılma dayanımı üzerine etkisini araştıran sınırlı sayıda çalışma mevcuttur. Bu alışma ile mevcut sınırlı bilgiler ışığında, literatüre bu anlamda bir katkı sağlanacaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

İmplant sözcüğü; Latince ‘in=içerisine, içerisinde’ ve ‘planto =ekme, dikme yerleştirme’ anlamına gelen sözcüklerin birleşiminden oluşan, Fransızca kökenli bir sözcüktür. “Bir fonksiyon elde etmek amacıyla, uygun bir yere yerleştirilen organik veya inorganik cisim” demektir. Tıbbi literatürde, implantasyon bir materyalin vücut içerisine yerleştirilmesi anlamına gelir (7). Diş hekimliğindeki implant protezleri ise, çene kemiğinin içine veya üzerine yerleştirilen ve implant adı verilen bir altyapıdan dayanak ve tutuculuğunu sağlayan protezlerdir.

Günümüz protetik diş tedavisi uygulamalarında dişsiz arkların rehabilitasyonunda dental implantlar hasta ve hekimler tarafından sıklıkla tercih edilir hale gelmiştir. Çeşitli nedenlerle dişlerin kaybedildiği durumlarda dental implantlar, sabit restorasyonların yapılabilmesine olanak sağlamaları, hareketli protezlerde retansiyon ve stabilizasyonun arttırmaları gibi avantajları sayesinde yaygın olarak kullanılmaktadır (8). Ayrıca günümüzde, estetik kavramının öneminin artması ile birlikte diş eksiklerinin, estetik materyaller ve implant destekli sabit restorasyonlar ile restore edilmesi önem kazanmıştır (9).

Literatürde dental implant destekli protezlerde hasta memnuniyetinin geleneksel protezlere nispeten daha fazla olduğunu ve hastaların yaşam standartlarını yükselttiğini bildiren çalışmalar mevcuttur (10-12).

2.1.1. Dental İmplantların Tarihçesi

Arkeolojik bulgulara göre implant tanımına uyan ilk uygulamalar MÖ 6. y.y.’da Maya uygarlığına aittir. Bugün Harvard Arkeoloji ve Etnoloji Müzesi’nde saklanan bu alt çene kemiğinde kaybedilmiş üç kesici diş yerine deniz hayvanlarının kabuklarından diş şekline getirilmiş parçaların yerleştirildiği tespit edilmiştir (13).

12. yüzyılda Cordoba’da Abulcosisdi Zaero dile getirdiği cerrahi bilgilerinde, çekilen bir dişin yerine bir inek dişinin transplante edilebileceğini ifade etmiştir. Fransa’da ise Pare tarafından 1500’lü yıllarda bir diş çekilen prensesin çekilen dişinin yerine hizmetkârlarından birinin diş transplante edilmiştir.

Patenti alınan ilk diş implantı ise tasarımı 1908'de ABD'de Greenfield tarafından yapılan irridio-platin implanttır.

Strock, 1938'de ilk defa içi dolu vida şeklinde bir implantı ve bundan iki yıl sonra ise ilk endodontik implantı geliştirmiştir.

İlk subperiostal implantı 1938'de Dahl geliştirmiştir.

Formigini, 1947'de içi boş vida şeklinde bir implant geliştirmiştir.

Sollier ve Chercheve, 1953 yılında alt çenede endikasyon bulan transosseos implantı geliştirmişlerdir.

1968 yılına kadar alveol kemiğinin sadece iki boyutta değerlendirilmesine karşın, Linkow Blade genişlik boyutunu da değerlendiren ilk blade implantları geliştirmiştir.

Yine 1960'li yıllarda Bränemark ilk kez osteointegrasyon terimini tanıtmıştır. Osteointegrasyonun sağlanması için titanyum oksitin kemikle direk kimyasal bağlantı yapması sebebiyle implant materyali olarak saf titanyum tercih edilmeye başlanmıştır. Bränemark; kuvvet dağılımının sağlanabilmesi ve yüzey genişliğinin arttırılabilmesi için vida tipi implantları önermiştir.

1975 yılından itibaren ise çeşitli firmalar tarafında saf titanyum ve titanyum alaşımlarından yapılan vida şeklindeki endosseoz implantlar üretilmektedir (14).

2.1.2. Dental İmplant Materyalleri

İmplantların yapımında biyouyumlu birçok materyal kullanılmaktadır. Materyalin biyolojik ve mekanik özellikleri implant materyali olarak seçilmesinde belirleyicidir (15).

Endosseoz implant materyali olarak kullanılan materyaller şunlardır (13, 16):

A. Metal ve Metal Alaşımları

- Saf titanyum ve titanyum- 6alüminyum-4vanadyum
- Kobalt-krom-molibden (döküm şekli)
- Demir-krom-nikel, altın alaşımları

B. Seramikler

- Alüminyum oksit (alümina ve kristal safir)
- Hidroksiapatit

- Beta-trikalsiyum fosfat
- Kalsiyum alüminatlar
- Zirkonyum oksit
- Roxalit

C. Karbonlar

- Polikristalin camsı karbon
- Karbon-silikon

D. Polimerler

- Polimetilmetakrilat
- Politetrafluoro etilen
- Polietilen
- Silikon lastik
- Polisülfon
- Poliüretan

Günümüzde implant materyali olarak çoğunlukla titanyum ve alaşımları tercih edilmektedir (14, 17). Titanyumun reaktif bir metal olması nedeniyle, hava, su gibi elektrolit ortamlarda üzerinde pasif oksit tabaka oluşur (18). Oluşan bu oksit tabaka ile kimyasal etkilerden, vücut sıvılarından etkilenmez ve organik moleküllerle reaksiyona girmez. Titanyum biyouyumlu, gelişmiş mekanik özelliklere ve anti bakteriyel etkiye sahip bir materyaldir (17, 19). Ayrıca mevcut implant materyalleri içinde kemiğe en yakın elastisite modülüne sahip materyaldir (14).

2.1.3. İmplant Üstü Protezlerin İmplantla Bağlanma Mekanizmaları

Günümüzde ise implantolojide uzun dönem başarı kriterleri içinde implant üstü protezlerin estetiği ve fonksiyonu önem taşır. İmplantolojide minimum başarı kriterleri; mobilite olmaması, radyografide implant çevresinde radyolüsensi olmaması, osteointegrasyondan ilk iki yıl sonra her yıl 0.2 mm'den az kemik kaybı olması, ağrı, enfeksiyon, nöropati ve parestezi gibi daimi ve irreversibl belirtilerin olmaması, beş yıllık gözlem sonucunda %85'lik, on yıl sonunda ise %80'lik başarı oranına ulaşılmasıdır (20).

Kron yüksekliği dişsiz kret tepesinden oklüzal plan arası ölçölerek elde edilir. Ağzın posterior bölgesinde, kron yüksekliği, temporomandibular eklem (TME)'e yakın olduğu için anterior bölgedekine göre daha azdır. Posterior bölgede anatomik engelleyici noktalar (maksillada sinüs, mandibulada neurovasküler kanal gibi), optimum uzunlukta implant yerleştirilmesini her zaman mümkün kılmamaktadır. Bu durumlarda, kron yüksekliğini artırmak için osteoplasti yapılması kontrendikedir. İmplant üstü sabit restorasyonlarda, kron yüksekliğinin 8 mm'den daha az olduğu durumlarda vida retansiyonlu restorasyonlar tercih edilmelidir (21).

Simante restorasyonlar, vidalı restorasyonlar ile karşılaştırıldığında pasif oturma, fonksiyonel yüklerin daha iyi iletilmesi, iyi estetik, krestal kemik kaybının daha az olması, komplikasyon oranının düşük olması, daha kısa süreli ve daha ekonomik olarak hazırlanması gibi avantajlara sahiptir (22, 23).

Gerçek anlamda vida tutuculu pasif bir restorasyonun yapımı neredeyse imkansızdır (24). Vidalı restorasyonlar implantlar üzerinde simante olanlara göre 2-3 kat daha fazla kalıcı zorlamalar oluşturabilmektedir. Protezin yapımı sırasında vida tutuculu bir dayanağın seanslar arasında bir veya iki tur gevşeme riski vardır. Eğer bu gevşeme protezin teslimi aşamasında düzeltilemez ise döküm pasif olarak oturmaz ve bu durum çoğunlukla gözden kaçar (25).

Vida delikleri genellikle 3 mm çapında olup, posterior dişlerin toplam oklüzal yüzeyinin %30'u veya daha fazlasını, fonksiyonel alanın %50 veya daha fazlasını kapsamaktadır. Çünkü oklüzal tablanın sadece 2/3'si fonksiyonel alan içinde yer almaktadır (25).

Simante protezlerde vida tutuculu protezlere göre porselen ve akrilik kırık insidansı daha az gözlemlenmiştir. Çünkü vida deliği restoratif materyale gelen stres yoğunluğunu arttırmakta ve daha sık olarak desteksiz porselen hazırlanmasına yol açmaktadır (26). Günümüzde implant üstü sabit protezlerin birçoğu simante sabit protezler şeklinde yapılmaktadır (25, 27, 28).

Simante implant üstü sabit bir protez için minimum 8 mm kron yüksekliğine ihtiyaç vardır. Bu nedenle kron yüksekliğinin 8 mm'den daha az olduğu durumlarda vida retansiyonlu protezler düşünölmelidir (21).

2.1.4. İmplant Dayanak (Abutment) Seçimi

Dayanak (abutment), implant üstyapısını veya protezi destekleyen veya tutan protetik parçadır. İmplant dayanakları titanyum, döküm alaşım ve yüksek dayanımlı seramikler (alümina, zirkonya) olmak üzere üç farklı materyalden yapılmaktadır. Rimondini ve ark. (29) seramik ve titanyum implant dayanaklarının yumuşak doku cevabı ve marjinal kemik stabilitesi açısından başarıyla uygulanabileceğini belirtmişlerdir.

Restorasyonun retansiyon sisteminin ve kullanılacak dayanağın seçimi, cerrahi aşamalardan önce protez uzmanı tarafından yapılmalıdır.

Dayanakların sınıflandırılması temel olarak iki şekilde yapılmaktadır.

1. Prefabrik dayanaklar
2. Kişisel olarak hazırlanan dayanaklar

2.1.4.1. Prefabrik Dayanaklar

Prefabrik dayanak, hemen hemen her vakada uygulanabilecek geniş bir yelpazede, üretici firma tarafından farklı materyaller ile hazırlanan, farklı platform genişliğine, diş eti çıkış profiline, farklı uzunluk ve genişliğe sahip, implant ile implant protezi arasındaki bağlantıyı sağlayan protetik parçadır.

Prefabrik dayanakların bazılarının kişisel olarak ağız içinde veya laboratuvar ortamında prepare edilebilmesi mümkündür. Prefabrik dayanakların modifiye edilebilmesinin; daha iyi çıkış profili (emergence profile) elde edilebilmesi, dayanağın şekline göre restorasyon hazırlanması yerine dayanağın restorasyona göre modifiye edilebilmesi, stres ve yüklerin daha iyi iletilmesi, oral hijyenin daha rahat sağlanma potansiyeli ve farklı servikal bölgelerde supragingival ve subgingival marjinlerin oluşturulmasına olanak sağlanması gibi bazı avantajları vardır. Prefabrik dayanaklar, titanyum veya estetik alanlarda kullanılmak üzere seramik olarak da üretilebilmektedir (30).

2.1.4.2. Anatomik (Kişisel) Dayanaklar

Anatomik dayanaklar, protetik gereksinimlere cevap verebilecek, vakaya özgü dayanakların üretimine olanak sağlar. Bu dayanaklar üretici firmalar tarafından farklı yöntemler kullanılarak titanyum veya seramik materyallerden elde edilmektedir.

Prefabrik dayanaklar ile karşılaştırıldığında, özellikle CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacture) teknolojisinin kullanımı sayesinde dayanağın istenilen bölgelerinde maksimum veya minimum kalınlıklar elde edilebilmektedir. Hem titanyum hem de seramik kişisel dayanaklar için üretim sonrası uyumlama ihtiyacı yok denecek kadar azdır ve buna bağlı olarak komplikasyon gelişme riski de kişisel dayanaklarda azalmaktadır (30).

İmplant dayanaklarının ve protetik parçaların seçimi klinik problemlerin oluşmaması için teşhis ve tedavi planlaması aşamasında yapılmalıdır. Azalmış ve yetersiz arklar arası mesafe varlığında cerrah ile protez uzmanının konsültasyonu, implant tedavisinin başarısı açısından önemlidir (31).

Ingber and Prestipino (32) tarafından Bränemark implantları için 1993 yılında alüminyum oksit seramik dayanakların (CerAdapt, Nobel Biocare) geliştirilmesi metalsiz dayanak için atılmış ilk adımdır. Bu uygulamanın amacı diş renginde bir malzemenin, fiksasyon seviyesi ile yumuşak dokunun geçiş yeri arasındaki subgingival bölgede kullanılmasıdır. Ayrıca, dentine benzer renge sahip bir dayanak tam seramik kronun gingival uyumu için ideal bir zemin oluşturmaktadır. Üretilen bu ilk seramik dayanaklar düz silindirik formda olduğu için vakaya göre prepare edilmesi gerekmekteydi ve kırılma dayanıklılığı, metal dayanaklara göre çok daha azdı (32). İlerleyen yıllarda daha dayanıklı seramik materyallerden cam infiltre zirkonya alümina ve yitriyum ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit dayanaklar geliştirilmiştir (33).

Zirkonya, restoratif diş hekimliğinde kanal postu olarak 1989'dan beri, implant dayanağı olarak 1995'den beri ve posterior bölgede sabit protezlerde protezlerinde altyapı materyali olarak 1998'den beri kullanılmaktadır (34).

2.2. Dental Porselen

2.2.1. Dental Porselenin Tarihçesi

Seramik, inorganik ametallerin genel adıdır. Seramik, Yunanca “keramikos” kelimesinden türetilmiş topraktan yapılmış madde anlamına gelen bir kelimedir (35). Pişirilerek elde edilen madde veya pişmiş toprak gibi anlamlara da gelmektedir. Ayrıca seramik insanoğlunun suni olarak yaptığı bilinen ilk materyaldir. İlk seramikler, opak, oldukça zayıf ve poröz bir yapıya sahipti, çeşitli ev ve süs eşyalarının yapımında kullanılmıştı.

Dental bir restorasyonda gerekli olan translüsensi ve ekstra dayanıklılığı sağlamak için seramiğin yapısına feldspar ve silika gibi mineraller eklenmiştir. Bu mineral katkı maddelerini içeren maddelere de porselen adı verilmektedir. Porselen, kristalin yapısında olan cam fazlı materyaldir. Diş hekimliğinde kullanılan seramik; tam olarak füzyona uğramamış sinterizasyon ile oluşturulan bir cam türevidir. Sinterizasyon; porselen içindeki partiküllerin eriyerek birleşmesi olayına verilen addır.

1728 yılında ise yine Fauchard tarafından doğal dişlere benzer renk ve şekil özelliklerine sahip, pişirilmiş minenin kullanımını tanımlamıştır (36). 1774 yılında ilk başarılı porselen protez Alexis Duchateau ve Nicholas Dubois de Chemant tarafından yapılmıştır. 1788 yılında Nicholas Dubois De Chemant, seramik dişler için ilk patenti almıştır ve Duchateau'nun yöntemini geliştirmiştir (37).

Porselenin restoratif bir materyal olarak kullanılması 1808 yılında İtalyan bir diş hekimi olan Giuseppe-Angelo Fonzi tarafından ilk kişisel seramik dişlerin yapılması ile gündeme gelmiştir (37-39). Dişlerin palatinal veya lingual bölgelerine yerleştirilen platin kramponlar, metalik bir dayanağa lehimlenebilme kolaylığı sağlamıştır. Opaklık ve kırılganlık gibi dezavantajlarına rağmen, bu yöntem estetik ve mekanik açıdan protetik diş hekimliğinde yeni bir çıkış açmıştır (37).

1887'de Dr. Charles H. Land porseleni kaviteye göre pişirmeyi ortaya koyarak porselen inleylerin yapım metodunu bulmuştur (37).

1903 yılında yine Dr. Charles H. Land tarafından yüksek ısı seramikleri ve platin folyo matriks kullanarak seramik jaket kronların üretilmesine yönelik bir teknik tanımlamıştır. Bu teknikle üretilen kronlar, estetik özelliklerine rağmen yüksek kırılganlık, düşük direnç ve kötü kenar uyumu nedeni ile klinik olarak başarısız olmuştur (37).

1905 yılında elektrikli porselen fırınlarının ilk kez kullanılmaya başlanması (40), yüksek derecelerde pişen çok daha sağlam ve şeffaf porselenlerin üretilmesine olanak sağlamıştır (37).

1925 yılında Dr. Albert Le Gro tarafından 'Ceramics in Dentistry' adlı kitabın yayımlanması ile birlikte porselen daha geniş kitleler tarafından tanınmaya başlamıştır (38).

Dental porselenin geliştirilmesi sürecinde başlangıçta pek parlak sonuçlar alınamamış ve çalışmalar pişirildikten sonra porselende oluşan porözitenin yok edilmesi üzerine yoğunlaşmıştır. 1949'da Wienond firması vakumda ilk takım porselen dişleri elde etmeyi başarmıştır. Bunu takiben porselen jaket kron, inley ve benzeri porselen

restorasyonlar vakumda hazırlanabilmiştir. Bu işlem, porselen için büyük bir aşama sayılmıştır (37, 39).

1958 yılında Vines vakumlu fırınlamada veya düşük ısıda fırınlama için uygun porselen tozları geliştirmiştir. Weinstein ve ark. 1960'lı yılların başında vakumlu fırınlama yoluyla porselenlerin altın alaşımına bağlanabildiğini göstermişlerdir. 1962 yılında yine Weinstein tarafından metal alaşımları ile ısısal olarak uyumlu yüksek genleşmeye sahip seramikler tanıtılmıştır (40, 41).

1965 yılında McLean ve Hughes, sabit bölümlü protezlerin yapımında %40-50 oranında Al_2O_3 içeren camsı matrikse sahip alüminöz kor seramikleri kullanmaya başlayarak metal desteksiz restorasyonları gündeme getirmiştir. Ancak bu tam seramik kronlar posterior bölgede klinik açıdan başarı sağlayamamıştır. Mac Culloch 1968 yılında veneer kron ve yapay diş yapımında cam seramik kullanmıştır (42, 43).

Adair ve Grossman tarafından mika kristalleri içeren bir seramik materyal olan "Dicor" 1980'lerin başında piyasaya sunulmuştur. Bruggers ise yeni bir refraktor day metodu olan %70 alümina içeren Hi-Ceram'ı geliştirmiştir (44).

Slip-casting yöntemi ile elde edilen alümina altyapının cam infiltrasyonu ile güçlendirildiği sistem olan "In-Ceram" Sadoun tarafından 1989 yılında tanıtılmıştır (44). 1990 yılında üretilen "IPS-Empress" sistemi porselen yapının bağlanması için lösit kristallerinin dağılımı prensibini kullanan, sadece birkaç mikron boyutundaki lösit kristallerinden oluşan, çekirdek oluşturucu ajanlar içeren özel bir cam içerisinde kontrollü kristalizasyon sağlanan bir materyaldir. Zürih Üniversitesi, Diş Hekimliği Materyalleri ve Sabit-Hareketli Bölümlü Protezler Bölümü'nde Wohlwend ve Schärer tarafından geliştirerek piyasaya sunmuştur. 1998 yılında ise yüksek kırılma dayanıklılığına sahip olan lityum disilikat cam seramik olan "IPS Empress 2" tanıtılmıştır (42, 45, 46).

Günümüz diş hekimliğinde prefabrike hazır tam-seramik blokların bilgisayar destekli sistemler aracılığı ile aşındırılarak biçimlendirildiği CAD/CAM (Computer Aided Design - Computer Aided Manufacturing) teknolojisi kullanılmaktadır. Bu gelişmeleri takiben diş hekimliğinde yüksek dayanıklılıkta oksit seramik materyallerinden biri olan zirkonyum dioksit (ZrO_2) seramikler kullanıma girmiştir (45, 47).

Günümüzde, diş hekimliği alanında kullanılan dental porselenlerin özelliklerinin geliştirilmesi için yapılan araştırmalar halen devam etmektedir (48).

2.2.2. Metal Destekli Seramik Restorasyonlar

Metal destekli seramik restorasyonlar ilk kez 1960'ların başında Weinstein tarafından tanımlanmıştır. kırılğan bir yapıya sahip olan porselenin restoratif materyal olarak kullanılabilmesi metal bir altyapı tarafından desteklenerek direncinin artırılması ile mümkün olmuştur. Dental materyallerde estetiğin sağlanmasında en önemli adımlardan birisi de porselenin vakum altında pişirilmeye başlanması ve altın alaşımlarına bağlanmasının sağlanması olmuştur. Bu yöntemle ilk metal altyapılı estetik kronlar üretilmeye başlanmıştır (45).

Sabit protetik restorasyonlarda porselenin direncini arttıran metal altyapı ışık geçirgenliği konusunda aynı başarıyı sağlayamamaktadır. Metal altyapı, porselenin yarı geçirgen özelliğinin açığa çıkmasını engellemiş ve restorasyonun doğal rengini etkilemiştir. Metal-porselen ara yüzeyine uygulanan opak tabakanın renk üzerindeki olumsuz etkisini giderebilmek amacıyla porselen tabakasının kalınlaştırılması gerekmiştir. Bu durum da metal destekli porselen restorasyonlar için yapılacak preperasyonun derin olması zorunluluğunu ortaya çıkarmıştır. Bu dezavantajı ortadan kaldırmak amacıyla metal desteksiz yüksek dirençli porselenler elde etme çalışmaları sürdürülmüş ve günümüzde hem mekanik hem de estetik açıdan son derece başarılı materyaller elde edilmiştir (49).

Yapımları nisbeten kolay olan, pahalı ekipmanlara ihtiyaç duyulmaksızın döküm metal altyapılara alternatif sağlayan, folyoyla güçlendirilmiş restorasyonlar, estetik açıdan başarılı sonuçlar vermiştir. 1976 yılında McLean ve Sced tarafından ince metal yapraklar kullanılarak güçlendirilmiş kron sistemi geliştirilmiştir. Bu sistemde platin folyonun yüzeyi 2 µm'ye kadar kalay ile kaplanmış ve bu tabakanın oksidasyonu ile porselene bağlantı sağlanmıştır (45). Porselenin kırılma direncini arttırmak amacıyla kullanılan platin folyonun grimsi bir renk oluşturması nedeniyle altın folyo tercih edilmiştir. "Renaissance" ve "Sunrise" adı verilen bu tip porselen restorasyonların kırılma direncinin geleneksel jaket kronlardan daha düşük olması ve çok üyeli restorasyonlarda başarısız olması bu sistemlerin kullanım alanlarını sınırlamıştır (50, 51).

Günümüzde yaygın olarak kullanılan metal-porselen sistemi sabit protezler için beklenen estetik ve mekanik gereksinimleri büyük ölçüde karşılamaktadır (52).

2.2.3. Metal Desteksiz Seramikler (Tam Seramikler)

Günümüz diş hekimliğinde, gelişen sosyo-ekonomik seviyeye paralel olarak protetik tedavide hasta ve hekimlerin estetik beklentisi de son derece artmış durumdadır.

Dişin doğal rengi, ışığın dentin ve mine tabakasından geçerek yansımaları şeklinde oluşur. Protetik restorasyonların estetik beklentiyi karşılayabilmeleri için renk derinliği, ışık geçirgenliği ile doğal dişte bulunan yapıyı taklit edebilmeleri gerekir. Renk, yüzey yapısından, restorasyonu çevreleyen dişeti dokusundan ve ortamın ışığından etkilenmektedir.

Doğal diş, ışık geçirgenliğine sahipken, metal destekli porselen kron sadece ışığın yansımalarına izin verir. Tam seramik restorasyonlar ışık iletimine belirli ölçülerde izin verdikleri için, doğal dişlerle uyumlu bir estetiğin sağlanabilmesi için daha avantajlıdır (53, 54).

A. Endikasyonları (53-57):

1. Abrazyon, atrisyon veya erozyon sonucu aşınmış dişlerde,
2. Doğumsal veya kazanılmış diş renklenmelerinde,
3. Travma veya çürük nedeniyle kırılmış dişlerde,
4. Diastemalı vakalarda,
5. Malpoze dişlerde,
6. Şekil bozukluğu olan dişlerde,
7. Kule defektlerinde,
8. Kısa dişsiz boşlukların varlığında,
9. Black 1, 2, 3, 4, 5 kavitelede,
10. Aşırı harabiyeti olan endodontik tedavili dişlerde,
11. Çene-yüz protezlerinde,
12. Metal alerjisi olan kişilerde,
13. İmplant üstü sabit protetik tedavide, tam porselen restorasyonlar endikedir.

B. Kontrendikasyonları (53-55, 57):

1. Parafonksiyonel alışkanlıklara sahip bireylerde,
2. Çiğneme basıncının yüksek olduğu bölgeler ve kapanışın uygun olmadığı vakalarda,

3. Kron boyu kısa dişlerde,
4. Örtülü kapanış gibi oklüzyon bozukluklarında,
5. Kontak sporla uğraşanlarda ön grup dişlerin restore edilmesinde kontendikedir.

C. Avantajları (58):

1. Işık geçirgenlikleri metal destekli restorasyonlara nispeten daha iyidir ve doğal dişe yakın bir estetiğe sahiptirler.
2. X-ışınlarını geçirmeleri nedeniyle, radyografide restorasyonun olduğu dişin kök kanalı veya mevcut dolgular rahatlıkla görülebilir.
3. Metal altyapılı seramik restorasyonlarda görülen metal alaşıma bağlı korozyon, toksik ve alerjik etkiler görülmez.
4. Isı iletkenlikleri iyi olmadığı için alttaki dişi korurlar.
5. Seramik restorasyon ile seramik altyapı başarılı bir birleşme yaptığı için, metal seramik birleşimlerinde görülen başarısızlıklarla karşılaşılmaz.
6. Metal seramik restorasyonlarda görülen translusensi eksikliği tam seramik restorasyonlarda söz konusu değildir.
7. Alaşımda gümüş varlığında, veneer porseleninin renk değiştirmesi gibi sorunlar, tam seramik kronlarda görülmez.
8. Metal seramik restorasyonlarda görülen alaşıma bağlı dişetindeki gri renklenme görülmez.

D. Dezavantajları (58):

1. Diş kesimi metal destekli seramik kronlara göre daha fazla teknik hassasiyet gerektirir.
2. Metal destekli restorasyonlara göre daha dikkatli ve titiz bir laboratuvar çalışması gerektirir.
3. Maliyeti yüksektir ve ek laboratuvar ekipmanı gerektirir.

Tam seramik sistemlerdeki gelişmeler 1980'den sonra daha da ilerlemiştir. Günümüzde seramik sistemleri kimyasal yapılarına, yapım teknikleri ve güçlendirici tipine göre gruplandırılmaktadır.

Tam porselen sistemlerinin yapım tekniği dört gruba ayrılmıştır:

1. Isıya dayanaklı daylar üzerinde fırınlanan porselen sistemleri:

- A. Alümina kor
 - i. Alüminöz seramik
 - ii. Hi-ceram,
 - ii. In-Ceram infiltre seramikler (Slip-Cast)
 - B. Magnezyum kor
 - C. Cerestore/Alceram (Enjeksiyon yöntemi ile şekillendirilen kor)
 - D. Optec-HSP
2. Dökülebilir porselen sistemleri.
 3. Sıkıştırılabilir porselen sistemleri (Isı ile basınçlı olarak üretilen porselen sistemleri).
 4. Kopya freze ve bilgisayar yardımı ile freze tekniği uygulanarak şekillendirilen (CAD/CAM) tam seramikler

2.2.3.1. Isıya Dayanaklı Daylar Üzerinde Fırınlanan Porselen Sistemleri

Restorasyon formu, porselen tozlarının suyla karıştırılmasıyla elde edilen ürünün day materyali üzerine uygulanması ile oluşturulur. Farklı renkte porselen tozları ve gerekirse son aşamada yüzey boyaları uygulanabilmektedir (59).

2.2.3.1.1. Alümina Kor Seramikler

Alümina kor porselenler kristal fazın dağılımıyla güçlendirmenin tam bir örneğidir. Alüminöz seramik jaket kronlar McLean ve Hughes tarafından 1965 yılında geliştirilmiştir. Alüminöz seramikten oluşan altyapı, %40-50 oranında Al_2O_3 kristalleri içermektedir ve bilinen seramikten iki kat daha dayanıklıdır. Bu sistemde seramik, 0,5 - 1 mm kalınlığındaki platin folyo üzerinde pişirilmektedir. Alümina mat ve opak olduğu için üzerine estetik amaçlı feldspatik seramik uygulanmaktadır. Uygulamanın, estetik başarı, basit yapım tekniği ve ekonomik olması gibi avantajları vardır. Ancak posterior bölgede kronlarda ve köprü protezlerinde kullanılmamaktadır (43, 60).

Alümina seramiklerde son yıllarda en çok dikkati çeken Procera All-Ceram sistemi ve %99,98 alüminyum oksit materyalinden oluşan Turcom-Cera (Turkom-Ceramic (M), Kuala Lumpur, Malaysia) sistemidir. Bu materyaller tek krondan, tüm ağız restorasyonlara kadar tüm restoratif ihtiyaçlara cevap verebilecek bir materyal olarak sunulmaktadır (43, 61).

Hi- Ceram %70 Al_2O_3 içeren ve geleneksel porselenden %25 daha sert olan bir kor materyalidir. Hi-Ceram refraktör day üzerinde platin folyo kullanmaksızın alümina porseleni fırınlanarak elde edilmiştir (44).

In-Ceram Alümina 1989 yılında Dr. Mickael Sadoun tarafından geliştirilmiştir. Yüksek kırılma direnci sayesinde tüm tek kronların ve ön bölgedeki köprülerin yapımında kullanılabilir. Altyapı ya slip-cast yöntemiyle ya da yarı sinterize hazır bloklardan freze tekniğiyle elde edilir. Slip Cast tekniği kapiller kuvvetlerle likit fazdaki maddenin poröz bir yapının yüzeyinde sertleşerek bir tabaka oluşturması şeklinde açıklanır. In-Ceram, %90 alümina içeren ve 236-630 MPa dayanıklılığa sahip bir kor materyalidir (43, 44, 62).

In-Ceram Alümina sisteminin alternatif olarak 1994 yılında In-Ceram Spinell sistemi üretilmiştir. In-Ceram Spinell iki kat daha translüsent özelliğine sahip olduğu için daha estetik ancak bükülme direnci (283 - 350 MPa) In Ceram Alümina'ya göre daha düşüktür. Estetik bölgede yapılan kron restorasyonlarında kullanılmaktadır (43, 62).

2.2.3.1.2. Magnezyum Kor Seramikler

Magnezyum kor seramikler 1985 yılında O'Brien tarafından geliştirilmiştir. Temel yapısını, ağırlığının %40-60 oranında magnezyum veya magnezyum oksitin oluşturduğu kor sistemidir. Yüksek ısısal genleşme katsayısına sahip olması, metal destekli seramik sistemlerinde kullanılan dentin ve mine seramiği ile uyumlu olmasını sağlamaktadır (63). Kor yapımı platin yaprak üzerinde ısıya dayanıklı day tekniği ile gerçekleştirilmektedir (64).

2.2.3.1.3. Magnezyum Alüminyum Oksit

Cerestore/Alceram (Enjeksiyon yöntemi ile şekillendirilen kor) 1983 yılında Soziu ve Rilley Coors Biyomedikal firması ile "Cerestore" sistemini tanıtmışlardır. Sistemde, ısıya dayanıklı epoksi day kullanılmaktadır. Kor materyalinde alümina ve magnezyum oksit bulunur. Bu materyalin fırınlama siklusu sırasında ısının kontrol edilmesiyle orijinal materyalin boyutlarından daha fazla magnezyum oksit kristal formu ($MgAl_2O_4$) oluşur. Bu durum sayesinde büzülme kompanse edilerek, büzülmesiz porselen elde edilir. Sonuç ürün olarak Magnezyum alüminat ($Mg_2Al_2O_3$) mekanik

olarak en güçlü oksit seramik materyalidir. Kor materyalinin %70 kadar alümina kristali içermesi, direncini arttırmıştır. Bükülme dayanımı 90-130 Mpa'dır. Posterior dişlerde ve sabit bölümlü protezlerde uygulanması doğru değildir (51, 65).

Kristalin lösit içeren ve kor kullanılmaksızın tam porselen kron yapımında kullanılan bir başka sistem de Optec HSP'dir. Optec lösit kristallerinden oluşur. Folyo veya refraktör day model üzerinde yapılabilen bu sistem, feldspatik porselenden daha dirençli olmakla birlikte kor içeren porselenlere göre beklentileri yerine getirememiştir. En önemli avantajı üç üyeli köprü de yapılabilmesidir. Dezavantajı ise yarı şeffaf yapısından dolayı estetik beklentilerin karşılamamasıdır (50).

2.2.3.2. Dökülebilir Porselen Sistemleri

Cam seramikler, amorf, camsı faz ve kristalinler içeren multifaz materyallerdir. İlk kez 1968 yılında MacCulloch yapay dişleri ve kronları cam seramikten yapma metodunu açıklamıştır. 1986 yılında % 30 oranında cam ve % 70 oranında tetrasiklik flor mika kristalleri içeren dökülebilir cam seramik olan “Dicor” cam seramik materyali üretilmiştir (66, 67). Dicor sisteminin bükülme dayanımı 127-147 MPa'dır (68).

Dökülebilir apatit porselen olarak bilinen “CeraPearl”, Hobo ve Iwata tarafından doğal diş yapısını taklit etmek için sentetik hidroksiapatitin en ideal restoratif materyal olacağı düşüncesiyle, 1985 yılında endirekt bir teknik olarak geliştirilmiştir. “CeraPearl” adı verilen bu sistemin tekniği Dicor cam porselene benzemektedir. Bu sistemde kalsiyum fosfat esaslı cam kontrollü ısı uygulamasıyla kısmen kristalin bir yapıya dönüştürülür. Bu ilk kristalin faz oksiapatit yapısındadır ve stabil değildir. Suyun varlığında hemen hidroksiapatite çevrilir. Işık kırma indeksi, densitesi ve termal iletkenliği doğal mineye benzer bulunmuştur (51).

2.2.3.3. Sıkıştırılabilir Porselen Sistemleri

IPS-Empress I ısı ve basınç altında şekillendirilen, temelde esas yapısı yüksek lösit içerikli feldspatik porselendir. IPS Empress, Ivoclar Vivadent tarafından 1991 yılında piyasaya sunulmuştur (45, 69). IPS Empress I kimyasal yapısı $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$ birleşiminden meydana gelmiştir. Lösit, seramiklerin içeriğine güçlendirme amacıyla eklenmiştir. Cam matriks hacminin %30–40 kadarını 1–5 μm büyüklüğünde lösit kristalin faz oluşturur. Lösit ile güçlendirilmiş cam tabletler (ingotlar) fırında 1075 °C

ve 1180 °C de visköz alümina özelliğine ulaşır ve mum atımı ile elde edilen kalıp içerisine basınç ile transfer edilerek şekillendirilmesi sağlanır (39).

Materyalin yüksek yarı geçirgenliği ve aşındırma etkisi doğal dişe benzer ve bükülmeye karşı direnci ise 120-200 MPa'dır. Klinik araştırmalar sonucunda 11 yıllık kullanımında %95-97 oranında başarı sağlandığı ve inley, onley, laminate ve kron protezi yapımında kullanılabileceği bildirilmiştir (39).

Günümüzde birçok firma, piyasaya ilk sunulan IPS Empress sistemi ile uyumlu press seramik ürünleri imal etmektedir (43). IPS Empress I ve IPS Empress II arasındaki temel fark materyalin kor kısmındaki kimyasal yapıdır. IPS Empress II sisteminde lityum disilikat cam matriks, ısı-pres tekniği ya da freze tekniği ile işlenmesiyle hazırlanır. Bu farklılık IPS Empress II'nin kırılmaya karşı olan direncini IPS Empress I'e göre üç kat arttırmıştır. Bu altyapı, ya mum atımı tekniği ve IPS Empress I materyalindeki %30-40 oranında kristal içeriğine karşılık, yaklaşık %60 oranında kristal yapı içeren IPS Empress II materyalinde 350-400 MPa bükülme dayanıklılığına ulaşmıştır. IPS-Empress II ön ve arka grup dişlerde tek kronlarda, üç üyeli köprü yapımında kullanılabilir. Arka grup köprülerde kullanılabilmesi için ikinci premolar dişin en son destek diş olması ve gövdenin en fazla bir premolar genişliğinde olması gerekir (51, 70). Esquivel-Upshaw ve ark. (71), Empress II' nin posterior bölgede iki yıllık başarı oranını %93 olarak belirtmiştir. Marquardt ve Strub (72), çalışmalarında 5 yıllık kullanımı sonucunda tek kronlarda başarı oranını %100 ve ikinci premolara kadar uzanan 3 üyeli köprülerde %70 olarak belirtmiştir.

Isı-basınç seramiklerinin 3. jenerasyonu "IPS e.max" olarak piyasaya sürülmüştür. IPS e.max, daha estetik ve daha dirençli restorasyonların yapılabilmesi için homojenize edilmiş lityum disilikat esaslı cam seramik olarak iki farklı şekilde 2005 yılında piyasaya sunulmuştur (73). IPS e.max CAD bloklar CAD/CAM teknolojisi kullanılarak altyapılar hazırlanmasında kullanılırken, IPS e.max Pres ingotlar, basınç altında enjeksiyon yöntemiyle altyapıların hazırlanmasında kullanılmaktadır (74). IPS e.max'den sonra, bükülme direnci 450 MPa'a kadar çıkan ve hem anterior hem de posterior bölgede kron ve köprü yapımında kullanılabilen "IPS e-max Pres" sistemi piyasaya sunulmuştur (73).

2.3. CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM sistemleri son 30 yılda büyük gelişme göstermiş ve yaygın olarak diş hekimleri tarafından kullanılmaya başlanmıştır.

CAD: Computer Aided Design (Bilgisayar destekli tasarım)

CAM: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli üretim)

CADD: Computer Aided Dental Design (Bilgisayar destekli dental tasarım)

Restoratif diş hekimliğinde CAD/CAM'in kullanılabileceği Francois Duret tarafından 1971 yılında belirtilmiştir. Optik okuyucular ile ağız içi dokuların bilgisayarda görüntülenebilmesi ilk olarak 1977'de ABD'de Bruce Altschuler tarafından sağlanmıştır (75). Herhangi bir laboratuvar işlemine tabi tutulmadan şekillendirilen ve ağza yerleştirilen ilk kron 1985'te uygulanmıştır (76). CAD/CAM tekniği ile üretilen ilk restorasyonlar, düşük çözünürlükte optik tarayıcıların olması ve bilgisayar sistemlerinin yetersiz olması gibi nedenlerden dolayı düşük kenar uyumu ve internal adaptasyona sahiptir. Ancak CAD/CAM sistemindeki teknolojik gelişmeler bu olumsuzlukları azaltmıştır. Bu sayede kenar ve iç uyum açısından mükemmel yakın restorasyonlar yapılabilmektedir (77).

Sistemin temeli çok hassas bir freze makinesinin, bilgisayar yazılımı ile çalıştırılarak seramik, kompozit veya metal bloklardan kronlar, köprüler ve sabit protez altyapıları üretmesi esasına dayanır (75).

Günümüze kadar CAD/CAM sistemlerinin gelişmesinde özellikle üç araştırmacı önemli katkıda bulunmuştur. Dr. Duret dental CAD/CAM teknolojisini ilk geliştiren araştırmacıdır. Duret başlangıçta kendi adı ile anılan, sonraları Sopha Bioconcept System (Los Angeles, CA) olarak piyasaya sunulan tek diş restorasyonu üretme kapasiteli CAD/CAM sistemini 1984'te geliştirmiştir. Ancak pahalı oluşu ve detaylarından ötürü bu sistem başarılı olmamıştır (78).

Dr. Moermann ve Brandestini CEREC sisteminin geliştiricisidir. Geliştirdiği bu sistem ile hasta başında bilgisayar destekli optik ölçü alınmakta ve restorasyon mevcut diş yapısına ve oklüzal kayıta uygun olacak şekilde program tarafından şekillendirilerek freze ünitesinde üretilmektedir (79, 80). Bu sistem tanıtıldıktan sonra diş hekimliğinde CAD/CAM çok hızlı bir şekilde yayılmıştır. Üçüncü olarak Dr. Andersson "Procera" sistemini geliştirmiştir. Altın fiyatlarının 1980'lerin başında çok yükselmesinden dolayı altyapı olarak nikel-krom alaşımı kullanılmıştır. Ancak Kuzey Avrupa'da metal alerjisi riskinden dolayı titanyum kullanıma sunulmuştur (81, 82).

CAD/CAM sistemlerinde verilerin toplanarak kaydedilmesi, geleneksel kurallara uygun olarak seçilen restorasyon tasarımının bilgisayar yardımı ile hazırlanması (CAD) ve restorasyonun üretilmesi (CAM) olmak üzere üç fonksiyonel bölüm bulunmaktadır (79).

CAD/CAM sistemi inley, onley, kron ve köprü protezler gibi sabit restorasyonların yapımında kullanılmaktadır. Son senelerde bu sistemdeki teknolojik gelişmelerle birlikte farklı materyaller kullanılarak alternatif restorasyonların yapımına olanak sağlamıştır. Özellikle implant destekli protezlerin ve dayanakların yapımında da yaygın olarak kullanılmaktadır (83, 84).

2.3.1. CAD/CAM sisteminin avantajları (75)

1. Geleneksel ölçü yöntemlerini ortadan kaldırmış ve bekleme süresini kısaltmıştır.
2. Hata potansiyelini oldukça azaltmış ve indirekt restorasyonlardan kaynaklanabilecek muhtemel çapraz kontaminasyonların da önüne geçmiştir.
3. Seramik materyallerin kondansasyon, eritme, kaynaştırma işlemleri nispeten azalmıştır.
4. Altyapılar ve restorasyonlar CAD yazılımları ile tasarlandıkları için laboratuvar işlemlerini kolaylaştırmıştır.
5. Tek seansta uygulanabildikleri için hem hastalar hem de hekimler için zaman kaybı olmamaktadır.

2.3.2. CAD/CAM sisteminin dezavantajları (75)

1. Üretim maliyeti fazladır.
2. Monokromatik blokların kullanılması ile ideal estetik beklentiler her zaman karşılanamaz.
3. Derin subgingival marjnlere sahip dişlerin bilgisayar ortamına aktarılmasında sorunlar yaşanmaktadır.

2.3.3. Dental CAD/CAM Sistemlerinin İmplant Uygulamalarında Kullanımı

Son yıllarda implant tedavilerinde CAD/CAM sistemlerinin kullanımı artmıştır. Bilgisayarlı tomografiden elde edilen veriler kullanılarak CAD/CAM sistemleri ile dental implantların yerleştirilebilmesine yardımcı olan cerrahi stentlerin üretimi (SurgiGuide, Materialise, Leuven, Belçika) ve implant üstü immediat restorasyonların hazırlanmasına imkân tanıyan çalışma modellerinin üretimi yapılabilmektedir. Ayrıca CAD/CAM sistemleri kişisel implant dayanakların üretiminde de kullanılmaktadır (85-87).

İdeal olarak, dayanaklar prepare edilmiş diş formuna, morfolojisine ve çıkış profiline benzemelidir. CAD/CAM yöntemi ile üretilen kişisel implant dayanakları hazır dayanıklara göre daha uygundur. Teknisyen CAD yazılımı kullanılarak tasarlanan kişisel implant dayanağı, sistemin CAM ünitesinde seçilen restoratif materyalden elde edebilir (87).

İmplant dayanaklarının yapımında CAD/CAM teknolojisi ile titanyum alaşımlar, alüminyum oksit ve zirkonyum kullanılmaktadır. Sadece CAD/CAM ile şekillendirilen bu materyallerin yüksek dirence sahip olması bu restorasyonların ömrünü uzatmakta ve diş hekimleri tarafından tercih edilmesini sağlamaktadır. Günümüzde hem internal hem de eksternal heks formundaki dayanaklar bu sistem yardımı ile üretilmektedir. Mevcut CAD yazılımları dayanağın seçilmesine izin veren verilere sahiptir ya da tarama yapılarak istenilen dayanak şeklinin bilgileri yazılıma yüklenebilmektedir. Daha sonra vakaya göre tasarımın şeklinde, istenilen değişiklikler yapılabilmektedir (88, 89).

2.3.4. CAD/CAM sisteminde kullanılabilen materyal grupları (90)

1. Silikat seramikler,
2. Cam infiltre alüminyum oksit seramikler,
3. Yoğun sinterlenmiş alüminyum oksit seramikler,
4. Yoğun sinterlenmiş zirkonyum oksit seramikler,
5. Titanyum,
6. Kıymetli ve kıymetsiz alaşımlar,
7. Dayanıklılığı artırılmış ve dökülebilir akriliklerdir.

Yitriyum ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit (Y-TZP) konvansiyonel seramiklerden daha yüksek kırılma direncine sahip olduğundan sabit protezlerde altyapı materyali olarak sıklıkla kullanılmaktadır. Günümüzde kullanılan bütün CAD/CAM sistemleri sabit protezlerin yapımında Y-TZP'yi kullanmaktadır (91).

CAD/CAM uygulamalarında iki farklı zirkonya bloğu mevcuttur:

1. CAD/CAM ile doğrudan frezlenebilen tamamen sinterlenmiş bloklar.
2. Parsiyel olarak sinterlenmiş bloklar.

İlk yöntem ile elde edilen restorasyonların uyumu daha iyidir çünkü bu işlemde materyalde herhangi bir büzülme yoktur, fakat frezleme yapan aletlerin sık aşınması ve maliyeti dezavantaj olarak görülmektedir. Ek olarak, materyal üzerinde frezleme işlemi esnasında oluşabilecek çatlaklar mekanik dayanıklılığı olumsuz etkilemektedir (74).

İkinci yöntemde frezlerde aşırı bir aşınma olmadan kolayca üretim yapılabilir. Ancak sinterleme işlemi esnasında aşırı sinterleme büzülmesinden dolayı altyapının uyumu CAD işleminin boyutsal ayarlaması yapılmasıyla kompanse edilmelidir (74).

2.4. Zirkonyum

Zirkonyum, sembolü “Zr”, atom numarası 40 olan periyodik tabloda geçiş elementleri arasında yer alan metalik bir elementtir. İsmi Arapça altın rengi anlamındaki ‘Zargon’ kelimesinden alır. 1789’da ilk olarak Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından, zirkonyum dioksit (ZrO_2) bazı değerli taşların ısıtılması sonucu reaksiyon ürünü olarak bulunmuştur.

Zirkonyum elementi, 1824 yılında İsveçli kimyacı Baron Jöns Jacob Berzelius tarafından izole edilmiştir. Erime ısısı 1852 °C, kaynama ısısı 3580 °C’dir (78, 92). Grimsi renktedir ve hekzagonal kristal formda bir yapıya sahiptir. Zirkonyum doğada silikat oksitle birlikte Zirkon ($ZrSiO_4$) minerali olarak ya da serbest oksit halinde Baddeleyit (ZrO_2) minerali şeklinde bulunur, saf halde bulunmaz. Zirkon içeriğinde %1-3 oranında hafnium (Hf) elementi her zaman mevcuttur.

Baddeleyit adını 1892’de Sri Lanka’da keşfeden Joseph Baddeley’in isminden alır ve zirkonyum oksit, zirkonyum dioksit ve zirkonya eşanlamlı olarak kullanılan terimlerdir. Zirkonyumun başlıca elde edildiği kaynak zirkon ($ZrSiO_4$) madenleridir. Bu madenler Avustralya, Brezilya, Hindistan, Rusya ve ABD’de bulunur.

Bu mineraller, yapılarını renklendiren metal elementleri ve bünyelerindeki doğal radyoaktif çekirdekler nedeniyle, diş hekimliğinde seramik biyomateryali olarak kullanılabilmeleri için çeşitli işlemlerden geçirilerek saflaştırılmalıdır (93).

Zirkonya, fiziksel dayanımının ve sertliğinin, kimyasal ve boyutsal stabilitesinin oldukça iyi olması, elastiklik modülünün paslanmaz çelikle benzer olması ve biyouyumlu olması sayesinde seramik biyomateryal olarak kullanılabilmektedir (93, 94).

Sıcaklığa ve korozyona karşı dirençli olması nedeniyle sanayide de pek çok alanda kullanılmaktadır (93).

2.4.1. Zirkonyum Seramiklerin Mekanik Özellikler

En önemli mekanik özellikleri dayanıklılık, yüksek kırılma direnci, uzun dönem renk stabilitesi ve korozyona dirençli olmasıdır. Garvie zirkonyumu, mekanik özelliklerine dayanarak “seramik çelik” olarak adlandırmıştır. Zirkonyum seramiklerin kırılma direnci 9-10 MPa ($m^{1/2}$) ve bükülme direncinin 900-1200 MPa olduğu, alüminyum oksit seramiklerin ise; 3,1-4,6 MPa ($m^{1/2}$) kırılma direncine, 236-600 Mpa bükülme direncine sahiptir. Zirkonyum seramiklerin kırılma direnci, lityum silikat esaslı seramiklerin (2,8-3,5 MPa($m^{1/2}$)) yaklaşık 3 katıdır (2, 95).

Tablo 1: Y-TZP özellikleri (93)

Özellik	Y-TZP
Kimyasal kompozisyon	ZrO ₂ +3mol% Y ₂ O ₃
Yoğunluk	>6 g /cm ³
Porözite	<0.1 %
Bükülme direnci	900- 1200 MPa
Baskı dayanımı	2000 MPa
Young modülü	210 GPa
Kırılma dayanımı	7-10 MPa m ^{1/2}
Termal genleşme katsayısı	11X10 ⁻⁶ K ⁻¹
Termal iletkenliği	2 W m K ⁻¹
Sertliği	1200 HV

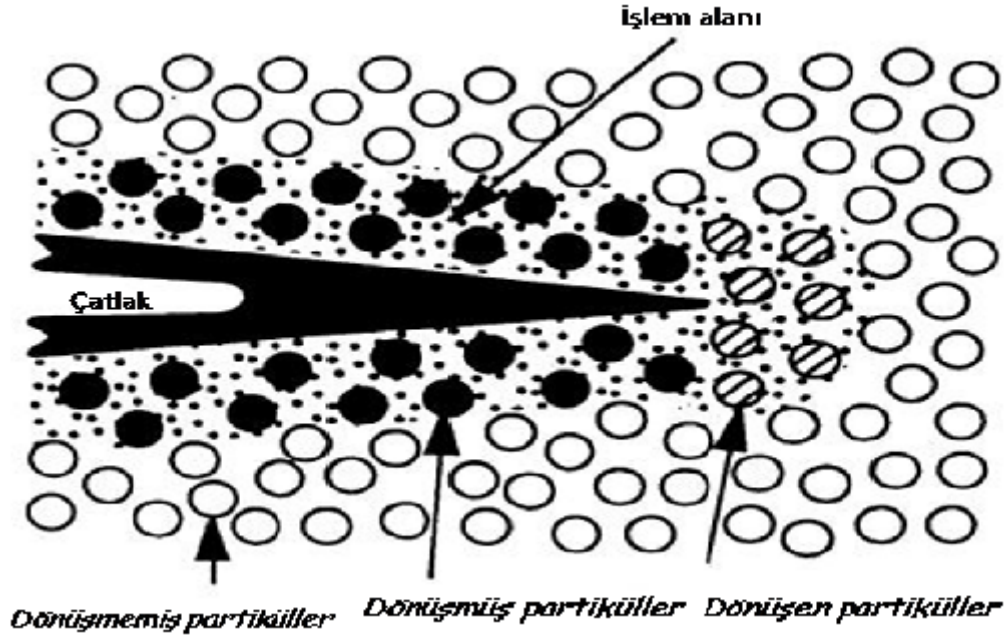
Saf zirkonyum dioksit (ZrO_2) düşük termal iletkenliğe ve yüksek erime ısısına sahiptir. Monoklinik (M), Tetragonal (T) ve Kübik (C) olmak üzere üç fazda bulunabilmektedir. Saf zirkonyum oda ısısında monoklinik fazda bulunurken, $1170\text{ }^{\circ}\text{C}$ ve $2370\text{ }^{\circ}\text{C}$ arasında tetragonal faza geçmektedir. $2370\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'nin üzerinde ise kübik fazda bulunmaktadır (96-98). Tetragonal faz, eklendiği seramiğin konsantrasyonuna ve tanecik büyüklüğüne bağlı olarak oda ısısında stabilize edilebilmektedir. Faz geçişleri esnasında saf zirkonyumun hacminde önemli değişiklikler olmakta ve bu durum, kitleye stabil olmayan bir özellik kazandırmaktadır (96, 99). Monoklinik fazdan tetragonal faza geçiş esnasında % 5'lik bir hacim düşüşü meydana gelirken; soğuma esnasında ise % 3-4'lük bir hacim artışı oluşmaktadır (Şekil 1). Bu hacim artışları, tetragonal fazdan monoklinik faza geçen zirkonyumun yapısında yüzeyinde başlayan çatlaklar oluşturmaktadır (97, 98, 100, 101). Bu faz transformasyonu yapıya Y_2O_3 , CaO, MgO ve CeO_2 gibi stabilize edici oksitlerin ilavesi ile engellenebilmektedir. Saf zirkonyaya stabilize edici oksitlerin katılmasıyla oda sıcaklığında tetragonal yapının bulunmasına izin vermekte ve bu yüzden strese bağlı T-M faz dönüşümü kontrolü, etkin çatlak ilerlemesini durdurmakta ve yüksek dayanıklılığı sağlamaktadır. Böylece faz dönüşümünün kontrolü sağlanarak oda sıcaklığında yarı stabil bir madde olan yarı stabilize zirkonya (PSZ- Partially Stabilized Zirconia) elde edilmektedir (93, 102).

Tam stabilize zirkonya, kübik form içerir ve zirkonyaya % 16 mol CaO, % 16 mol MgO ve % 8 mol Y_2O_3 ilavesi ile elde edilir. Tam stabilize zirkonya yüksek sertlik dayanımı ve termal direncinin yüksek olmasından dolayı endüstride aşındırıcı ve ateşe dayanıklı bir madde olarak kullanılmaktadır (94, 103).

Zirkonyumun yüzeyine uygulanan bir takım işlemler fiziksel özelliklerini değiştirmektedir. Uzun süre neme maruz kalan zirkonyumun mekanik özellikleri düşüş göstermektedir. Bu fenomen zirkonyanın yaşlandırılması veya zirkonyanın düşük sıcaklıkta bozunması (Low temperature degradation - LTD) olarak bilinir (2).

Aşındırma, soğutma, çarpma ve yüzey işlemleri gibi dış kuvvetlerin etkisiyle oluşan tetragonal- monolitik (t-m) faz dönüşümü, çatlak başlangıcında sıkıştırıcı stresler ortaya çıkarmakta, çatlağın ilerleyişini engellemekte ve dış streslerin nötralize edilmesini sağlamaktadır. T-M faz dönüşümü, zirkonyum taneciklerinin kompozisyonu, çapı ve şekline, stabilize edici oksitlerin tür ve miktarına, zirkonyumun diğer fazlarla

etkileşimine ve üretim şekline bağlıdır. Y-TZP'nin tercih sebebi olan bu fiziksel özellik “transformasyon sertleşmesi” olarak tanımlanır (Şekil 1) (4, 93, 98, 100, 104).



Şekil 1: “Transformasyon sertleşmesi”nin temsili şekli

2000 yılından bu yana LTD'nin birçok femural ana protezlerin başarısızlıkları ile indirekt ilgili olduğu gösterilmiş olmasına rağmen Y-TZP'nin biyoseramik olarak kullanıldığında ortaya çıkabilecek başarısızlıklar ve LTD arasında çok açık bir ilişki henüz tespit edilmemiştir (2, 105).

Başlangıçtan günümüze, zirkonyum içeren birçok farklı seramik sistemi biyomateryal olarak kullanılmış olmasına rağmen diş hekimliğinde bunlardan sadece üç tanesi kullanılmıştır. Bunlar:

1. Zirkonyum ilaveli alümina ZTA, ZTM
2. Magnezyum stabilize zirkonyum Mg-PSZ
3. Yttriyum tetragonal zirkonya polikristali 3Y-TZP

2.4.1.1. Zirkonya ile Sertleştirilmiş Seramik (ZTA, ZTM)

Zirkonyumu güçlendirmek için kullanılan yöntemlerden birisi onu farklı bir matriks ile kombine etmektir. Dağılma yoluyla sertleştirilen bu materyallere örnek olarak alümina (Al_2O_3) ile kombine edilen ZrO_2 (ZTA) ve mullit ile kombine edilen ZrO_2 (ZTM) verilebilir (106). Dental materyaller arasında bu yolla elde edilmiş olan

ticari ürün, In-Ceram Zirconia (Ic-Z, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)'dır. In-Ceram Alümina hacimce % 12 mol Ceria (Ce) ile stabilize edilmiş zirkonyum ihtiva eder (100). In-Ceram Zirconia hafif şekilde işleme veya slip-casting ile üretilmektedir. Bu yöntem büzülmenin az olması nedeniyle avantajlıdır. Ancak In-Ceram Zirconia'nın %8-11 arasında yüksek porozite oranına sahip olması nedeniyle mekanik özellikleri Y-TZP 'ye göre daha zayıftır (95, 107).

2.4.1.2. Magnezyum Stabilize Zirkonyum (Mg-PSZ)

Bu materyaller üzerinde en çok çalışma yapılmış mikroyapısı en kompleks ticari olarak kıymetli zirkonyum türevleridir. Büyük partikül oranına sahip olmaları nedeniyle aşınmaya meyillidir ve poröz yapısından dolayı yüksek mekanik özelliğe sahip değildir. Mg-PSZ'nin yüksek sinterlenme ısısı (1400-1800 °C)'na sahip olması bir dezavantajdır ve bu yüzden özel fırınların kullanımına gereksinim duyulur. Bu materyallerin tam sinterlenmiş blokları CAM ünitesinde kullanılır. Günümüzde kullanılan Mg-PSZ seramiklere örnek olarak Denzir-M (Dentronic ABD) verilebilir (75, 108).

2.4.1.3. Yitrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (3Y-TZP)

Biyomedikal uygulamalar için kullanılan seramikler içinde araştırmalar, çoğunlukla düzgün ve ince gren (çoğunlukla 0,5 µm'de küçük) yapısına sahip Yitrium Stabilize Tetragonal Zirkonyum Polikristalleri (3Y-TZP) üzerine odaklanmıştır (98, 109, 110). 3Y-TZP, saf zirkonyaya ağırlığının %2-3'ü oranında stabilize edici oksit olarak itrium oksitin ilave edilmesiyle elde edilir. Aynı şartlar altında yitrium, seryum ve titanyuma göre daha güçlü bir stabilizatördür (111). 3Y-TZP'nin mekanik özellikleri gren boyutuna bağlıdır. Gren boyutu 1 µm'dan daha küçük olduğunda daha düşük oranda transformasyon oluşurken, 0,2 µm'dan düşük olduğunda transformasyon oluşmamaktadır. Gren boyutunu belirlediği için sinterizasyon işleminin 3Y-TZP'nin mekanik özellikleri ve stabilitesi üzerinde son derece önemli etkisi vardır (102, 111).

Sinterlenmesi diğer zirkonya türevlerine göre daha zor olmasına rağmen mekanik özellikleri daha iyidir, çatlak ilerlemesine karşın yapının direnci oldukça fazladır ve günümüzde medikal alanda en çok kullanılan türevidir (112-114).

Yitrium ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit (Y-TZP) biyomateryal olarak ilk kez ortopedide kalça eklemi protezi yapımında kullanılmış ve kısa dönemde iyi sonuçlar

alınmıştır (99). Zirkonyumun eklem başı protezi olarak kullanılmasıyla ilgili ilk çalışmayı, Christel ve arkadaşları (115) literatüre sunmuştur.

3Y-TZP'nin diş hekimliğindeki ilk uygulama alanı ilk kez 1990'ların başında endodontik postlarda, ortodontik braketlerde ve implantlarda kullanılmaya başlanmıştır (116-118). Son zamanlarda ise implant ve tam seramik restorasyonlarda da altyapı materyali olarak kullanılmaya başlamıştır (99, 119-121).

3Y-TZP restorasyonlar, yarı sinterize blokların frezelendikten sonra sinterlenmesi ya da doğrudan tam sinterize blokların frezelenmesi ile elde edilir. Y-TZP blokların makine ile şekillendirilmesi esasına dayanan bu sistemler, iki grup altında incelenebilmektedir.

1. Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM)

2. Seramiğin direkt işlenmesi (DCM - Direct Ceramic Machining)

Zirkonyum altyapıların üretiminde en çok kullanılan metod pre-sinterize bloklardan CAD/CAM kullanılarak aşındırılmasıdır. Ancak 3Y-TZP seramik restorasyonların üretimleri esnasında uygulanan bir takım işlemler mekanik özelliklerini değiştirmektedir. Bu işlemler arasında; CAD/CAM sistemlerinde uygulanan kesme, aşındırma işlemleri, restorasyonun uyumlanması esnasında yapılan aşındırmalar, veneer porselenin şekillendirilmesi esnasında uygulanan ısı işlemleri ve materyalin yapıştırma ajanına olan bağlantısını arttırmak amacıyla uygulanan kumlama vb. işlemleri sayılabilir (97, 100, 119, 122-124).

2.4.2. Diş Hekimliğinde Zirkonya Seramiklerin Kullanım Alanı

Diş hekimliğinde, zirkonyum kullanımı sağlamlığı ve korozyona direncinden dolayı gündeme gelmiştir.

Diş hekimliğinde;

1. İmplantlarda,
2. İmplant dayanaklarında,
3. Ortodontik braketlerde,
4. Sabit protetik tedavide altyapı materyali olarak,
5. Kök kanal postlarında kullanılmaktadır.

2.4.3. Altyapı Materyali Olarak Zirkonyum Dioksit

Diş hekimliğinde tam seramik sistemler içinde 3Y-TZP, en son geliştirilen altyapı materyalidir. Altyapı materyali olarak kullanılan zirkonyum dioksit seramikleri genellikle ZrO_2 blokların CAD/CAM sistemi ile frezelenmesiyle elde edilir (125). CAD/CAM sistemlerde kullanılacak Y-TZP blokların elde edilmesi için materyalin toz formu en sık kullanılan metod olan soğuk isostatik presleme yöntemi ile blok haline getirilir. Bu şekilde tebeşirimsi yapıda, yüksek yoğunlukta olan yeşil aşama bloklarından; daha yüksek bir yoğunluk (%95 teorik yoğunluk) ve ileri aşamada stabilizasyon sağlanması amacıyla özel cihazlarda okside ve basınçsız ortamlarda sinterlenerek pre-sinterize oksit seramik bloklar (unHIPped) elde edilir (126, 127). Yüksek basınç altında ve 50 °C'nin altında sinterleme ısısında, sıcak isostatik presleme (HIPped) ile rezidüel porozite uzaklaştırılarak tam sinterize oksit-seramik bloklar elde edilir. “HIP” işlemine tabi tutulan Y-TZP gri-siyah bir renk alır. Beyazlığının tekrar elde edilmesi için ek bir ısı işlemine daha tabii tutulur (126, 128). Üretilen bu yoğun sinterize bloklar oldukça opak renktedir. Estetik restorasyonlarda kullanılabilmeleri için dental porselen ile birlikte kullanılmaları gerekir (126).

Yeşil-aşama bloklar kuru karbid frezlerle, pre-sinterize soğutma sıvısı altında karbid frezlerle işlenebilir ve bu işlem “yumuşak makineleme” olarak adlandırılır. Tam sinterlenmiş bloklar ise soğutma sıvısı altında elmas frezlerle makinelerde işlenebilir bu işlem de “sert makineleme” olarak adlandırılır (102).

Yumuşak makineleme işlemi daha hızlıdır ve tam sinterlenmiş blokların frezelenmesine oranla frez aşınması daha azdır. Zirkonyum dioksit altyapılar, yeşil aşama ve pre-sinterize bloklardan elde edilmek istendiğinde, sinterleme sonrası oluşacak boyutsal küçülmenin dengelenmesi için %20-25 daha büyük hacimde frezelenir (129). Bu yöntemle hazırlanan altyapılar daha sonra özel fırınlarda ortalama 1500 °C’de post-sinterleme işlemine tabii tutulur (125). Sinterleme işlemi sırasında sıcaklık 1000 °C civarında iken büzülme başlar ve %25 hacme ulaşabilir. Son sinterleme ısıları 1350- 1550 °C arasında 2-5 saat sürer ve bu sürecin sonunda teorik densitenin %95’ine ulaşır. Y-TZP’nin başlangıçtaki kimyasal kompozisyonu sinterleme koşullarındaki bu farklılıkların ortaya çıkmasındaki temel sebeptir. Örneğin başlangıçtaki kimyasal kompozisyona az miktarda alüminyum ilave edilmesi daha düşük sinterleme ısısı ve süresi sağlayarak sinterlemeye yardımcı olur. Sinterleme ısıları ve süreleri tanecik boyutu üzerinde etkilidir (130).

Tam sinterlenmiş blokların sert makineleme işlemi ile frezelenmesi, yumuşak makineleme işlemine göre daha uzun zaman alır ve daha pahalıdır. Sert makineleme işlemindeki aşındırma sistemi oldukça güçlü olmalıdır. Blue ve arkadaşları (131) yaptıkları çalışmada Y-TZP'nin tam sinterlenmiş alümina ile karşılaştırıldığında daha zor frezelendiğini ve daha az materyal uzaklaştırıldığını göstermiştir. Yin ve arkadaşları (132) ise büyük grenli elmas frezlerin ince grenli frezlere göre Y-TZP'den materyal uzaklaştırılmada daha etkin olduğunu, ayrıca ince grenli frezlerin tel şelkinde hasar oluşturduğunu da bildirmiştir (132, 133). Huang yaptığı çalışmalarında (122, 123) aşındırma işlem hızının artırılması ile Y-TZP'de frezelemeyle oluşan yüzey altı hasarının azalacağını bildirmiştir. İnce gren boyutlu frezeleme sonrası Y-TZP de oldukça düzgün yüzeyler elde edildiği bilinmektedir (124).

Tablo 2: Mevcut ZrO₂ blokların sinterleme aşamalarına göre frezeleyen sistemlerden bazıları

ZİRKON BLOK TİPİ	SİSTEM
Yeşil-aşama Zirkon Blok	Lava Frame, Lava (3M ESPE, Seefeld, Germany); ZirkonZahn, Steger (Steger, Brunneck, Italy); Hint-Els Zirkon TPZ-G, Gigident (Girrbach, Pforzheim, Germany); Cercon base, Cercon (Degudent, Frankfurt, Germany); Xavex G 100 Zirkon, Etkon (Etkon, Gräfelfingen, Germany).
Pre-sinterize (unHIPped) Zirkon Blok	NexxZr S, Sagemax (WA, USA) In-Ceram YZ Cubes, Cerec InLab (Sirona, Bensheim, Germany); ZS-Blanks, Everest (KaVo, Leutkirch, Germany); Hint-Els Zirkon TZP-W, DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Germany); DC-Shrink, Precident DCS (DCS, Allschwill, Switzerland); IPS e.max ZirCAD (Ivoclar, Schaan, Germany)
Sinterize (HIPped) Zirkon Blok	DC-Zirkon, Precident DCS (DCS, Allschwil, Switzerland); Zirkon TM, Pro 50, Cynovad (Cynovad, Montreal, Canada) ; Z-Blanks, Everest (KaVo, Leutkirch, Germany); Hint-Els Zirkon TZP-HIP, DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Germany); HIPZirkon, Etkon (Etkon, Gräfelfingen, Germany).

Üretici firma tavsiyelerine göre değişmekle birlikte metal altyapılar için literatürde kabul edilen minimum kalınlık 0,5 mm'dir; daha ince altyapı kalınlıklarında restorasyonda başarısızlık ortaya çıkabilir (134, 135).

2.4.4. Aşındırma İşlemleri

Y-TZP seramiklerin mekanik özelliklerini etkileyen bazı faktörler vardır (98, 136). Bunlar:

1. Üretim esnasında uygulanan kesme ve aşındırma işlemleri,
2. Bitmiş restorasyonun dayanağa uyumlaması sırasında yapılan aşındırma işlemleri,
3. Materyalin simantasyon bağlantısını arttırmak için yapılan kumlama işlemleridir.

Seramiklere uygulanan aşındırma işlemleri iki farklı etkiye yol açmaktadır. Birincisi; zirkonyum ile güçlendirilmiş seramiklerde, dayanıklılığı arttıran yüzey sıkıştırıcı stresler meydana getirmektedir. İkincisi; derinliği, aşındırmanın meydana getirdiği yüzey sıkıştırıcı tabakaya kadar ulaşabildiğinde dayanıklılığı belirleyen yüzey çatlakları oluşturmaktadır (98, 105). Aşındırmanın oluşturduğu en önemli yüzey karakteristikleri pürüzlülük, plastik deformasyon ve rezidüel streştir (98).

Luthardt ve arkadaşları (105), Y-TZP seramik örneklerin iç yüzeylerini farklı dönme hızı ve kesme derinliklerinde aşındırmış; bükülme direnci, yüzey pürüzlülüğü ve kırılma sertliklerini karşılaştırmıştır. İç yüzey aşındırmasının, dayanıklılığı önemli ölçüde azalttığını ve CAD-CAM sistemlerinin, Y-TZP seramiklerin üretimi için kullanılan geliştirilmesi gerektiğini belirtmişlerdir.

Başka bir çalışmada, Luthardt ve arkadaşları (98), Y-TZP seramik örneklerle, kronların iç yüzüne uygulanan aşındırma işlemini taklit edecek şekilde aşındırma uygulamışlar ve bu yüzeyleri taramalı elektron mikroskobu (Scanning electron microscope (SEM)) ile analiz etmişlerdir. Sonuçta oluşan çatlakların sayısının; kesme derinliği, aletin dönme hızı gibi aşındırma parametreleri ile ilgili olmadığını, kullanılan elmas aletin grenlerinin sayısı ve şeklinin önemli olduğunu bildirmişlerdir.

Kosmac ve arkadaşları (136), aşındırma ve kumlama işlemlerinin %3 mol yttria içeren Y-TZP örneklerin biaksiyel bükülme direncine etkisini incelemişler, aşındırma ve kumlamının bükülme direncini azalttığını, ancak aşındırılmış seramiğin kumlanmasının yüzey sıkıştırıcı stresler ortaya çıkararak, materyali güçlendirdiğini

belirtmişlerdir. Çok ince grenli elmas frezler de kumlama gibi bitirme işlemi için tavsiye edilmektedir.

2.4.5. Altyapı - Üstyapı Bağlantısı

Üstyapı materyali restorasyona esas itibariyle estetik özellik kazandırmak için uygulanır. Ancak restorasyondaki stres dağılımını direkt olarak etkiler ve restorasyonun mekanik özellikleri üzerinde önemli rol oynar (137). Tam seramik restorasyonlarda en zayıf bölge altyapı ile üstyapı seramikleri arasındaki bağlantı bölgesidir ve bu bağlantı uzun dönem klinik başarıda önemli rol oynar (97). Üstyapı materyalinde kırılmaların önlenmesi için alt/ üstyapı arasındaki bağlanma direncinin yüksek ve üstyapı materyalinin çiğneme streslerine yeterli derecede dayanıklı olması gerekir (138). Altyapı materyaliyle üstyapı seramiği arasındaki bağlantı direncini etkileyen faktörler şunlardır:

- Üstyapı seramiğinin hacimsel büzülmesi,
- Üstyapı seramiğinin ıslatma özellikleri,
- Uyumsuz ısısal genleşme katsayısının sebep olduğu artık stresler,
- Altyapı ile üstyapının ara yüzünde yapısal kusur ve çatlakların varlığı,
- Mekanik retansiyonu etkileyen altyapının yüzey pürüzlülüğü,
- Zirkonyum oksit altyapı ile üstyapı bağlantı ara yüzeyinde, zirkonyum oksit kristallerinin ısısal etkilere, soğutma oranına veya stres yüklemelerine bağlı olarak faz dönüşümü gerçekleştirmesi (139).

Bunların biri veya birkaçı, altyapı ve üstyapı bağlantısının gücünü belirler, bu da klinik başarıyı etkilemektedir.

Isıl genleşme katsayısı, birim hacimdeki bir maddenin birim sıcaklık değişiminde, hacmindeki değişme miktarı olarak tanımlanır. Kron restorasyonlarında başarılı bir altyapı-üstyapı seramiği bileşimi için önemli bir faktördür. Metal-seramik restorasyonlarda metal altyapının ısısal genleşme katsayısı seramiğe göre daha fazla olmalıdır. Böylece fırınlama sıcaklığından oda sıcaklığına geçildiğinde metal, seramikten daha fazla büzülmeaktadır. Bu ısısal genleşme katsayısı farkı, seramiği baskı altında tutmakta ve restorasyona ekstra dayanıklılık sağlamaktadır. Aynı mekanizma çok tabakalı tam seramik restorasyonlarda da başarılı bir şekilde uygulanmaktadır (140).

2.4.6. Biyouyumluluk ve Kimyasal Stabilit 

Popülasyonun küçük bir yüzdesi paladyum ve nikel gibi soy veya baz metal içeren dental alaşımlara duyarlılık göstermektedir (141). In vitro ve in vivo çalışmalar yüksek oranda safla tırılmı  zirkonyum-tozları kullanılarak elde edilen Y-TZP'nin yüksek biyouyumlulu unu doğrulamaktadır. Materyale ait hiçbir lokal (hücresel) veya sistemik yan etki bildirilmemiştir (93, 127, 142, 143). Yapılan son çalışmalarda Y-TZP üzerinde titanyuma göre daha az bakteri ak  m lasyonu oluştuğu belirtilmektedir (19, 110).

Dental restorasyonların sahip olması gereken diğer önemli bir özellik de a ız ortamında kimyasal stabilitesinin iyi olmasıdır. Ardlin (144), iki farklı renkte hazırladığı Y-TZP seramik örnekleri %4'l k asetik asit solüsyonunda, 80 C derecede, 168 saat bekleterek kimyasal stabilitesini incelemiş ve örneklerin bu şartlarda uluslararası standartlara (ISO 6872:1995) göre limit değerlerin altında çözünürlük gösterdiğini bildirmiştir.

Kosmac ve arkadaşları (136), Y-TZP seramikleri %4'l k asetik asit ve pH 9,5 olan amonyum solüsyonunda 16 saat bekletmi ler ve materyalin alkali ortamda asidik ortama göre daha dirençli olduğunu bildirmiştir.

2.5. Kalınlı ın Altyapı- styapı Ba lantısına Etkisi

Çatlak başlangıç bölgesinin ve potansiyel kırıkların kontrolünde, altyapı-üstyapı kalınlık oranı önemli bir faktördür (145). Altyapı materyalinin kalınlığı arttıkça, çekme dayanımı da artar. Köprü tasarımı, mümkün olduğunca kalın bir altyapı ve ince bir üstyapı seramik tabakasına sahip olacak şekilde yapılmalıdır (146). Üstyapı seramiğinin basma gerilmeleri altında, altyapının ise çekme gerilmeleri altında olduğundan emin olmak için, bu tabakaların kalınlıklarını optimize etmek gerekmektedir. Eğer bu gerilmeler göz önüne alınmadan bir tasarım yapılırsa, zayıf üstyapı seramiği dayanıklı altyapı materyalinin klinik başarısını azaltabilir (147). Ancak altyapının kalınlığının arttırılması her ne kadar istenilen bir durum olsa da, estetiği bozmayacak şekilde ve aşırı kontur oluşturmadan gerçekleştirilmelidir (148).

Metal destekli seramik restorasyonlarda olduğu gibi, tam seramik sistemlerde de üstyapı seramiğinin kırılması en sık rastlanan sorunlardan biridir (149). Bunun başlıca nedeni uygun olmayan kalınlıklarda hazırlanan altyapı ve üstyapı serami idir.

Altyapıya uygulanan üstyapı seramiğinin uzun dönem başarısı için iki farklı kriter ortaya konmuştur: (1) İyi bir estetik sonuç için altyapı seramiği minimum kalınlıkta olmalıdır, (2) Çekme ve makaslama kuvvetleri sonucu oluşabilecek kırıkları engelleyebilmek için üstyapı seramiği bir altyapı ile desteklenmelidir (150). Yapılacak kron veya köprü tasarımlarında bu iki kriter göz önünde bulundurularak, uygun kalınlıkta altyapının yine uygun kalınlıktaki bir üstyapı seramiği ile tamamlanması kritik bir öneme sahiptir.

Bazı klinik durumlarda, prepare edilen diş veya implant dayanağı kısa kalabilir ve hazırlanan kronun altyapı ve/veya üstyapı kalınlığı artabilir. Anterior restorasyonlarda ise doğal dişe benzer bir görünüm elde etmek için, özellikle insizal bölgede ve dişin orta üçlüsünde üstyapı seramiğinin kalın olarak hazırlanması gerekmektedir. Kırılmalara karşı mekanik direncin sağlanması için altyapının yeterli kalınlıkta hazırlanmasıyla, istenen estetik sonuç elde edilemez. Bu durumda altyapı olması gerekenden daha ince hazırlanır ise, seramik yapının kırılması da beklenebilecek bir sonuçtur (150). Karşıt dişlerle prepare edilmiş diş arasında yapılacak restorasyon için gerekli mesafenin sağlanamamasına veya altyapının kalın hazırlanıp bu durumun provalarda fark edilmemesine bağlı olarak üstyapı seramiği ince bir şekilde tamamlanabilir. Bu şekilde hazırlanan restorasyonlarda da, kırılmaya bağlı başarısızlık gözlenebilir. Seramikteki düzensiz tabaka kalınlıkları, altyapıdaki çok ince veya çok kalın bölgeler ve yapı hataları istenmeyen çekme gerilimlerine neden olabilmektedir. Kronun mekanik zayıflığını önleyebilmek için altyapı ve üstyapı seramiklerinin kalınlığı mutlaka göz önünde bulundurulmalıdır.

2.6. Materyallerin Mekanik Özellikleri

2.6.1. Gerilim (Stress)

Gerilim bir cisme dışarıdan kuvvet uygulandığında dış kuvvetlere karşı cismin içinde meydana gelen eşit şiddetteki fakat zıt yöndeki kuvvettir (146). Dışarıdan uygulanan yük ile cisim ya hareket eder ya da deformasyona uğrar. Gerilim birim alana uygulanan kuvvet ile ölçülür (N/m^2 , kN/m^2 , $MN/m^2=MPa$) (146, 149, 151).

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

1. *Çekme gerilimi:* Cisimde uzamaya neden olacak yöndeki yüklerle meydana gelecek deformasyona karşı koyan iç kuvvettir.

2. *Basma Gerilimi*: Cismi sıkıştırarak veya kısaltacak yöndeki yükün neden olduğu deformasyona karşı koyan kuvvettir.

3. *Makaslama gerilimi*: Cismin bir parçasını diğer parçasının üzerinde kaydırarak yöndeki kuvvetin neden olduğu deformasyona karşı koyan kuvvettir (41, 149).

2.6.2. Gerilme (Strain)

Cisme uygulanan kuvvet yani oluşan gerilim sonucunda cismin birim boyutunda meydana gelen boyutsal değişimdir. Elastik gerilme geri dönüşümlüdür. Gerilme ortadan kalkınca atomlar eski haline döner. Plastik gerilmede ise cismin içindeki atomlar kalıcı bir şekilde yer değiştirmektedir (41, 149, 151). Gerilim ve gerilme birbirinden tamamen farklı niceliklerdir. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerilme bir kuvvet değil, sadece bir büyüklüktür (151).

2.6.3. Elastik Modül (Elastic Modulus)

Young's Modülü olarak da tanımlanır. Maddenin elastikliğinin bir ölçümüdür (152). Bir materyale gerilim ya da baskı kuvveti uygulandığında materyalin elastiklik sınırları dahilindeki sertliği demektir (153). Gerilim-şekil değişimi eğrisinin doğrusal bölümündeki gerilimin şekil değişimine oranıdır. Elastiklikten çok rijiditeyi belirleyen bir özelliktir (152). Aynı kuvvet uygulanan iki farklı materyal arasından elastik modülü yüksek olanda daha fazla deformasyon görülür (154-156).

2.6.4. Oransal Limit (Proportional Limit)

Gerilim-şekil değişimi eğrisinde, gerilim ile şekil değişiminin doğru orantılı olduğu en yüksek gerilim değeridir (157-159).

2.6.5. Elastik Limit (Elastic Limit)

Maddenin kalıcı deformasyon göstermeden, dayanabildiği maksimum stres miktarıdır (105, 157-160).

2.6.6. Akma Dayanımı (Yield Strength)

Akma noktası dayanıklılığı gerilim-şekil değişikliği eğrisinde, plastik deformasyonun başladığı, gerilimdeki artıştan daha fazla oranda şekil değişiminin hızlı bir şekilde arttığını gösteren noktadır. Bu noktadan sonra deformasyon tümüyle plastiktir (105, 158-160).

2.6.7. Poisson Oranı (Poisson's Ratio)

Bir materyale uygulanan gerilim karşısında uzunluğunun artmasına “aksiyal gerilme” denir. Aynı etki sonucu kalınlığının azalmasına “lateral gerilme” denir. *Poisson oranı*; bir materyalin lateral gerilme miktarının aksiyal gerilme miktarına oranıdır (161). Her bir materyalin kendine özgü Poisson oranı vardır. Seramikler için ortalama 0,25 değerinde kabul edilir (97, 162).

2.6.8. Kırılma Dayanımı (Fracture Strength)

Kırılma dayanımı, kuvvet uygulanan bir cismin kırıldığı andaki gerilim miktarıdır. Gerilim tipine bağlı olarak, çekme dayanımı, basma dayanımı, makaslama dayanımı olarak isimlendirilir (161, 163-165).

2.6.9. Kırılma Sertliği (Fracture Toughness)

Kırılma sertliği bir materyalin çatlak ilerlemesine karşı gösterdiği dirençtir. Var olan çatlağın büyüklüğünden, örneğin şeklinden ve yüzeydeki stres konsantrasyonundan bağımsızdır (166).

2.6.10. Bükülme Dayanımı (Flexural Strength, Modulus of Rupture, Transverse Strength)

Bir kiriş in iki ucu desteklenerek ortasından kuvvet uygulandığı zaman, o kiriş in gösterdiği mukavemettir.

2.6.11. Darbe Dayanımı (Impact Strength)

Ani bir darbe karşısında maddenin kırılmaya karşı gösterdiği mukavemettir (46, 161, 167, 168). Maddeler aşamalı şekilde artan kuvvetlere oranla, eşit fakat ani kuvvetler karşısında daha kırılğan olabilir (97, 160, 169).

2.6.12. Esneklik (Flexibility)

Esneklik, bir materyalin kalıcı deformasyona uğramadan absorbe edebileceği en yüksek enerjidir (41, 161, 164).

2.6.13. Sağlamlık (Toughness)

Sağlamlık bir materyalde kırık oluşumu için gerekli enerji miktarıdır. Gerilim birim şekil değişimi eğrisi altında kalan alanın genişliği materyalin sağlamlığının belirler (35, 145, 148).

2.6.14. Sertlik (Hardness)

Materyalin deformasyona ve kırılmaya karşı direnci olarak tanımlanır (168). Geleneksel olarak Vickers ya da Knoop yöntemiyle ölçülmektedir. Ayrıca Barco, Brinell, Wallace, Rockwell ve Martens yöntemleri de mevcuttur (170).

2.6.15. Yorgunluk Dayanımı (Fatigue strength)

Bir maddenin, kısa süreli küçük ve belirli sıkluslardaki darbelere karşı gösterdiği direnç yorgunluk dayanımı olarak tanımlanır. Bir kez uygulandığında kırılmaya neden olmayan bir yükün tekrarlanarak uygulanması ile materyalin dayanıklılığı azalabilir ve ani kırığa neden olabilir. Buna yorgunluk dayanıklılığı adı verilir. Tekrarlanan yük altında adım adım ilerleyen kırıktır (35, 145, 148).

2.6.16. Dayanım (Strength)

Dayanım kırılma materyallerin performansını etkileyen önemli bir özelliktir. Bir materyalde plastik deformasyon ya da kırık oluşturmak için gereken stres miktarıdır. Dayanım değeri materyalin yüzeyindeki çatlakların, defektlerin ve suyun varlığından etkilenir (171).

2.7. Dental Seramikler İçin Uygulanan Mekanik Testler

Tam seramik restorasyonların kırılma direnci, bu materyallerin klinik uygulamalar için en çok şüphe çeken yanıdır. Zaman alan ve maliyetli bir klinik inceleme başlatma yerine, *in vitro* çalışmalar, materyalin *in vivo* kullanılabilirliği hakkında tahmin yürütmeye yardımcı olacaktır (172, 173).

Bununla birlikte, restorasyonların kompleks geometrisi nedeni ile standart bir kuvvet ölçüm metodu bulunduğunu söylemek zordur. Sıklıkla şekilleri belirli, disk veya bar şeklinde, örneklerden elde edilen kuvvet verileri dental materyallerin yapısal performansları ile ilgili bilgi edinmede sıklıkla kullanılmaktadır (65). Bunlara örnek olarak, uniaksiyel bükülme testleri (3 nokta ve 4 nokta bükülme testleri dahil) ve biaksiyel bükülme testleri verilebilir (171, 174).

Bu basit geometrik şekilli yöntemlerin klinik durumu tam olarak taklit etmediği ortadadır. Dişin anatomik konfigürasyonuna daha yakın, siman faktörünü de içeren seramik örneklerle uygulanacak kırılma testleri, materyalin davranışı hakkında bilgi vermek açısından daha kullanışlı olacaktır (175-177). Test, anatomik konfigürasyondaki örneklerle (kron, köprü, inley vs.) başarısızlık noktasına kadar kuvvet uygulaması esasına dayanır. Bu *in vitro* çalışmaların sonucunda test edilen materyallerden elde edilen verilere dayanarak materyalin performans kapasitesi hakkında bilgi sahibi olunabilir (178). Uygulanan kırılma direnci testleri sonucunda başarısızlık koheziv, adeziv ya da kompleks (koheziv ve adeziv) olarak ortaya çıkmaktadır. Altyapı (kor) ile üstyapı porseleni arasındaki uyumsuzluk (termal uyumsuzluk) söz konusu olduğunda adeziv başarısızlık ön plana çıkmaktadır. Üstyapı porseleni kuvvet uygulayıcı uç civarında genelde tabaka halinde altyapıdan kopmaktadır (179).

3. MATERİYAL VE METOT

Çalışmamızda alt birinci büyük azı dişinin anatomik kron boyu (≈ 8 mm) referans alınarak, poliüretan fantom modeller üzerinde hazırlanan implant üstü kronlar kullanıldı. 96 adet kemik seviyesi implant (BL) analoğu (Straumann, Bone Level, İsviçre) ve dayanak üzerine farklı altyapı-üstyapı kalınlık oranına sahip 72 adet zirkonyum altyapılı ve 24 adet metal altyapılı toplamda 96 adet implant üstü kron hazırlandı.

Çalışmada kullanılan materyal ve üretici firma detayları Tablo 3'te gösterildiği gibidir.

Tablo 3: Çalışmada kullanılan materyal ve üretici firma detayları

Çalışmada kullanılan malzemeler ve teknoloji	Malzemenin Adı	Üretici firma
Titanyum İmplant analogları	ITI Straumann	Basel, Switzerland
Titanyum Standart Dayanaklar	ITI Straumann	Basel, Switzerland
Titanyum Anatomik Dayanaklar	Kera Ti 5-Disc	Eisenbacher, Germany
Zirkonyum Altyapılar	Sagemax	WA, USA
Metal Altyapılar	Kera C Disc	Eisenbacher, Germany
Üstyapı Porseleni	Cerabien Zr, Noritake	Kuraray, Germany
Poliüretan Modeller	Sherapolan 2:1	Shera, Germany
CAD/CAM tasarım programı	Exocad	Darmstadt, Germany
CAD/CAM cihazı	Avamill Chrome	Mydental, Türkiye
Optik tarayıcı	Avascan	Mydental, Türkiye
Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	LEO EVO 40 VP; Leo Electron Microscopy Ltd.	Cambridge, UK

Poliüretan modeller, zirkonyum ve metal altyapılar, anatomik dayanak ve üstyapılar İMC Dental (İzmir) laboratuvarında hazırlandı.

Uygulanan basma testi, SEM ve optik mikroskop incelemeleri İnönü Üniversitesi Merkez Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan ekipmanlar ile gerçekleştirildi.

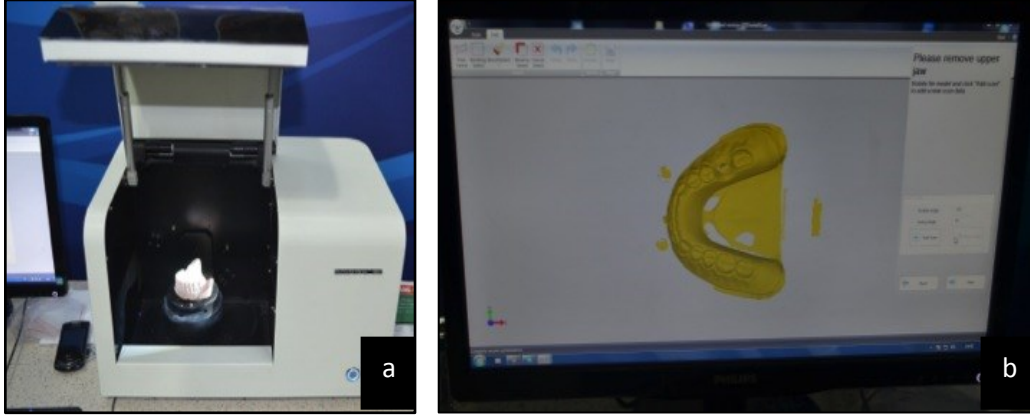
3.1. Çalışma modellerinin elde edilmesi

Anatomik boyutlardaki dişsiz alt ve üst çene öncül alçı modelleri üzerindeki sağ alt birinci molar diş yerinden kaldırılarak mevcut bölgeye dişsiz kret görünümü alacak şekilde mum modelaj yapıldı. İmplant analoğu (ITI Straumann Bone-Level, Basel, Switzerland), sağ alt birinci molar diş bölgesine, meziodistal ve bukkolingual yönde dişsiz kreti ortalayacak şekilde yerleştirildi. Oklüzo-gingival mesafe, alt birinci molar dişin kron boyunu temsil edecek şekilde 8 ± 1 mm olarak, dijital kumpas (Torq 6, Datum Electronics, UK)'la ölçülerek ayarlandı (Resim 1).



Resim 1: Öncül alt çene modeli

Modellerin üzerine sprej (Calidia Scan Sprej, Essen, Germany) sıkılarak, modeller optik tarayıcı ünitesine yerleştirildi (Resim 2a). Tarayıcıda objenin geometrisini edinmede 2 kamera ve 3-eksenli hareket sistemi bulunur. 3-eksenli hareket sistemi ile kolay obje yerleşimi, ölçü taraması ve tam girinti taraması sağlanır. 3-eksen dayanağın yatırılmasını, döndürülmesini ve çevrilmesini sağlayarak her noktadan taranmasını sağlar. Optik yüzey tarayıcı ile alt ve üst çene modellerinin üç boyutlu bilgisayar modeli elde edildi (Resim 2b). Modellerin doğruluğu uygun yazılım (Exocad, Darmstadt, Germany) kullanılarak elektronik ortamda incelendi.



Resim 2: a) Model optik tarayıcı ünitesinde b) Alt modelin 3-boyutlu bilgisayar görüntüsü

CAD (Exocad, Darmstadt, Germany) programına aktarılan dijital model üzerinde mevcut programda tekrarlanan ölçümler yapılarak, oklüzo-gingival mesafenin 8 ± 1 mm olması sağlandı.

İmplant analogunun, meziodistal, bukkolingual ve oklüzo-gingival konumu, yazılım programı ile doğrulanıp tam olarak ayarlandıktan sonra, silikon esaslı dublikasyon materyali (Shera Duosil D, Shera, Germany) kullanılarak, mevcut öncül alçı modellerin, üç adet alt çene ve bir adet üst çene olmak üzere birebir poliüretan modelleri (Sherapolan 2:1 Shera, Germany) hazırlandı (Resim 3).



Resim 3: Poliüretan alt ve üst çene modelleri

Bu çalışmada, dişeti yükseklikleri 1 mm ve çapı 6.5 mm olan, yükseklikleri 4 mm ve 5.5 mm olan iki farklı standart implant dayanakları (ITI Straumann Bone-Level, Basel, Switzerland) ve yüksekliği 6 mm olan anatomik implant dayanağı olmak üzere üç farklı dayanak kullanıldı.

3.2. Çalışma gruplarının belirlenmesi

Grupların belirlenmesinde materyallerin literatürde tavsiye edilen ideal kalınlıkları referans alındı. Literatürde zirkonyum altyapı için minimum kalınlık 0.3 -0.5 mm, üstyapı porseleni için ise oklüzal bölgede 1.5 - 2 mm kabul edilmektedir (134, 135).

Dayanaklar yerleştirildikten sonra kalan oklüzo-gingival mesafe üç şekilde tasarlandı. İlk tasarımda zirkonyum altyapı ideal kalınlıkta, ikinci tasarımda üstyapı porseleni ideal tasarımda hazırlandı, üçüncü tasarımda ise mesafe altyapı ve üstyapı materyali arasında eşit olarak bölündü.

Bu çalışmada; değişen altyapı/üstyapı kalınlığının, altyapı materyali ve dayanak türünün, implant üstü simante kron restorasyonlardaki kırılma dayanımı üzerine etkisinin değerlendirilebilmesi için iki farklı şekilde tasarlanan dört ayrı kontrol grubu kullanıldı. İlk iki kontrol grubu; altyapı ve üstyapı kalınlıklarının etkisinin belirlenen oklüzo-gingival mesafeden bağımsız olarak değerlendirilmesi için, ilgili dayanaklar üzerine ideal altyapı ve üstyapı kalınlıklarında, metal ve zirkonyum olmak üzere iki farklı türde altyapı materyaline sahip kronlar olarak tasarlandı (Grup 4, 5, 9 ve 10).

Benzer şekilde, oklüzo-gingival mesafe ile ilişkili değerlendirmelerde ise; anatomik dayanaklar üzerinde, ideal altyapı ve üstyapı kalınlıklarında, metal ve zirkonyum olmak üzere iki farklı türde altyapı materyaline sahip kronlar, iki farklı kontrol grubu olarak kullanılmak üzere hazırlandı (Grup 11 ve 12). Çalışma gruplarının bütünü Tablo 4'te gösterildiği şekildedir.

Tablo 4: Çalışmada hazırlanan gruplar ve özellikleri

Grup	Dayanak tipi Yükseklik / Çap (mm)	Altyapı Materyal Tipi	N	Altyapı kalınlığı (mm)	Üstyapı kalınlığı (mm)	Altyapı/Üstyapı oranı
Grup 1			8	0.5	3.5	0,14
Grup 2	4.0 / 6.5	Zirkonyum	8	2.5	1.5	1,66
Grup 3			8	2.0	2.0	1
Grup 4	Kontrol	Metal	8	0.5	1.5	1,33
Grup 5		Zirkonyum	8	0.5	1.5	1,33
Grup 6			8	0.5	2.0	0,25
Grup 7	5.5/ 6.5	Zirkonyum	8	1.0	1.5	0,66
Grup 8			8	1.2	1.2	1
Grup 9	Kontrol	Metal	8	0.5	1.5	1,33
Grup 10		Zirkonyum	8	0.5	1.5	1,33
Grup 11	6.0 / 6.5	Metal	8	0.5	1.5	1,33
Grup 12	Genel Kontrol Anatomik dayanak	Zirkonyum	8	0.5	1.5	1,33

3.3. Anatomik (Kişisel) Dayanağın Hazırlanması

Bu çalışmada kullanılan anatomik titanyum dayanaklar standart diş eti yüksekliği 1 mm ve uzunluğu 6 mm olacak şekilde CAD programı (Exocad) ile tasarlandı.

CAM ünitesinde titanyum bloklar (Kera Ti-5 Disc, Germany) kullanıldı. Bilgisayarda tasarımı yapılan implant dayanağının formu, metal blokların çeşitli eksenlerde hareket edebilen kesici uçlar sayesinde şekillendirilmesiyle oluşturuldu. Freze işleminde Avamill Chrome (İzmir, Türkiye) cihazı kullanıldı (Resim 4). Freze işlemine tutulan metal blok içerisindeki numuneler işlem sonunda tutucu parçalardan kesilerek ayrıldı, daha sonra numunelerin kenarlarındaki çapaklar düzeltildi. Anatomik dayanağın oturumu ve uyumu implant analogu üzerinde kontrol edildi (Resim 5).



Resim 4: CAD/CAM cihazı Avamill Chrome



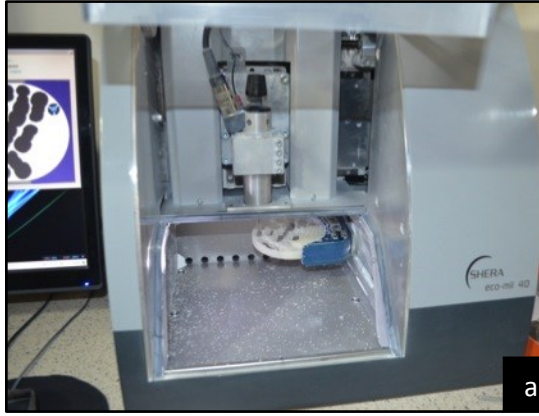
Resim 5: Anatomik dayanağın model üzerinde görüntüsü

3.4. Zirkonyum Altyapıların Hazırlanması

Bu çalışmada kullanılan altyapılar CAD/CAM yöntemi kullanılarak üretildi. CAD/CAM sistemleri; bilgisayarlı yüzey taraması (Computer surface digitization- SD), tasarım (CAD), üretim (CAM) olmak üzere üç fonksiyonel unsur içerir.

Zirkonyum altyapılar hazırlanmadan, oklüzal mesafeyi ayarlamak için ön hazırlık yapmak amacıyla, Shera Eco-mil 40 (Shera, Germany) cihazı ile önce PMMA esaslı akrilik rezin bloktan altyapı hazırlandı (Resim 6a).

Zirkonyum altyapılar yarı sinterlenmiş (pre-sinterize) (Y-TZP) yitrium ile stabilize edilmiş zirkonyum bloklardan elde edildi (Resim 6b).



**Resim 6: a) PMMA esaslı akrilik rezin bloğun cihaza yerleştirilmiş görüntüsü
b)“Sagemax NexxZr S: Highest Strength Zirconia” Blok**

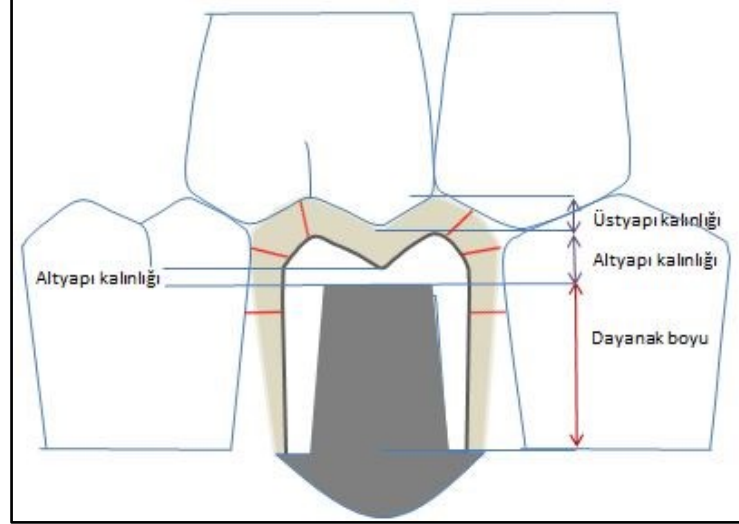
Kullanılan zirkonyum blokların kimyasal içeriği ve fiziksel özellikleri Tablo 5’te sunulmaktadır.

Tablo 5: Zirkonyum Blok (Sagemax NexxZr S: Highest Strength Zirconia) İçeriği

Özellik	Birim	NexxZr Değeri	ISO Gerekliliği
Kitle Yoğunluğu	g/cm ³	6.085 ~6.095	≥ 6.00 (ISO 13356:2008)
Kimyasal içerik:			
ZrO₂ + HfO₂ + Y₂O₃		> 99.5	> 99
ZrO₂	% içeriği	91.6	N/A
Y₂O₃		5	4.5 to 6
HfO₂		3	≤ 5
Al₂O₃		< 0.3	< 0.5
Diğer oksitler		< 0.2	< 0.5
Biaksial Eğilme Dayanımı	Mpa	1,550 ± 50	≥ 500
Kırılma Tokluğu:	Mpa M ^{1/2}	10	No ISO
Radyoaktivite:	Bq/g	0.1	0.2 (ISO 13356:2008)
Son Sinterleme Sertliği:	HV10	1,200~1,300	No ISO
Sinterleme Öncesi Boşluk Sertliği:	HV10	65~80	No ISO
Translüsensi:	1-CR% (1.0mm)	> 30	No ISO

Zirkonyum altyapılar dayanaklar üzerine Exocad CAD/CAM tasarım programı (Darmstadt, Germany) kullanılarak tasarlandı. Dayanaklar üzerindeki altyapılar tasarlanırken, öncelikle üstyapı porselen kalınlığının mezial, distal ve oklüzal kontak

noktalarından eşit mesafede olması sağlandı. Böylece geri kalan boşluk üniform bir şekilde altyapı materyali için hazırlandı. Grupların tabloda verilen değerleri altyapının oklüzal bölgede en ince yeri olacak şekilde, anatomik kron yapısına uygun bir şekilde tasarlandı (Resim 7).



Resim 7: Restorasyon tasarımının temsili şablonu

3.5. Zirkonyum Altyapıların Sinterlenmesi

Yarı sinterize Y-TZP restorasyonlar, nihai sinterlemede % 20-25 oranında büzülmeye uğrayacağı için, restorasyonlar bu oran göz önünde bulundurularak üretildi.

Numuneler kenarlarındaki çapakların düzeltilmesinden sonra sinterleme fırınında, 1550 °C’de 12 saat süreyle üretici firma önerisi doğrultusunda sinterlendi. Sinterleme süresince numunelerin 1150 °C’ye çıkması 4 saat sürdü, numuneler 3 saat 1550 °C’de stabil kaldı ve geri kalan 5 saat süresince de serbest soğumaya maruz bırakıldı.

Her bir zirkonyum altyapı tek bir araştırmacı tarafından çalışma için uygunluk açısından kumpas ve göz ile değerlendirildi, yapısında çatlak vb. başarısızlıkları barındıran ve dayanak ile uyumu uygun olmayan numuneler çalışmadan çıkarılarak yeniden üretildi. Numunelerin oklüzal kalınlıkları da yine kumpas ile tek tek incelenerek kontrol edildi.

Bilgisayarda tasarımı yapılan zirkonyum altyapıların formu, seramik blokların, çeşitli eksenlerde hareket edebilen kesici uçlar sayesinde şekillendirilmesiyle

oluşturuldu. Freze işlemine tutulan zirkon blok içerisindeki numuneler işlem sonunda tutucu parçalardan kesilerek ayrıldı (Resim 8), çalışmada kullanılacak zirkonyum altyapılar hazırlandı (Resim 9 - 20).



Resim 8: Zirkonyum altyapılardan bir grup



Resim 9: 4 mm uzunluğundaki 6.5 mm çapındaki standart dayanak



Resim 10: Grup 1 Zirkonyum altyapı tasarımı



Resim 11: Grup 2 Zirkonyum altyapı



Resim 12: Grup 3 Zirkonyum altyapı



Resim 13: Grup 5 Zirkonyum altyapı



Resim 14: 5 mm uzunluğundaki 6.5 mm çapındaki standart dayanak



Resim 15: Grup 6 Zirkonyum altyapı



Resim 16: Grup 7 Zirkonyum altyapı



Resim 17: Grup 8 Zirkonyum altyapı



Resim 18: Grup 10 Zirkonyum altyapı



Resim 19: 6 mm uzunluğundaki anatomik dayanak



Resim 20: Grup 12 Zirkonyum altyapı

3.6. Metal Altyapıların Hazırlanması

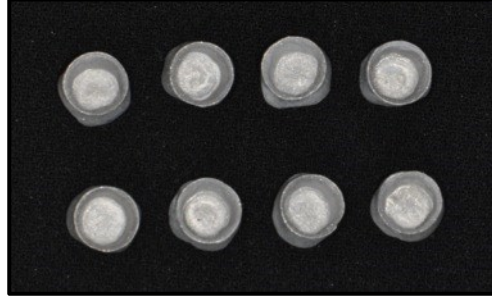
CAD ile tasarımı yapılmış olan grupların metal altyapılı olan grupları Cr-Co bloklar (Kera C Disk (Nikelsiz), Germany)’dan üretildi (Resim 21).



Resim 21: Kera C Disc, Germany

Metal altyapıların hazırlanmasında Exocad CAD/CAM tasarım programı (Darmstadt, Germany) kullanıldı. Metal altyapılar, zirkonyum altyapılar ile aynı şekilde, anatomik yapıya uygun olarak tasarlandı.

Bilgisayarda tasarımı yapılan metal altyapıların formu, seramik blokların, çeşitli eksenlerde hareket edebilen kesici uçlar sayesinde şekillendirilmesiyle oluşturuldu. Freze işlemine tutulan metal blok içerisindeki numuneler işlem sonunda tutucu parçalardan kesilerek ayrıldı, daha sonra numunelerin kenarlarındaki çapaklar düzeltildi, metal altyapıların oturumu ve uyumu implant dayanakları üzerinde kontrol edildi (Resim 22 - 25).



Resim 22: Metal altyapılardan bir grup



Resim 23: Grup 4 Metal altyapı



Resim 24: Grup 9 Metal altyapı



Resim 25: Grup 11 Metal altyapı

3.7. Silikon Anahtarın Hazırlanması

Üstyapıların standardizasyonunun sağlanabilmesi için altyapılardan birinin üzerine mum ile uygun bir kron modelajı yapıldı (Resim 26); alt ve üst çene modellerinde oklüzyon uygunluğu kontrol edildi.



Resim 26: Mum modelaj

Hazırlanan bu modelajın üzerinden silikon ölçü maddesi (Zetaplus Putty, Zetamack, Italy) kullanılarak silikon bir kalıp hazırlandı (Resim 27).



Resim 27: Hazırlanan silikon kalıp

3.8. Porselen Üstyapıların Hazırlanması

Üstyapı porseleni, üstyapıların standardizasyonunu sağlayabilmek amacıyla hazırlanan silikon kalıp kullanılarak, tecrübeli tek bir teknisyen tarafından uygulandı.

Üstyapının hazırlanmasında tabakalama yöntemi ile uygulanan A2 renk üstyapı porseleni (Noritake Cerabien Zr, Kuraray, Germany) kullanıldı (Resim 28a). Porselen fırını (Kerasmart 200, Talladium, UK)'nda pişirildi (Resim 28b).



Resim 28: a) Porselen tozu (Noritake Cerabien Zr, Kuraray, Germany)

b) Porselen fırını (Kerasmart 200, Talladium, UK)

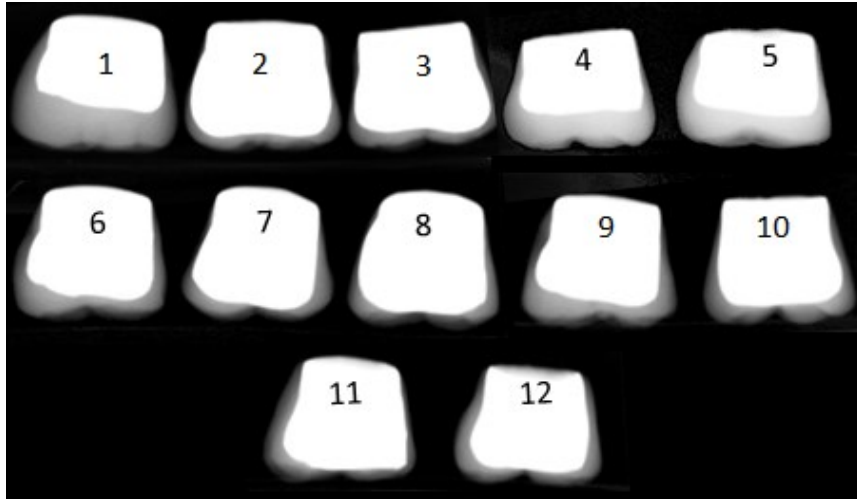
Hazırlanan kronlar ilgili dayanaklara yerleştirilerek uygunluk açısından kontrol edildi, kronlar son olarak glaze işlemine tabii tutuldu. Hazırlanan veneer kronlar bir protez uzmanı tarafından değerlendirilerek uygunluk açısından kontrol edildi (Resim 29 - 30). Basma deneyi öncesi tüm gruplardan rastgele seçilen birer numunenin radyografik görüntüsü alındı (Resim 31).



Resim 29: Üstyapı porselen tamamlanmış bir grup veneer kron



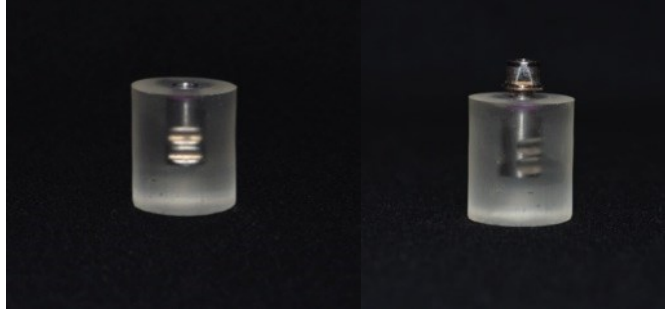
Resim 30: Veneer kronun son halinin vestibül ve oklüzal yüz ile kapanış modeli üzerindeki görünümü



Resim 31: Kırma testi öncesi tüm gruplardan rastgele seçilen birer numunenin radyografik görüntüsü

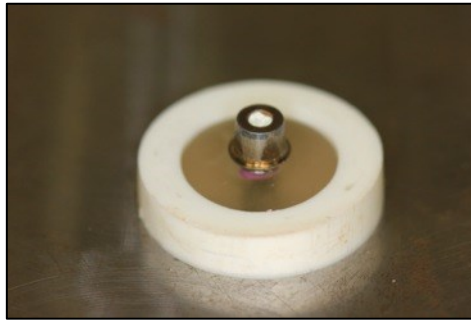
3.9. Basma Deneyi

Veneer kron restorasyonlar tamamlandıktan sonra implant analogları self-cure polimetil metakrilat şeffaf akrilik rezin blokların içine gömüldü (Resim 32).

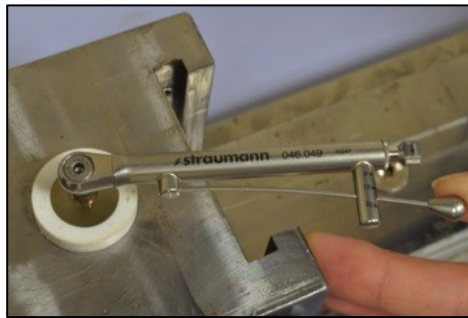


Resim 32: Ortodontik şeffaf akril içine gömülü analog ve analoğa sabitlenmiş 4 mm uzunluğunda 6.5 mm çapındaki standart dayanak

Anologlar ile birleştirilen dayanaklar üretici firmanın tavsiyesine uygun olarak 35 N'luk kuvvet ile torklandı (Resim 33).



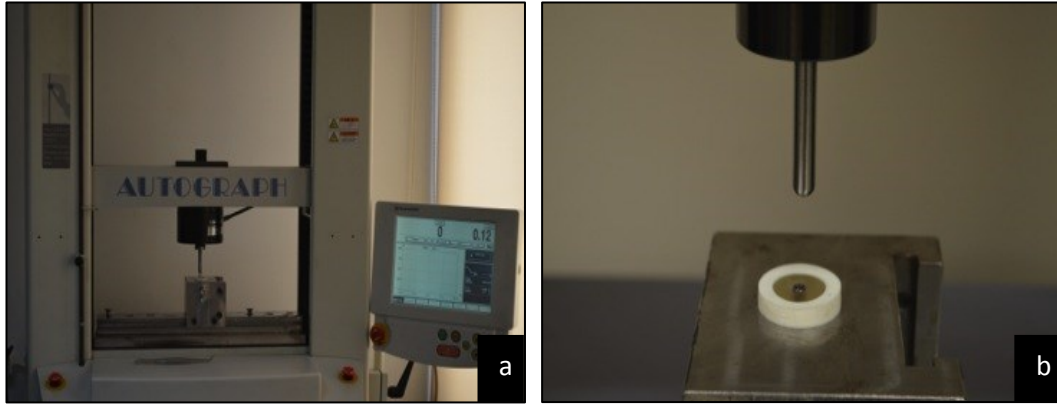
Resim 33: Dayanağın vida deliği teflon bant ile kapatıldı



Resim 34: Dayanaklar 35 N'luk kuvvet ile torklandı

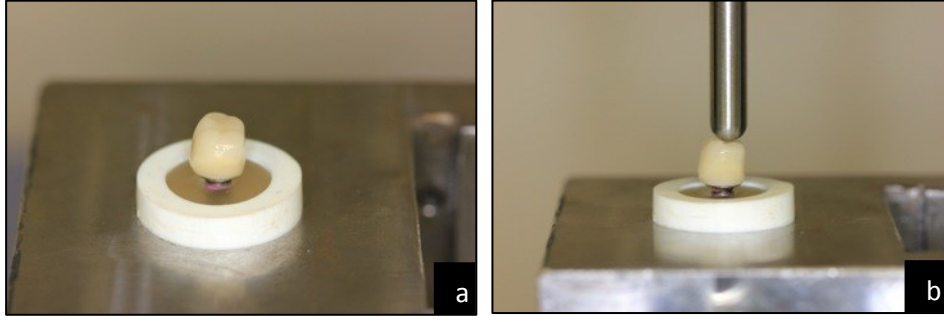
Simantasyon işlemi öncesi dayanakların vida deliğinin içine teflon bant (0.2 mm kalınlığında, Angst&Pfister, Zurich, Switzerland) yerleştirildi (Resim 34). Numuneler ojenolsüz geçici siman ile 5 dk süre ile uygulanan parmak basıncı altında simante edildi. Simanın taşan fazla kısımları bir sond yardımı ile uzaklaştırıldı.

Deney universal test cihazı (Trapezium X Software, Shimadzu, Japan) kullanılarak gerçekleştirildi. Basma deneyinin gerçekleştirilmesi amacıyla numuneler, kuvvet uygulanması esnasında dik açıda sabit kalması için tasarlanan tablaya yerleştirildi ve bu tabla, makinanın alt parçasına sabitlendi. Başlık hızı 0.5 mm/dakika olarak ayarlandı. Kuvvet uygulanması için ucunda 6 mm çapında yarım küre bulunan bir kuvvet uygulayıcı piston tasarlandı ve cihazın hareketli üst parçasına yerleştirilerek sabitlendi (Resim 35a-b).

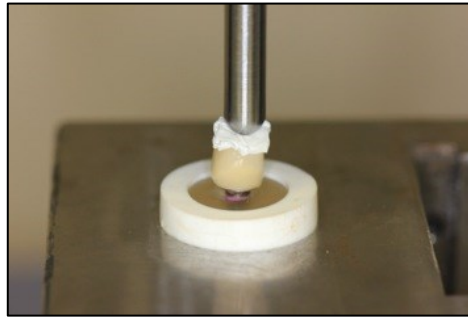


Resim 35: a) Shimadzu Universal Test Cihazı, b) 6 mm çapında hazırlanan basma ucu

Numunelere, oklüzal yüzeylerindeki merkezi sulkusunun tam orta noktasından; gözle görülebilen bir çatlak veya ses ile tespit edilecek bir kırılma veya chipping oluşuncaya kadar sürekli artan bir şekilde piston ile kuvvet uygulandı (Resim 36a-b). Uygulanan kuvvetin kronun oklüzal yüzeyine homojen bir dağılım gösterebilmesi ve bir stres kırıcı rol üstlenebilmesi için numunelerin oklüzal yüzeyi ile kuvvetin uygulanacağı piston ucun arasına teflon bant (0.2 mm kalınlığında, Angst&Pfister, Zurich, Switzerland) yerleştirildi (Resim 37). Elde edilen veriler Newton (N) cinsinden, cihazın kendi yazılımına kaydedildi.



Resim 36: a) Simante edilen numunelerden biri, b) Kuvvetin uygulayacağı piston uç



Resim 37: Yerleştirilen teflon bant

3.10. Optik Mikroskop ve Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemesi

Çalışmanın SEM analizleri İnönü Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarında bulunan optik mikroskop (Olympus SZH, Tokyo, Japan) ve taramalı elektron mikroskobu (SEM, LEO EVO 40 VP; Leo Electron Microscopy Ltd., Cambridge, UK) ile yapılmıştır. SEM analizi öncesi örnekler kurutulup alüminyum blok üzerine yapıştırıcı bir bant yardımıyla sabitlenmiştir. Bir püskürtme cihazı yardımıyla örneklerin yüzeyi 200 Å kalınlığında gümüş paladyum ile kaplanmış ve farklı büyütmelerde yüzey görüntüleri alınarak kırık yüzeyler incelenmiştir.

3.11. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için istatistik programı (IBM SPSS Statistics for Windows, Version 22.0 Armonk, NY: IBM Corp.) kullanıldı. Çalışmada nicel verilere ilişkin verilerin tanımlanmasında Ortalama

(Ort) $\pm$ Standart Sapma (SS) ve Ortanca (Min-Max) kullanıldı. Değişkenlere ilişkin nicel verilerin gruplar arası karşılaştırılmasında Kruskal-Wallis Varyans analizi, ikili karşılaştırmalar ise Conover ve Mann Whitney U testi ile yapıldı. $p < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1. Numunelerin Kırılma Dayanımının Belirlenmesi

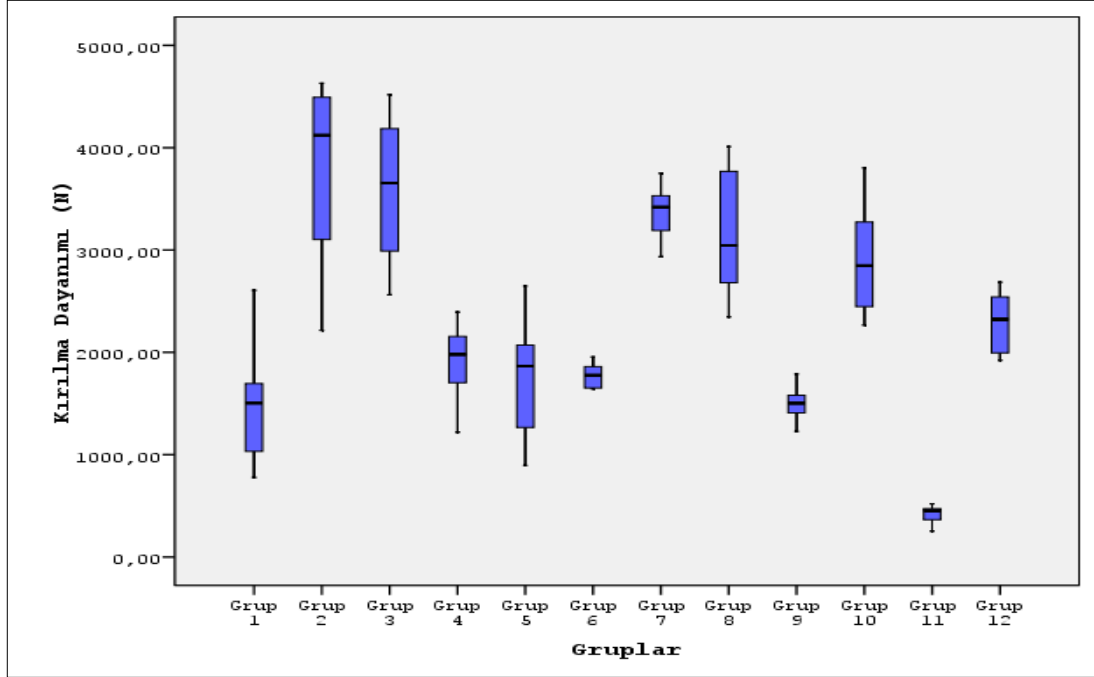
Çalışma birbirinden bağımsız 12 grubu oluşturan, toplam 96 adet zirkonyum ve metal altyapılı implant üstü kron ile yapılmıştır. Gruplara göre kırılma dayanımı verileri Tablo 6’da gösterildiği gibidir.

Tablo 6: Gruplara Göre Kırılma Dayanımı Değerlendirmesi

	Altyapı türü	Alt/Üstyapı kalınlığı (mm)	Kırılma Dayanımı (N: Newton)			
			Ort. $\pm$ SS	Ortanca	Min	Max
Grup 1	Z	0.5/3.5	1480,80 $\pm$ 578,96	1504,69	776,88	2606,25
Grup 2	Z	2.5/1.5	3784,92 $\pm$ 894,89	4121,92	2214,53	4630,38
Grup 3	Z	2.0/2.0	3592,64 $\pm$ 722,61	3653,75	2562,97	4517,66
Grup 4	M	0.5/1.5	1911,17 $\pm$ 370,08	1979,38	1219,22	2393,59
Grup 5	Z	0.5/1.5	1743,54 $\pm$ 573,09	1865,4	895,16	2646,56
Grup 6	Z	0.5/2.0	1771,78 $\pm$ 123,42	1776,1	1643,13	1954,69
Grup 7	Z	1.0/1.5	3370,94 $\pm$ 272,24	3419,61	2935,78	3749,53
Grup 8	Z	1.2/1.2	3168,56 $\pm$ 624,07	3045,32	2346,25	4010,94
Grup 9	M	0.5/1.5	1499,71 $\pm$ 165,97	1502,19	1227,50	1787,81
Grup 10	Z	0.5/1.5	2900,67 $\pm$ 531,37	2848,28	2266,72	3801,56
Grup 11	M	0.5/1.5	418,67 $\pm$ 89,79	452,33	252,66	518,13
Grup 12	Z	0.5/1.5	2290,73 $\pm$ 294,32	2322,7	1922,34	2685,47
P	0,001**		Z: Zirkonyum M: Metal			
Kruskall-Wallis test kullanıldı			**p<0.01			

Sonuçlara genel olarak bakıldığında, Grup 2, Grup 3, Grup 7, Grup 8 ve Grup 10’un kırılma dayanımlarının 2900,67 N ile 3784,92 N arasında değiştiği ve bu değerlerin diğer gruplardan istatistiksel olarak daha yüksek olduğu görülmektedir (Grafik 1). Grup 2, Grup 3, Grup 7 ve Grup 8 aynı oklüzo-gingival kron boyuna sahip

restorasyonlardan oluşmaktadır. Dayanak türünden bağımsız olarak zirkonyum altyapı kalınlığının 1 mm veya daha kalın hazırlanması, üstyapı kalınlığının da 2 mm'den az hazırlanması kırılma dayanımını önemli ölçüde artırmaktadır ($p < 0.01$).



Grafik 1: Gruplara göre kırılma dayanımı değerleri

Kruskall-Wallis test sonuçlarına göre kırılma dayanımı açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını saptamak amacıyla Mann Whitney U testi uygulandı. İkili grup karşılaştırmalarına ait sonuçlar Tablo 7’de gösterildiği gibidir.

Grup 1, Grup 4, Grup 5, Grup 6 ve Grup 9 benzer kırılma dayanımına sahiptir. Bu grupların kırılma dayanımları 1480,80 N ile 1911,17 N arasında değişmektedir.

Grup 11 ($418,67 \pm 89,79$ N) diğer tüm gruplardan daha düşük kırılma dayanımı değerine sahiptir ($p: 0.001$). Grup 12’nin kırılma dayanımı Grup 1, Grup 5, Grup 6 ve Grup 11 anlamlı şekilde yüksek iken Grup 2, Grup 3, Grup 7, Grup 8 ve Grup 10’dan daha düşüktür ($p < 0.05$). Grup 12 ($2290,73 \pm 294,32$ N) ile Grup 4’ten ($1911,17 \pm 370,08$ N) benzer kırılma dayanımına sahiptir ($p > 0.05$).

Tablo 7: Kırılma Dayanım Değerlerine Ait Post-Hoc Karşılaştırmaları

p			p			p		
Grup 1	Grup 2	0,001**	Grup 4	Grup 5	0,600	Grup 9	Grup 10	0,001**
	Grup 3	0,001**		Grup 6	0,248		Grup 11	0,001**
	Grup 4	0,074		Grup 7	0,001**		Grup 12	0,001**
	Grup 5	0,248		Grup 8	0,001**	Grup 10	Grup 11	0,001**
	Grup 6	0,059		Grup 9	0,021*		Grup 12	0,027*
	Grup 7	0,001**		Grup 10	0,002**	Grup 11	Grup 12	0,001**
	Grup 8	0,002**		Grup 11	0,001**			
	Grup 9	1,000		Grup 12	0,059			
	Grup 10	0,002**	Grup 5	Grup 6	0,834			
	Grup 11	0,001**		Grup 7	0,001**			
	Grup 12	0,006*		Grup 8	0,002**			
Grup 2	Grup 3	0,674		Grup 9	0,294			
	Grup 4	0,001**		Grup 10	0,002**			
	Grup 5	0,001**		Grup 11	0,001**			
	Grup 6	0,001**		Grup 12	0,036*			
	Grup 7	0,248	Grup 6	Grup 7	0,001**			
	Grup 8	0,115		Grup 8	0,001**			
	Grup 9	0,001**		Grup 9	0,003**			
	Grup 10	0,074		Grup 10	0,001**			
	Grup 11	0,001**		Grup 11	0,001**			
	Grup 12	0,005**		Grup 12	0,001**			
Grup 3	Grup 4	0,001**	Grup 7	Grup 8	0,462			
	Grup 5	0,001**		Grup 9	0,001**			
	Grup 6	0,001**		Grup 10	0,036			
	Grup 7	0,462		Grup 11	0,001**			
	Grup 8	0,248		Grup 12	0,001**			
	Grup 9	0,001**	Grup 8	Grup 9	0,001**			
	Grup 10	0,059		Grup 10	0,401			
	Grup 11	0,001**		Grup 11	0,001**			
	Grup 12	0,002**		Grup 12	0,006**			
Mann-Whitney U test kullanıldı			* $p < 0.05$			** $p < 0.01$		

4.1.1. Kısa hazır dayanaklı gruplara ait kırılma dayanımı sonuçları

Kısa dayanağın kullanıldığı gruplar ile anatomik dayanağın kullanıldığı tasarımların kırılma dayanımları arasında farklılıklar mevcuttur ($p < 0.01$) (Tablo 8). Kısa dayanaklar ile kişisel dayanaklar üzerinde aynı oklüzo-gingival kron boyuna sahip zirkonyum ve metal altyapılı restorasyonlar arasında, altyapının 0,5 mm'den kalın hazırlandığı Grup 2'de (2,5 mm) ve Grup 3'te (2 mm) en yüksek kırılma dayanımı elde

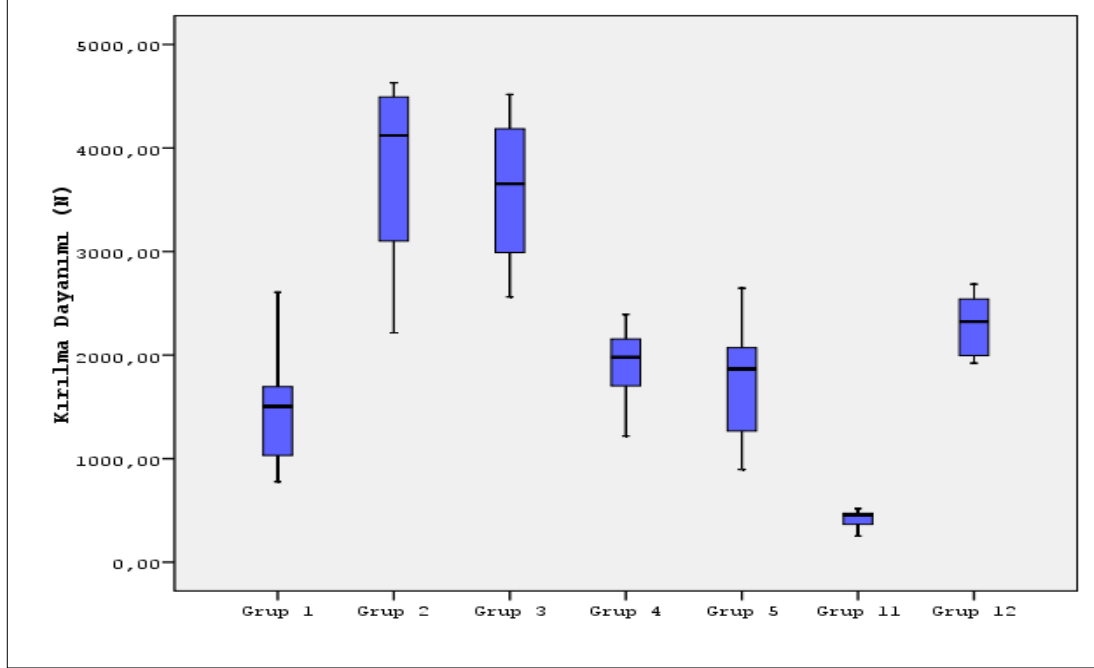
edilmiştir ($p < 0.05$) (Grafik 2). Ancak bu iki grup arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p > 0.05$). Benzer kırılma dayanımına sahip bu iki tasarımda da altyapı/üstyapı kalınlık oranı 1 veya 1'den daha büyüktür. Anatomik dayanağın kullanıldığı, ideal altyapı ve üstyapı kalınlığına göre tasarlanan gruplardan metal altyapılı Grup 11 ise en düşük kırılma dayanımına ($418,67 \pm 89,79$ N) sahiptir ($p < 0.01$).

Tablo 8: Kısa Dayanaklar Üzerine Hazırlanan Restorasyonlara Ait Kırılma Dayanımları

	Altyapı türü	Alt/Üstyapı kalınlığı (mm)	Kırılma Dayanımı (N)	
			Ort. ± SS*	Ortanca
Grup 1	Z	0.5/3.5	1480,80 ± 578,96 ^a	1504,69
Grup 2	Z	2.5/1.5	3784,92 ± 894,89 ^c	4121,92
Grup 3	Z	2.0/2.0	3592,64 ± 722,61 ^c	3653,75
Grup 4	M	0.5/1.5	1911,17 ± 370,08 ^{a, d}	1979,38
Grup 5	Z	0.5/1.5	1743,54 ± 573,09 ^a	1865,4
Grup 11	M	0.5/1.5	418,67 ± 89,79 ^b	452,33
Grup 12	Z	0.5/1.5	2290,73 ± 294,32 ^d	2322,7
p	0,001**	Z: Zirkonyum M: Metal		
Kruskall-Wallis test kullanıldı			**p<0.01	
*aynı üst karakter harfler benzer kırılma dayanımlarını ifade etmektedir.				

Grup 4, Grup 5, Grup 11 ve Grup 12, farklı dayanaklar üzerinde hazırlanmış aynı altyapı ve üstyapı kalınlığına sahip restorasyonlardır. Kişisel dayanaklar üzerine yapılmış zirkonyum altyapılı restorasyonlar (Grup 12) ile hazır dayanaklar üzerine yapılmış metal altyapılı restorasyonlar (Grup 4), bu gruplar içerisinde en yüksek kırılma dayanımına sahipken, kişisel dayanaklar üzerine yapılmış metal altyapılı restorasyonlar (Grup 11) ise $418,67 \pm 89,79$ N ile en düşük kırılma dayanımına sahiptir ($p < 0.01$). Kısa dayanaklar üzerine hazırlanan restorasyonlarda, altyapı materyalinin değişmesi kırılma dayanımını etkilemezken, kişisel dayanaklarda zirkonyum altyapılı

restorasyonların (Grup 12) metal altyapılı olanlara (Grup 11) göre daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğu görülmüştür.



Grafik 2: Kısa dayanaklı gruplarda kırılma dayanımı değerleri

Kısa dayanak üzerinde altyapı kalınlığının standart olarak 0,5 mm hazırlandığı Grup 1, benzer şekilde 0,5 mm altyapı kalınlığındaki metal (Grup 4) ve zirkonyum (Grup 5) kontrol grupları ile benzer kırılma dayanımına sahiptir. Bu üç grup restorasyonun tasarımında farklılık gösteren unsurlar, üstyapının kalınlığı ve kullanılan materyalin türüdür. Grup 1’de 3,5 mm olan üstyapı kalınlığının Grup 5’te 1,5 mm’ye değişmiş olması, zirkonyum altyapılı kronların kırılma dayanımını istatistiksel olarak etkilememiştir. Grup 4 ve Grup 5’te aynı tasarım parametrelerine sahip metal ve zirkonyum altyapılı kronların da kırılma dayanımları farklı değildir ($p > 0.05$).

4.1.2. Uzun hazır dayanaklı gruplara ait kırılma dayanımı sonuçları

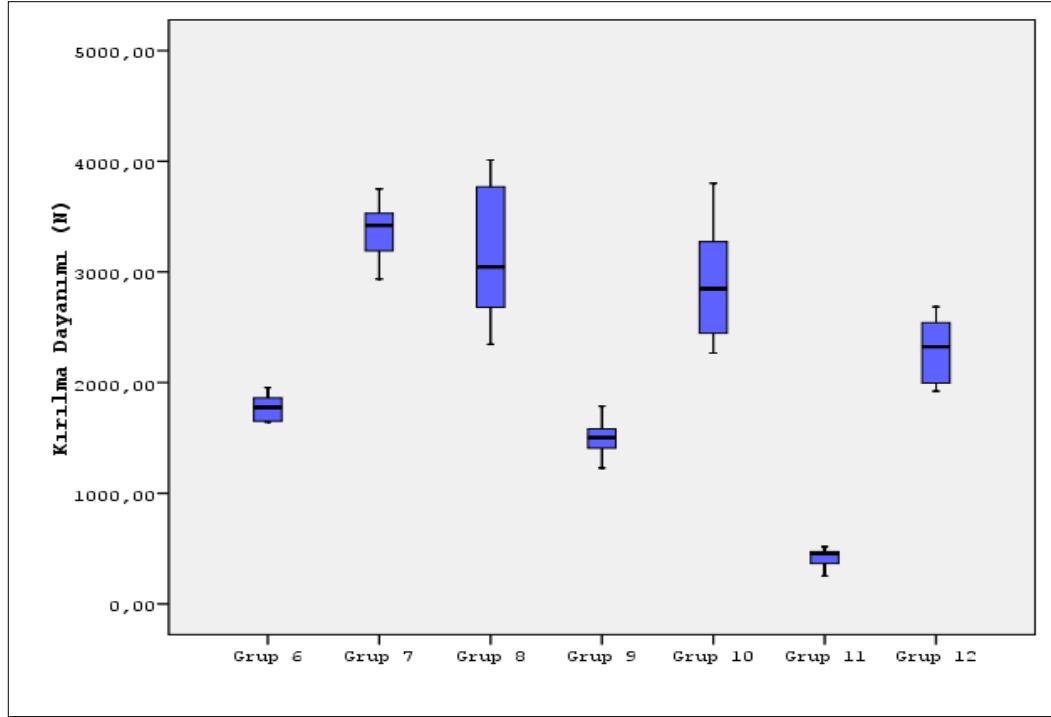
Uzun dayanağın kullanıldığı gruplar ile anatomik dayanağın kullanıldığı tasarımlar arasında yapılan karşılaştırmalarda, kırılma dayanımları arasında istatistiksel olarak farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$) (Tablo 9). Grup 7, Grup 8 ve Grup 10 kırılma dayanımı birbirine benzerdir ve bu değerler diğer gruplara göre daha yüksektir ($p < 0.05$) (Tablo 9). Kişisel dayanağın kullanıldığı, ideal altyapı ve üstyapı kalınlığına göre tasarlanan metal altyapılı Grup 11 en düşük kırılma dayanımına ($418, 67 \pm 89,79$ N) sahiptir ($p < 0.01$) (Grafik 3).

Tablo 9: Uzun Dayanaklar Üzerine Hazırlanan Restorasyonlara Ait Kırılma Dayanımları

			Kırılma Dayanımı (N)	
	Altyapı türü	Alt/Üstyapı kalınlığı (mm)	Ort. ± SS*	Ortanca
Grup 6	Z	0.5/2.0	1771,78 ± 123,42 ^a	1776,1
Grup 7	Z	1.0/1.5	3370,94 ± 272,24 ^b	3419,61
Grup 8	Z	1.2/1.2	3168,56 ± 624,07 ^b	3045,32
Grup 9	M	0.5/1.5	1499,71 ± 165,97 ^c	1502,19
Grup 10	Z	0.5/1.5	2900,67 ± 531,37 ^b	2848,28
Grup 11	M	0.5/1.5	418,67 ± 89,79 ^d	452,33
Grup 12	Z	0.5/1.5	2290,73 ± 294,32 ^c	2322,7
p	0,001**	Z: Zirkonyum M: Metal		
Kruskall-Wallis test kullanıldı			**p < 0.01	
*aynı üst karakter harfler benzer kırılma dayanımlarını ifade etmektedir.				

Uzun dayanaklar üzerine hazırlanmış Grup 9, Grup 10 ile kişisel dayanaklar üzerine hazırlanmış olan Grup 11 ve Grup 12 aynı altyapı ve üstyapı kalınlığına sahiptir. Ancak, uzun dayanaklar üzerinde hazırlanan zirkonyum ve metal altyapılı restorasyonlar, kişisel dayanaklar üzerine hazırlananlara göre daha yüksek kırılma dayanımına sahiptir ($p < 0.05$). Bununla birlikte, her iki dayanak üzerine hazırlanmış

olan zirkonyum altyapılı restorasyonlar (Grup 10 ve Grup 12) da metal altyapılı olanlara (Grup 9 ve Grup 11) göre daha yüksek kırılma dayanımına sahiptir ($p < 0.01$) (Tablo 9).



Grafik 3: Uzun Dayanak Kullanılan Gruplara Ait Kırılma Dayanımı Değerleri

Uzun dayanak üzerinde aynı oklüzö-gingival kron boyuna sahip ancak altyapı ve üstyapı kalınlıkları değiştirilerek hazırlanan üç farklı tasarımdan altyapı kalınlığı 1 mm (Grup 7), 1,2 mm (Grup 8) olan örnekler daha yüksek kırılma dayanımına sahiptir ($p < 0.01$). Grup 7 ve Grup 10 arasında tek değişken altyapı kalınlığıdır. Altyapı kalınlığının 0,5 mm'den 1 mm veya daha üstüne çıkarılması, kırılma dayanımını artırmıştır ($p > 0.05$) (Tablo 9). Grup 6 ile Grup 10 arasındaki tek tasarım farklılığı, üstyapı porseleninin kalınlığıdır. Üstyapı porselen kalınlığının 1,5 mm'den 2 mm'ye çıkarılması, kırılma dayanımını önemli oranda düşürmüştür ($p < 0.01$) (Tablo 9).

4.1.3. Dayanak ve altyapı türünün kırılma dayanımına etkisi

Grup 4, Grup 5, Grup 9, Grup 10, Grup 11 ve Grup 12 farklı dayanaklar üzerinde aynı altyapı ve üstyapı kalınlıklarına sahip zirkonyum ve metal altyapılı

restorasyonlardan oluşmaktadır. Kullanılan dayanak türü hem metal hem de zirkonyum altyapılı restorasyonların kırılma dayanımını etkilemektedir ($p < 0.05$) (Tablo 10).

Zirkonyum grupları içerisinde, kısa dayanaklar üzerine hazırlanan Grup 5 restorasyonlar en düşük kırılma dayanımına ($1743,54 \pm 573,09$ N) sahip iken uzun dayanaklar üzerine hazırlanan Grup 10, tüm gruplar içinde en yüksek kırılma dayanımına ($2900,67 \pm 531,37$ N) sahiptir ($p < 0.05$). Metal altyapılı restorasyonlarda ise dayanak boyu yükseldikçe kırılma dayanımı azalmaktadır ($p < 0.05$). Kişisel dayanaklar üzerine hazırlanan metal altyapılı restorasyonlar (Grup 11), tüm gruplar içinde en düşük kırılma dayanımına ($418,67 \pm 89,79$ N) sahiptir.

Tablo 10: Gruplara Göre Kırılma Dayanımı Değerlendirmesi

	Altyapı türü	Alt/Üstyapı kalınlığı (mm)	Kırılma Dayanımı (N: Newton)	
			Ort. $\pm$ SS	Ortanca
Grup 4	M	0.5/1.5	$1911,17 \pm 370,08$	1979,38
Grup 5	Z	0.5/1.5	$1743,54 \pm 573,09$	1865,4
Grup 9	M	0.5/1.5	$1499,71 \pm 165,97$	1502,19
Grup 10	Z	0.5/1.5	$2900,67 \pm 531,37$	2848,28
Grup 11	M	0.5/1.5	$418,67 \pm 89,79$	452,33
Grup 12	Z	0.5/1.5	$2290,73 \pm 294,32$	2322,7
P	0,001**	Z: Zirkonyum M: Metal		
<i>Kruskall-Wallis test kullanıldı</i>		<i>**$p < 0.01$</i>		

Kısa dayanaklar üzerine hazırlanan metal ve zirkonyum altyapılı restorasyonlar (Grup 4 ve Grup 5), benzer kırılma dayanımına sahiptir ($p > 0.05$). Ancak, uzun ve/veya kişisel dayanaklar üzerine hazırlanan zirkonyum restorasyonlar (Grup 10, Grup 12), metal altyapılı olanlara (Grup 9, Grup 11) göre daha yüksek kırılma direnci göstermiştir ($p < 0.01$).

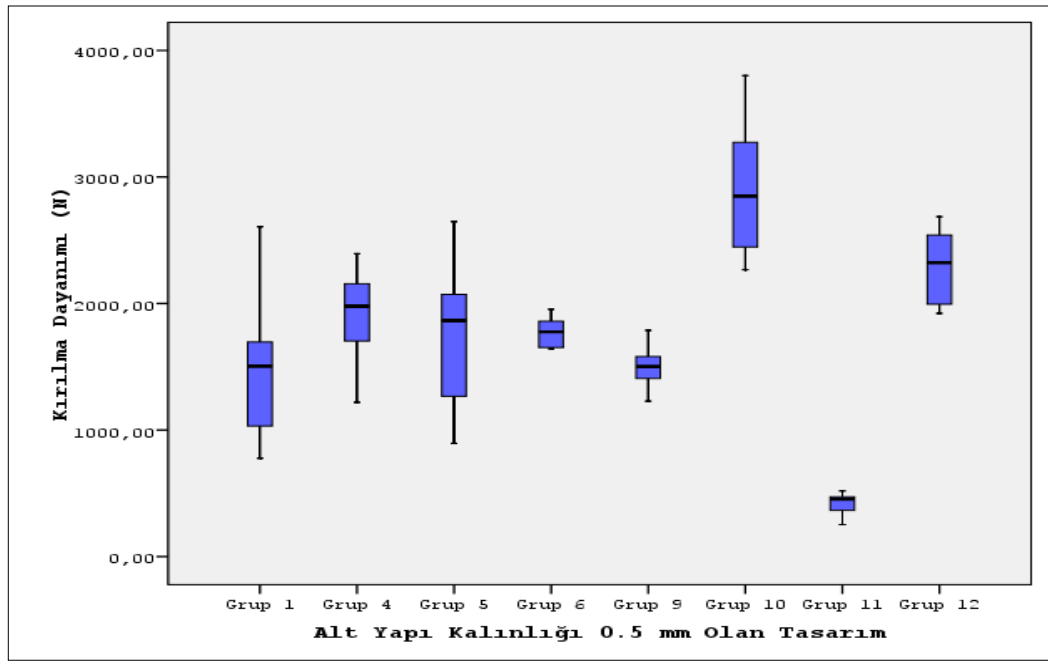
4.1.4. Altyapı Kalınlığı 0,5 mm Olan Tasarımlarda Kırılma Dayanımı Sonuçları

Altyapı kalınlığının 0,5 mm olduğu tasarımlarda, kırılma dayanımları arasında istatistiksel olarak farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$) (Tablo 11). Kişisel dayanak üzerinde hazırlanan metal altyapılı restorasyonların (Grup 11) $418,67 \pm 89,79$ N olan kırılma dayanımı diğer tüm gruplardan daha düşüktür ($p < 0.01$).

Metal altyapılı restorasyonlardan kısa dayanak üzerinde hazırlanan restorasyonların (Grup 4) kırılma dayanımı ($1911,17 \pm 370,08$ N), uzun ve kişisel dayanak üzerine hazırlanan restorasyonlara (Grup 9, Grup 11) göre daha yüksektir ($p < 0.01$) (Grafik 4).

Tablo 11: Altyapı Kalınlığı 0,5 mm Olan Tasarımda Kırılma Dayanımı Değerlendirmesi

			Kırılma Dayanımı (N)	
	Altyapı türü	Alt/Üstyapı kalınlığı (mm)	Ort. ± SS*	Ortanca
Grup 1	Z	0.5/3.5	1480,80 ± 578,96 ^a	1504,69
Grup 4	M	0.5/1.5	1911,17 ± 370,08 ^a	1979,38
Grup 5	Z	0.5/1.5	1743,54 ± 573,09 ^a	1865,4
Grup 6	Z	0.5/2.0	1771,78 ± 123,42 ^a	1776,1
Grup 9	M	0.5/1.5	1499,71 ± 165,97 ^a	1502,19
Grup 10	Z	0.5/1.5	2900,67 ± 531,37 ^b	2848,28
Grup 11	M	0.5/1.5	418,67 ± 89,79 ^c	452,33
Grup 12	Z	0.5/1.5	2290,73 ± 294,32 ^d	2322,7
p	0,001**	Z: Zirkonyum	M: Metal	
Kruskall-Wallis test kullanıldı			**p<0.01	
*aynı üst karakter harfler benzer kırılma dayanımlarını ifade etmektedir				



Grafik 4: Altyapı Kalınlığı 0,5 mm Olan Tasarımda Kırılma Dayanımı Değerleri

Altyapı kalınlığı 0,5 mm olan tasarımlarda en yüksek kırılma dayanımı değeri $2900,67 \pm 531,37$ N ile uzun dayanağın kullanıldığı zirkonyum altyapılı ve 1,5 mm üstyapı kalınlığına sahip restorasyonlarda (Grup 10) görülmüştür. Yine aynı altyapı / üstyapı kalınlığına (0,5 / 1,5 mm) sahip zirkonyum altyapılı restorasyonlar (Grup 5, Grup 10 ve Grup 12) arasında, uzun dayanağın kullanıldığı restorasyonların (Grup 10) kırılma dayanımı ($2900,67 \pm 531,37$ N) kısa ve anatomik dayanaklardakine göre daha yüksektir ($p < 0.01$).

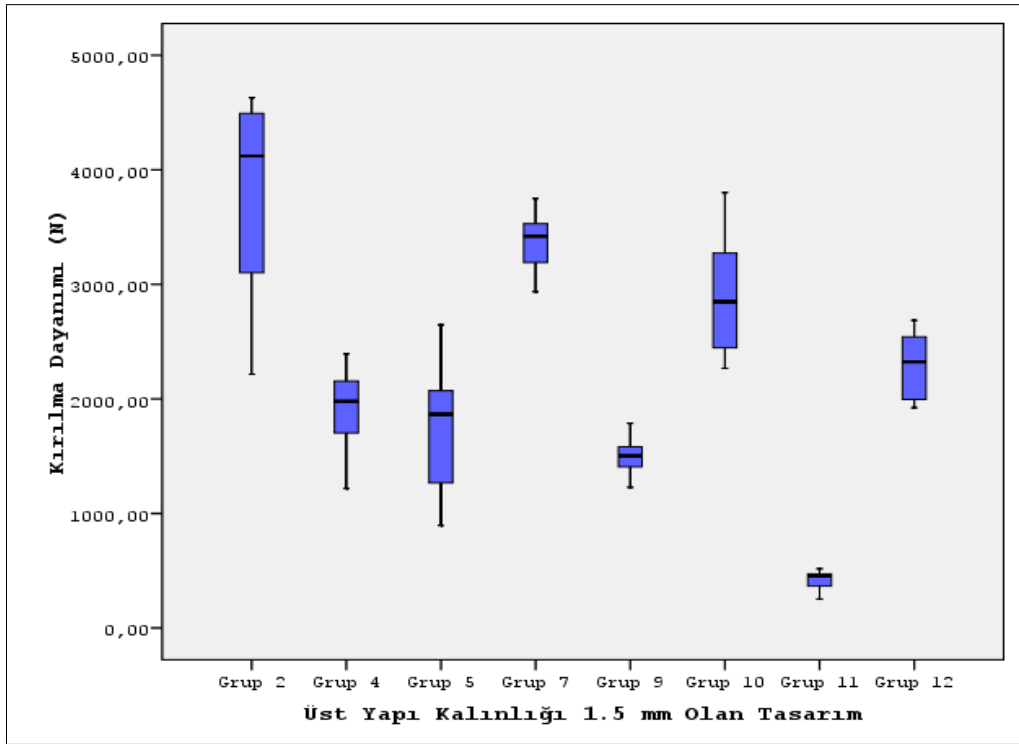
4.1.5. Üstyapı Kalınlığı 1,5 mm Olan Tasarımda Kırılma Dayanımı Sonuçları

Üstyapı kalınlığı 1,5 mm olan tasarımlarda, farklı dayanak, materyal ve altyapı kalınlığı değişkenleri kırılma dayanımını önemli oranda etkilemiştir ($p < 0.01$) (Tablo 12). Bu gruplar arasında, kısa dayanaklar üzerine hazırlanan 2,5 mm zirkonyum altyapılı restorasyonlar (Grup 2) en yüksek kırılma dayanımına ($3784,92 \pm 894,89$ N) sahiptir. Ancak, Grup 2, Grup 7 ve Grup 10'da hazır dayanağın uzunluğu ile zirkonyum altyapının kalınlığı kırılma dayanımını etkilememiştir ($p > 0.05$). bu üç grubun kırılma dayanımı diğer gruplara göre daha yüksektir ($p < 0.05$).

Tablo 12: Üstyapı kalınlığı 1,5 mm olan tasarımda kırılma dayanımı değerleri

Kırılma Dayanımı (N)				
	Altyapı türü	Alt/Üstyapı kalınlığı (mm)	Ort. ± SS*	Ortanca
Grup 2	Z	2.5/1.5	3784,92 ± 894,89 ^a	4121,92
Grup 4	M	0.5/1.5	1911,17 ± 370,08 ^b	1979,38
Grup 5	Z	0.5/1.5	1743,54 ± 573,09 ^{b, e, f}	1865,4
Grup 7	Z	1.0/1.5	3370,94 ± 272,24 ^a	3419,61
Grup 9	M	0.5/1.5	1499,71 ± 165,97 ^{c,e}	1502,19
Grup 10	Z	0.5/1.5	2900,67 ± 531,37 ^a	2848,28
Grup 11	M	0.5/1.5	418,67 ± 89,79 ^d	452,33
Grup 12	Z	0.5/1.5	2290,73 ± 294,32 ^{b, f}	2322,7
p	0,001**	Z: Zirkonyum	M: Metal	
Kruskall-Wallis test kullanıldı		**p<0.01		
*aynı üst karakter harfler benzer kırılma dayanımlarını ifade etmektedir.				

Aynı altyapı ve üstyapı kalınlığına sahip metal altyapılı gruplar (Grup 4, Grup 9 ve Grup 11) arasında ise kısa dayanak üzerinde hazırlanan restorasyonların (Grup 4) kırılma dayanımı (1911,17 $\pm$ 370,08 N) uzun ve kişisel dayanak üzerinde hazırlananlara göre daha yüksektir (p < 0.01). Kişisel dayanak üzerinde hazırlanan metal altyapılı restorasyonların (Grup 11) 418,67 $\pm$ 89,79 N olan kırılma dayanımı diğer tüm gruplardan daha düşüktür (p < 0.01) (Grafik 5).



Grafik 5: Üstyapı Kalınlığı 1,5 mm Olan Tasarımda Kırılma Dayanımı Değerleri

4.2. Numunelerin Kırılma Analizi

Kırılma testinin sonucunda numuneler makroskobik olarak ve optik mikroskop (Olympus SZH, Tokyo, Japan) ile incelendi. Yapılan inceleme sonucu üç ana kırılma tipi olduğu görüldü (Tablo 13). Bunlar;

Tip (I) Sadece veneer porselenin iç yüzeyinde ortaya çıkan koheziv kırılma (chipping),

Tip (II) Porselen-veneer arayüzünde ortaya çıkan adeziv kırılma (delaminasyon),

Tip (III) Hem veneer porseleni hem de altyapıyı içine alan katastrofik kırılmadır.

Tablo 13: Kırılma Tipinin Değerlendirilmesi

	Gruplar	Kırılma Tipi		
		I (Koheziv)	II (Adeziv)	III (Katastrofik)
Kısa dayanak	Grup 1	0	3	5
	Grup 2	3	0	5
	Grup 3	2	3	3
	Grup 4	0	8	0
	Grup 5	0	4	4
Uzun dayanak	Grup 6	0	1	7
	Grup 7	0	2	6
	Grup 8	0	7	1
	Grup 9	2	6	0
	Grup 10	2	4	2
Anatomik dayanak	Grup 11	0	8	0
	Grup 12	0	0	8
	Metal	2	22	0
	Zirkonyum	7	24	41
	Genel Toplam	9	46	41



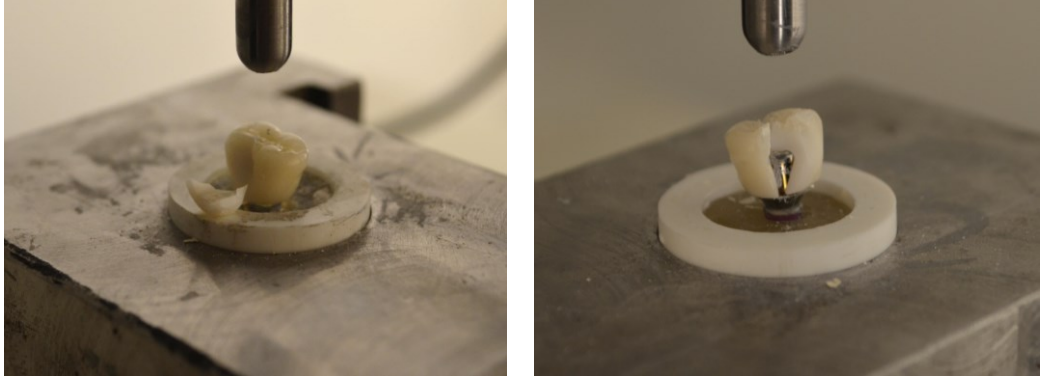
Resim 38: Tip I Kırılma. Sadece veneer porselenin iç yüzeyinde ortaya çıkan koheziv kırılma (chipping).

Tip I kırılma; metal altyapılı restorasyonlarda %2,08, zirkonyum altyapılı restorasyonlarda %7,29 ve tüm gruplar içinde %9,38 oranında görüldü (Tablo 13).



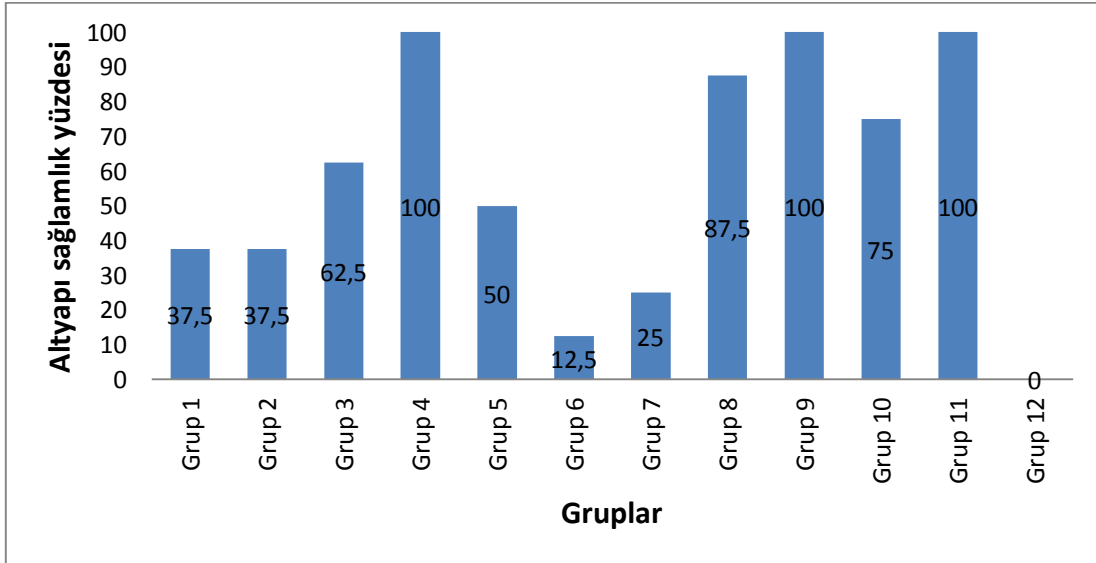
Resim 39: Tip II Kırılma. Porselen-veneer arayüzünde ortaya çıkan adeziv kırılma (delaminasyon).

Tip II kırılma; metal altyapılı restorasyonlarda %22,91, zirkonyum altyapılı restorasyonlarda %25 ve tüm gruplar içinde %47,9 oranında görüldü (Tablo 13).



Resim 40: Tip III Kırılma. Hem veneer porseleni hem de altyapıyı içine alan katastrofik kırılma.

Tip III kırılma ise; metal altyapılı restorasyonların hiçbirinde görülmezken, zirkonyum altyapılı restorasyonların tamamında ve tüm gruplar içinde %42,7 oranında görüldü (Tablo 13).



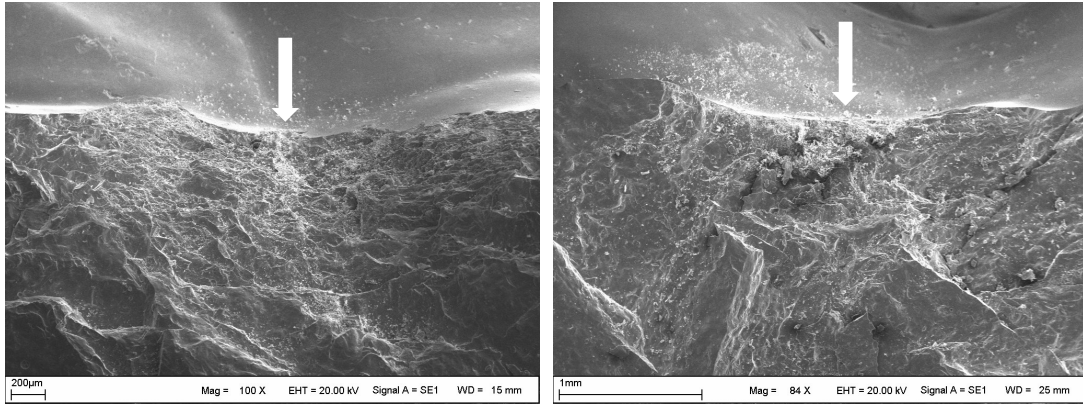
Grafik 6: Altyapı sağlamlık yüzdesi

Metal altyapılı numunelerin hiçbirinde katastrofik başarısızlıkla karşılaşılmadı, numunelerin tamamında altyapının sağlam kaldığı görüldü. Buna karşın zirkonyum altyapılı numunelerde üç farklı kırılma tipinin de değişik oranlarda ortaya çıktığı gözlemlendi (Grafik 6).

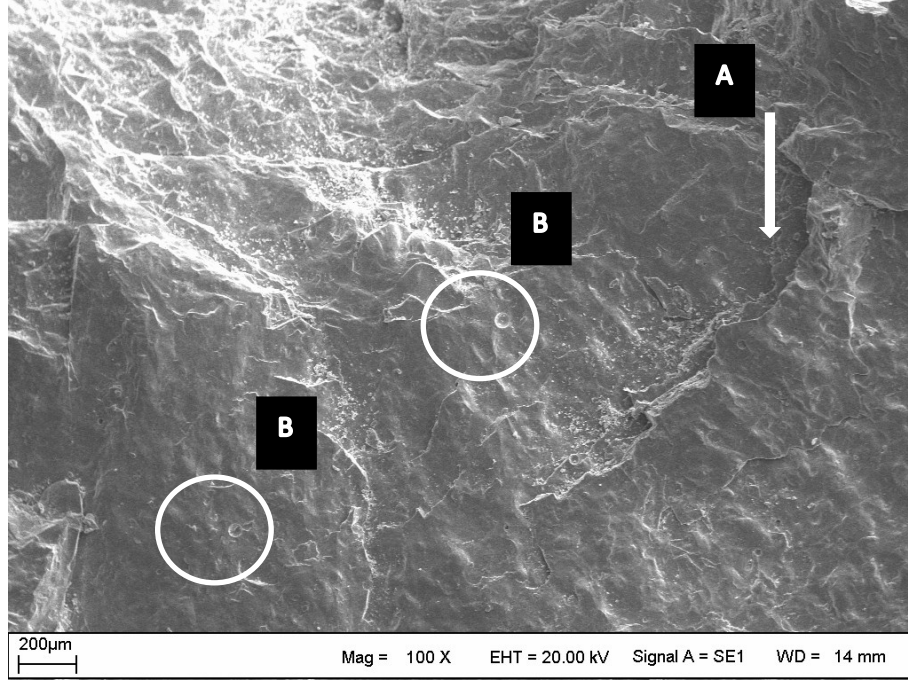
4.3. Numunelerin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile Değerlendirilmesi

Kırılma dayanımı testi sonucunun örnekler üzerinde oluşturduğu etkileri incelemeye yönelik olarak yapılan taramalı elektron mikroskobu (SEM, LEO EVO 40 VP; Leo Electron Microscopy Ltd., Cambridge, UK) analizinde, farklı büyütmelerde yüzey görüntüleri alınarak kırık yüzeyleri incelendi. Analiz sonuçlarına ait fotoğraflar Şekil 41-47’de verildi.

Kırılma testi için hazırlanan piston numunenin oklüzal yüzeyinde yer alan merkezi fossaya temas edecek ve 3 nokta kontağı sağlayacak şekilde tasarlandı. Görüntüler incelendiğinde kırılmaların, oklüzal yüzeydeki çatlak başlangıç noktasından başlayarak radyal bir şekilde yayıldığı ve kron kenarına doğru ilerleyerek burada sonlandığı gözlemlendi (Resim 41a-b).

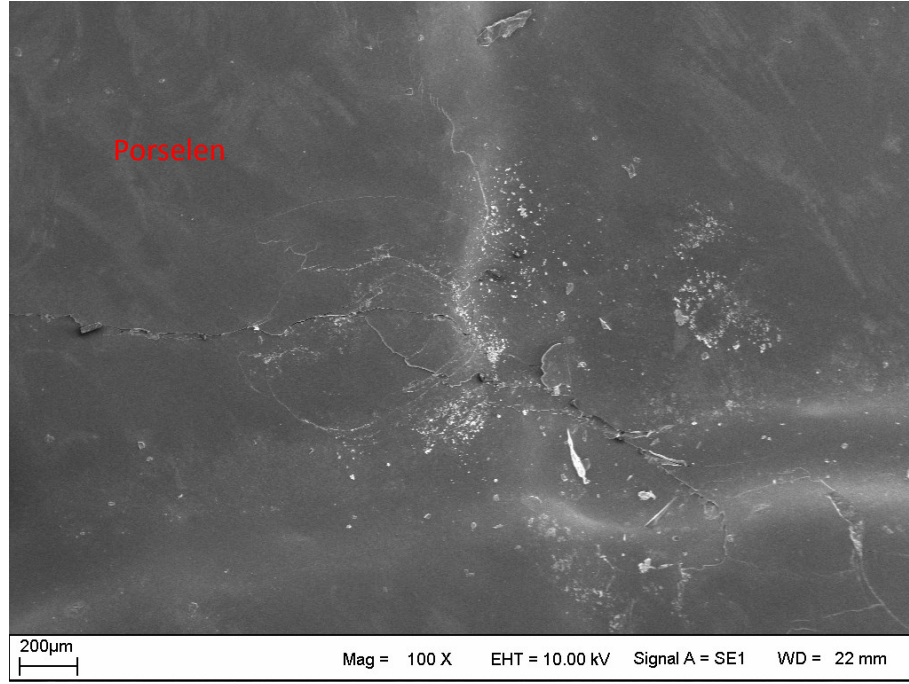


Resim 41: a-b) Üstyapı porseleninin oklüzal yüzeyindeki kırılma başlangıç alanı ve kırılma yüzeyi

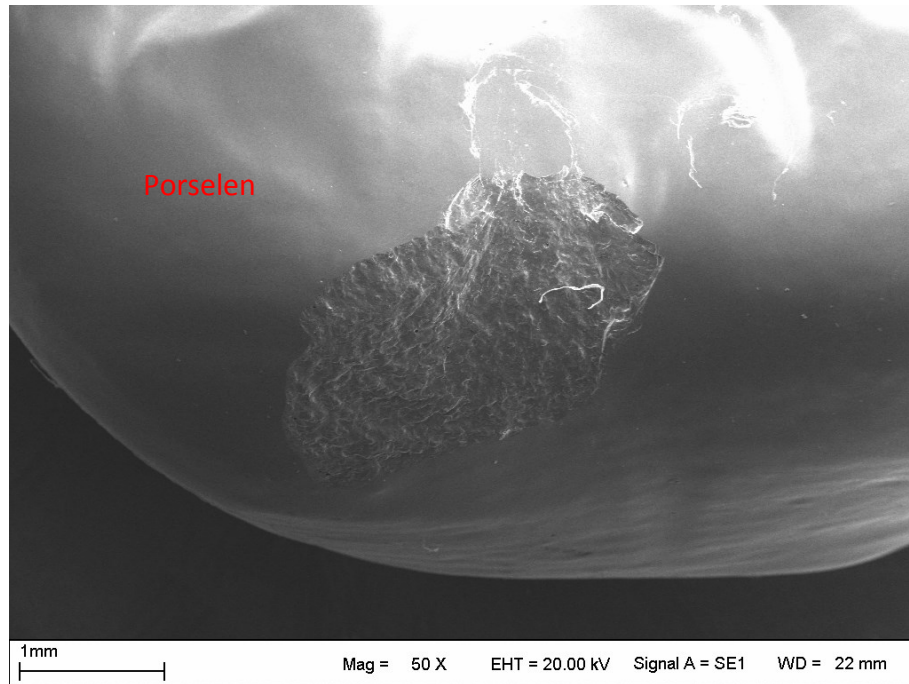


Resim 42: Üstyapı porseleni yapısındaki (A) farktür sınırı (Arrest) ve (B) küresel gözenekler (Wake hackle)

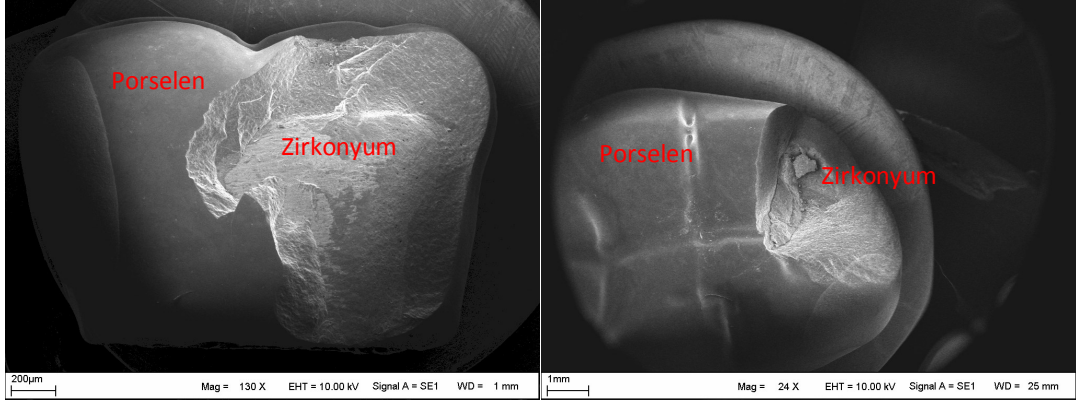
El ile hazırlanan veneer porselenin yığılma süreci esnasında, veneer porselenin içyapısında küresel gözeneklerin ortaya çıktığı görülür. Porselenin kırılma direncini azalmasına yol açan bu küresel gözenekler “Wake hackle” olarak adlandırılır (180, 181).



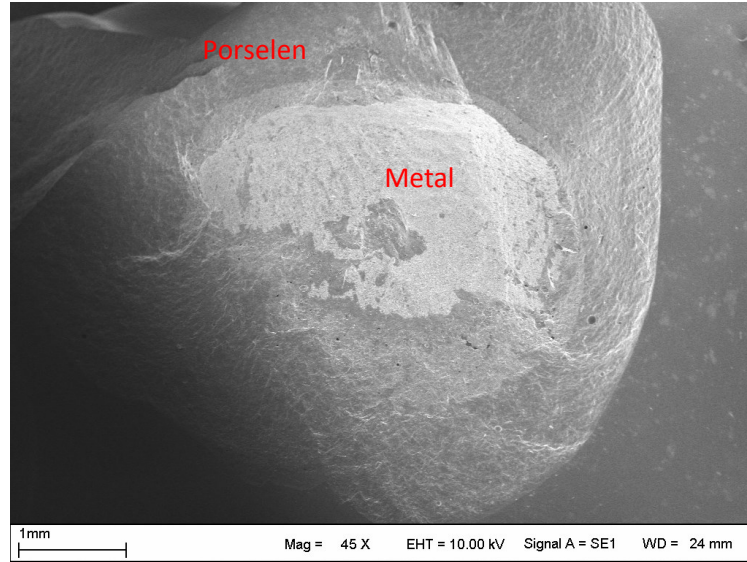
Resim 43: Kırılma Tipi I. Sadece veneer porseleninde mevcut çatlak (Cracking)



Resim 44: Kırılma Tipi I. Sadece veneer porseleninde mevcut kırılma (Chipping)



Resim 45: Kırılma Tipi II. Porselen-veneer arayüzünde ortaya çıkan adeziv kırılma (delaminasyon) ve açığa çıkan zirkonyum altyapı.



Resim 46: Kırılma Tipi II. Porselen-veneer arayüzünde ortaya çıkan adeziv kırılma (delaminasyon) ve açığa çıkan metal altyapı.



Resim 47: Kırılma Tipi III. Hem veneer porseleni hem de altyapıyı içine alan katastrofik kırılma

Kırık alanının; pistonun temas ettiği oklüzal yüzeyden başlayarak kontak alanına ve marjinal kenara uzanacak şekilde ilerlediği ve dişin kontak alanı ile desteksiz minenin olduğu bölgelerde ortaya çıktığı gözlemlendi.

5. TARTIŞMA

Bu çalışmanın amacı, zirkonyum altyapılı implant üstü tek kron restorasyonlarda, dayanak yüksekliğinin ve tipinin, alt/üstyapı kalınlığının ve altyapı materyal tipinin kırılma dayanımı üzerine etkisini incelemektir. Sonuçlara göre hem kullanılan dayanak yüksekliğinin ve tipinin, hem de alt/üstyapı kalınlığının ve altyapı materyal tipinin kırılma dayanımını etkilediği görülmüştür.

Günümüzde diş eksikliklerinin rehabilitasyonunda dental implantlar tedavi seçenekleri arasında oldukça önemli bir yere sahiptir. Yayınlanmış veriler, hem tek dişin (182, 183), hem de birden fazla dişin yerine konması amacıyla kısmi dişsiz arklara yerleştirilen implantların yüksek başarı oranlarına sahip olduğunu göstermektedir (184, 185).

Zirkonyum altyapı materyali olarak, implant üstü restorasyonlarda, yüksek kırılma direnci nedeniyle kullanılmaktadır (186). Mekanik özellikleri nedeniyle tercih edilen zirkonyum, genellikle daha iyi bir estetiğin sağlanabilmesi amacıyla translüsent üstyapı porseleni ile birlikte kullanılmaktadır. Ancak iki tabakadan oluşan zirkonyum restorasyonlarda klinik başarısızlıklarla karşılaşmaktadır. Bu tip restorasyonlarda, üstyapı veya üstyapı/altyapı ara yüzündeki zayıf noktalar nedeniyle, klinik olarak üstyapı porseleninde koheziv kopmalar (chipping) ve üstyapı porseleninin tabakalar halinde altyapıdan ayrılması (delaminasyon) gibi başarısızlıklarla karşılaşmaktadır (187, 188).

Literatürde 1-3 yıl arası kısa süreli takiplerde rapor edilen başarısızlık oranı metal destekli seramik restorasyonlarda %2,9 iken, zirkonyum altyapılı seramik restorasyonlarda bu oran %54'e kadar çıkmaktadır (189). 5 yıldan daha uzun süreli takiplerde metal altyapılı restorasyonlarda %19,4, zirkonyum altyapılı restorasyonlarda ise %25 chipping oranı bildirilmiştir. Bu oranlar metal altyapılı seramik restorasyonlara göre daha yüksektir (189).

Üstyapı porseleninin yapısında meydana gelen bu başarısızlığın (chipping) mekanizması multifaktöriyeldir ve henüz tam anlamıyla anlaşılamamıştır. Ortaya çıkan bu kırılmaların karakteristiği çeşitli etkenlerle açıklanmaktadır. Bunlar; geometrik dizayn (altyapı dizaynı, üst/altyapı oranı), termal faktörler (termal ekspansiyon katsayısı, sinterleme süresi, soğutma oranı) ve yapısal faktörler (seramiğin iç kusurları, altyapı ıslanabilirliği, üstyapı/altyapı bağlantısı)'dir (175-179, 190). Amelie K. Mainjot ve ark. (191, 192) altyapı kalınlığı ile soğutma oranının porselen ile zirkonyum ara

yüzeyinde oluşan rezidüel stresleri etkilediğini ve üstyapı kalınlığının da soğutma oranını değiştirerek dolaylı şekilde kırılma dayanımını etkilediğini belirtmiştir. Aboushelib ve ark. (137) ise porselen seramiği ile altyapı materyali arasındaki termal genleşme katsayısı uyumsuzluğunun chipping oranını ve altyapı/üstyapı ara yüzündeki delaminasyon riskini arttırdığını göstermiştir.

Literatürde implant destekli restorasyonların chipping komplikasyonu ile ilgili sınırlı sayıda çalışma mevcuttur. Tam seramik sistemlerdeki gelişmelere rağmen altyapı ve üstyapı arasındaki bağlantı, güncel bir sorun olmaya devam etmektedir (137, 193-196). Bunun başlıca nedeni, altyapı ve üstyapı materyal kalınlıklarının uygun oranlarda hazırlanmamasıdır (175, 196-198).

Literatürde üstyapı seramiğinin kırılma dayanımı genellikle geometrik faktörlerden bağımsız değerlendirilmiştir. Ancak protetik diş tedavisi uygulamalarının biyomekanik prensiplerle sıkı sıkıya ilişkili olduğu bilinen bir gerçektir (138). Literatürdeki bu eksiğin giderilebilmesi, dayanak boyu ile altyapı ve üstyapı kalınlığı gibi mekanik prensipleri ortaya koyarak restorasyonun kırılma dayanımının artırılmasını araştırmak amacıyla planlanan bu çalışma gereklidir.

Posterior bölgede kaybı en sık görülen diş mandibular alt birinci büyük azıdır. Ortalama anatomik kron boyu 7,5 – 8 mm'dir (139). Siman retansiyonu için moment kuvvetlerine karşı en fazla direnç minimum dayanak taper açısı ve maksimum dayanak yüksekliği ile sağlanır. Simante bir implantüstü kron için minimum 8 mm kron yüksekliğine ihtiyaç vardır. Bu nedenle kron yüksekliği 8 mm'den daha kısa ise vida retansiyonlu bir protez düşünülmelidir (25). Bu çalışmada bu bilgiler dikkate alınarak kron boyu 8 mm olan sağ alt mandibular birinci molar diş bölgesi tercih edildi. Ancak ideal altyapı ve üstyapı kalınlığının simüle edildiği kontrol gruplarında bu oklüzo-gingival mesafeden bağımsız çalışıldı.

İmplantın uygulanacağı posterior bölgelerde protetik rehabilitasyon için mesafenin kısıtlı olması sıklıkla karşılaşılabilecek problemlerden biridir. Bu sınırlı alan içinde implant üstü restorasyonların retansiyonunu ve bütünlüğünü korumak, implant tedavisinin başarısında çok önemlidir (7, 199). Bu sistemlerin mekanik özelliklerinin iyi değerlendirilerek, uygun tasarım ve doğru endikasyonla, uzun ömürlü restorasyonların yapılması mümkündür. Çalışmamızda, sağ alt birinci molar diş bölgesine uygulanacak olan zirkonyum altyapılı veneer restorasyonların kırılma dayanımı üzerine, dayanak seçimi ve altyapı/üstyapı kalınlıklarının etkisi incelenmiştir.

Genel olarak, kron kalınlığı fraktürü önlemede birincil öneme sahiptir. Literatürde bir kronun toplam kalınlığının en az 1.5 mm olması tavsiye edilir (200). Ancak, toplam kalınlıkla birlikte ayrı ayrı altyapı ve üstyapı materyal kalınlıkları da önemlidir (201). Makul dayanıklılık, estetik ve üretim sağlanmasında alt/üstyapı kalınlık oranının 1:1 olması tavsiye edilir (202). Ancak yeterli altyapı kalınlığının oluşturulması en önemli faktördür (203). Güçlü altyapı-zayıf üstyapı birleşimi ile ilişkili olarak, üstyapıda başlayan başarısızlıktaki en önemli faktörün, altyapı ile üstyapı seramiği arasındaki oran olduğu bildirilmiştir. Kalınlık oranındaki küçük değişikliklerin bile restorasyonun dayanımını etkilediği bilinmektedir (201).

Shirakura ve ark. (175) tam seramik (Procera AllCeram) ve değerli metal alaşımı altyapılar üzerine iki farklı kron dizaynı hazırlamışlardır. İlk dizaynda 2.5 mm'lik altyapı üzerine insizalde 2 mm, aksiyel duvarlarda 1.5 mm kalınlığında seramik; ikinci dizaynda 0.5 mm'lik altyapı üzerine insizalde 4 mm, aksiyel duvarlarda 2.5 mm kalınlığında seramik üstyapı işlenmiştir. Kronlara 1.5 mm/dk'lık hızla kırılana kadar kuvvet uygulanmıştır. Altyapısı kalın olan grupların ortalama kırılma dayanım değerleri (Leo:3116.42 N, Procera:1619.82 N), altyapı kalınlığı az olan gruplara (Leo:2429.62 N, Procera:1339.80 N) göre daha yüksek bulunmuştur. Wakabayashi ve ark. (196) da alt/üstyapı kalınlık oranının artmasıyla kırılma dayanımının da arttığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda da alt/üstyapı kalınlık oranının artmasıyla bağ dayanım değerlerinin arttığı gözlenmiştir. Aynı zamanda, gerek kısa dayanağın kullanıldığı, gerekse uzun dayanağın kullanıldığı; alt/üstyapı kalınlığının birbirine eşit olduğu gruplarda da kırılma dayanımının yüksek olduğu görüldü.

Ellakwa ve ark. (204) zirkonyum tek kron restorasyonların kırılma direncini inceledikleri çalışmalarında; üç farklı açı (0°, 15° ve 30°)'ya sahip implant dayanağı üzerine üç farklı altyapı kalınlığı (0.4, 0.6 ve 0.8 mm)'na sahip premolar restorasyonlar hazırlamışlardır. İmplant dayanak açısındaki artışın zirkonyum tek kronlarda kırılma direncini azalttığını belirtmişlerdir. Ancak altyapı kalınlığındaki 0.8 mm'den 0.4 mm'ye azalışın kırılma direnci üzerinde etkili olmadığını ileri sürmüşlerdir. İki tabakalı zirkonyum restorasyonlarda üstyapı seramiğini ve dayanağı korumak amacıyla dikkatler altyapı materyalinin güçlendirilmesi üzerine yoğunlaştırılmalıdır (200). Bizim çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlara göre ise 0.5 mm altyapı kalınlığına sahip restorasyonlarda kırılma dayanımı; altyapı kalınlığının arttırıldığı diğer gruplara göre anlamlı düzeyde düşük bulundu. Altyapı kalınlığının 1 mm olduğu restorasyonlardaki kırılma dayanımı değerlerinin, 0.5 mm olanlara göre daha yüksek olduğu görüldü.

İmplant üstü kronlarda, zirkonyum altyapı materyali için ideal altyapı kalınlığı değeri 1 mm olabilir (180).

Tüm kırılğan malzemeler gibi porselen de, yüksek sıkıştırma ve düşük gerilme mukavemetine sahiptir (205). Bu nedenle hazırlanan altyapılar üstyapı porseleninin gerilim yüklenmesini en aza indirecek şekilde tasarlanmış olmalıdır. Uygun kalınlıkta hazırlanan üstyapı ve altyapılar, iç stresleri düşürerek, mekanik başarısızlıkları azaltabilir ve optimum estetik sağlanabilir (206, 207).

Literatürde farklı türde üstyapı porseleni kullanılmasının kırılma dayanımı ve kırılma tipi üzerinde herhangi bir etkisi olmadığı ortaya konulmuştur (188). Ancak üstyapı porseleninin hazırlanmasında üretici firma tavsiyesine uygun fırınlama ve soğutma işlemleri ile birlikte laboratuvar işlemleri kontrollü bir şekilde uygulanmalıdır (208, 209).

Üstyapı porseleninin aşırı kalın hazırlanmasının, hem metal seramik hem de tam seramik restorasyonlardaki başarısızlık insidansını arttırdığı bilinmektedir. İlginçtir ki, metal destekli kron restorasyonlarda başarısızlık üstyapı porseleninin kalınlığındaki artış ile ilişkiliyken, benzer yükleme altında, tam seramik kronlar daha uzun ömürlü ve başarılı restorasyonlardır. Tam seramik kronlar, metal destekli porselen kronlar ile karşılaştırıldığında, yük altında daha yüksek kırılma direnci göstermektedir (150).

Simante implant protezlerinde metal altyapılı veneer restorasyonlar implanta sabitlenmiş transmukozal dayanaklar üzerine simante edilir. Transmukozal dayanaklar fabrikasyon ya da kişisel olarak kıymetli alaşımdan, titanyumdan ya da güçlendirilmiş seramikten üretilmektedir. Transmukozal dayanağın şekli ve büyüklüğü, kullanılan simanın, protez ve dayanak materyallerinin türü, bu restorasyonların ömrünü etkileyebilmektedir (210).

Dental implantlar ve dayanaklar, mekanik özellikleri ve biyouyumlulukları nedeniyle genellikle saf titanyumdan üretilmektedir. Metal dayanakların üretiminde ve tasarımında birçok modifikasyon yapılmıştır ancak bu dayanaklar kullanıldığında metalik komponentlerin görülmesi gibi estetik dezavantajlar hala devam etmektedir (146, 147). Metal dayanağın mat grimsi zemini, yumuşak dokuya zamanla doğal olmayan mavimsi bir görüntü vermektedir. Söz konusu renklenmenin, metalik dayanak yüzeyinden yansıyan ışığı engelleyemeyen ince dişeti nedeniyle ortaya çıktığı bildirilmiştir (148, 149). Öte yandan optimal mukogingival estetiği sağlamak amacıyla seramik dayanaklar geliştirilmiştir. Seramik dayanaklar arasında giderek kullanım alanı artan zirkonyum dayanaklar, yapılan çalışmalarda daha az plak birikimine neden olması

ve başarılı yumuşak doku uyumları nedeniyle tercih edilmektedir. CAD/CAM sistemler ile üretilmeleri, laboratuvara bağlı hataların azalmasına, bununla birlikte periimplant sert ve yumuşak dokularla son derece uyumlu protezlerin yapılmasına olanak sağlamaktadır (211). Ancak zirkonyum dayanakların uzun dönem klinik başarıları hakkında soru işaretleri vardır (145). Bu nedenle çalışmamızda titanyum dayanaklar kullanılmıştır. Dental implant uygulamalarında titanyum ve titanyum alaşımlarının kullanılması, ADA (American Dental Association) tarafından tavsiye edilmektedir (212). Bu nedenle çalışmamızda, dental implant ve dayanağının yapımında en fazla kullanılan titanyum alaşımı olan Ti-6Al-4V kullanılmıştır.

Zirkonyum, implant üstü sabit protezlerde de altyapı materyali olarak da kullanılmaktadır. Gültekin ve ark. (211) zirkonyum altyapılı implant üstü sabit restorasyonların, periimplant sağlığın kazanılması ve korunmasında, protetik başarının elde edilmesinde uygun bir alternatifi olduğunu belirtmişlerdir. Glauser ve ark. (149) zirkonyum altyapılı implant üstü sabit protezleri 4 yıl süre ile değerlendirmişler ve tüm restorasyonlarda implant çevresi dokunun sağlıklı olduğunu, restorasyonların hiçbirinde yapısal başarısızlık oluşmadığını bildirmişlerdir.

Zirkonyum altyapılı kronların bir diğer avantajı ise simantasyon konusundaki geniş özgürlüğüdür. Zirkonyum kronlar metal-seramik kronlarda uygulanan klasik yöntemler ile simante edilebilir (213). Metal destekli restorasyonlar ise hem simante hem de vidalı implant destekli sabit restorasyonlar şeklinde hazırlanabilirler. Bu restorasyonların günümüz diş hekimliğinde oldukça fazla yer tutmasının sebebi çiğneme kuvvetlerine karşı yeterli direnci gösterebilmesidir. Ayrıca metal destekli porselen restorasyonların fonksiyonel kuvvetler karşısındaki yüksek başarısı; estetik beklentilerin karşılanması, yumuşak doku uyumu ve antimikrobiyal etki bakımından başarılı oldukları bilinmektedir. Bu nedenle çalışmamızda Cr-Co içerikli metal altyapılı ve zirkonyum altyapılı veneer restorasyonlar kullanıldı.

Abbo ve ark. (214) zirkonyum altyapıların titanyum dayanaklara tutuculuklarını inceledikleri çalışmada, 6.5 mm ve 5.5 mm yüksekliğinde dayanaklar kullanmışlardır. 6.5 mm yüksekliğindeki dayanakta tutuculuk değeri % 66 daha yüksek bulunmuştur. Titanyum dayanağın çapı ile üstyapı retansiyonu arasındaki ilişkinin incelendiği bir çalışmada; geniş dayanaklar kullanılarak yüzey alanının artmasının retansiyon miktarını değiştirmede bulunmuştur (215). Bu çalışmada titanyum dayanakların çapı sabit tutularak yükseklikleri değiştirildi ve dayanak boyunun uzamasının kırılma dayanımı üzerine etkisi araştırıldı.

İmplant üstü protezlerin simantasyonunda sıklıkla daimi simanlar kullanılmaktadır. Ancak klinik takibi ve kontrolü kolaylaştırmaları nedeniyle geçici simanlar da tercih edilebilmektedir (216, 217). Bu çalışmada farklı fabrikasyon dayanaklar ve kişisel dayanaklar üzerine hazırlanan zirkonyum ve Cr-Co altyapılı veneer restorasyonlar, geçici siman (Tempbond, Kerr, USA) ile simante edilerek teste tabii tutuldu (218, 219).

Simantasyon öncesi implant dayanaklarının vida giriş yolunun kapatılmasının tutucu kuvvetleri etkilediği ve vida giriş yolunun kapatılma metodunun önemli olduğu bilinmektedir (220, 221). Ancak dayanak vida giriş yolunun tamamen doldurulması, parsiyel olarak doldurulması ya da boş bırakılması ve hangi materyal kullanılması gerektiği ile ilgili bir görüş birliği yoktur (220, 222, 223). Koka ve ark. (222) dayanak giriş yolunun kapatılmasının ve kapatılmamasının tutuculuk üzerine etkilerini inceledikleri çalışmada, giriş yolunun kapatılmasının daha yüksek tutuculuk değeri gösterdiğini belirtmişlerdir. Kent ve ark. (223) dayanak giriş yolunun yarısını otopolimerizan rezin ile doldurmuş ve giriş yolunun doldurulmasının kron retansiyonu üzerinde etkisinin olmadığını belirtmişlerdir. Chu ve ark. (220) 15° estetik dayanak kullanarak, vida giriş yolunun 3 farklı şekilde kapatılmasının tutuculuğa etkisini incelemişlerdir. Birinci grupta vida giriş yolu polivinilsiloksanla kapatılmış, ikinci grupta parsiyel olarak polivinilsiloksanla kapatılmış ve üçüncü grupta bir kısmı polivinilsiloksanla kalan kısmı kompozit rezinle kapatılmıştır. Tamamen kapatılan vida giriş yolunda çıkarma kuvvetinin daha düşük olduğunu bulmuşlardır. Çalışmamızda vida giriş yolunun kapatılmasının tutuculuk değerlerini değiştirebileceği göz önüne alınarak titanyum dayanaklardaki vida giriş yolu teflon bant ile dolduruldu. Böylece vida giriş yolunu kapatan materyal ile kullanılan geçici siman arasında potansiyel bir bağlanma olması engellendi.

Çalışmalarda, simantasyon işlemi esnasında uygulanan yerleştirme kuvveti 750 g dan 10 kg'a kadar farklılık göstermektedir. Konu ile ilgili yapılan çalışmalarda simantasyon işlemi; 750 g (224), 2 kg (225), 5 kg (226, 227), 10 kg (210, 228) ve parmak basıncı (214) gibi farklı yükler altında uygulanmıştır. Uygulama süresi ve uygulanan kuvvetler farklılık göstermesine rağmen, en sık uygulanan yöntem; 10 dakika boyunca 5 kg yük altında simantasyon işleminin tamamlanmasıdır (226, 227). Bu nedenle çalışmamızda hazırlanan kronlar parmak basıncıyla yerleştirildikten sonra, 10 dakika boyunca 5 kg sabit kuvvet uygulanarak simante edildi.

Oklüzal kuvvetler, ağız içinde sürekli tekrarlanır ve dinamik kuvvetleri oluşturur. Siman seçiminde göz önünde tutulması gereken kriterler; restoratif materyalin, altyapının ve simanın elastiklik modülü ve simanın baskı direncidir. Çiğneme kuvveti altında restorasyon, dayanak ve yapıştırma simanı aynı miktarlarda gerilmeye maruz kalmalıdır. Bir protetik restorasyon oklüzal yükleme altında özellikle ince marjinal yüzeylerden deforme olur ve bu etki sonucu restorasyon siman ara yüzeyinde muhtemel kayıplar söz konusu olacaktır. Bununla birlikte yükleme altında simanın plastik deformasyonu ve restorasyonun zamanından önce başarısızlığı yetersiz mekanik özelliklere ya da dayanağın kötü retansiyon ve rezistansına sebep olur (229).

Protetik restorasyonlar, ağız içinde çekme (tensile), makaslama (shear), basma (compressive), oblik ve tüm bunların kombinasyonu şeklindeki kuvvetlere maruz kalır. Tüm bu kuvvetlerin, laboratuvar ortamında aynı anda simülasyonun gerçekleştirilmesi mümkün değildir (230, 231). Bu bilgileri göz önünde bulunarak bu çalışmada hazırlanan implant üstü tek kron restorasyonlara vertikal yönde, 0.5 mm/dk yükleme hızında basma (compressive) kuvveti uygulandı.

İmplant üstü kronların kırılma dayanımını inceleyen çoğu çalışmada dayanaklar birden fazla kullanılırken, her test için yeni bir kron kullanılmıştır. Bu çalışmada dayanaklar, gözle görülür herhangi bir deformasyona rastlanana kadar kullanıldı. Deforme olan dayanaklar bir sonraki test için yenileri ile değiştirildi.

İmplant üstü restorasyonlarda, üstyapıların standardizasyonu için, literatürde farklı yaklaşımlar mevcuttur. Bazı araştırmacılar silikon kalıplar (232, 233), bazıları akrilik rezin kalıplar (234, 235), bazıları ise pirinç kalıplar kullanarak üstyapıların standardizasyonunu sağlamaya çalışmıştır (236, 237). Bu çalışmada da bilgisayar destekli tasarım programı kullanılarak, 3 boyutlu modeller üzerinde yapılan ölçümler ile altyapının eşit kalınlıkta hazırlanması sağlanmıştır. Sağ alt birinci molar diş bölgesine implant üstü protez yapılan bir hastanın çenelerini simüle eden model üzerinde; üstyapılar belirli bir dikey boyutta hazırlandı. Böylece üstyapı porseleni için de test grupları için istenen belirli bir kalınlık temin edildi. Kontrol grupları ise oklüzal-gingival mesafeden bağımsız, aynı oklüzal morfolojiyi koruyacak şekilde, ideal alt/üstyapı kalınlığında hazırlandı. Ayrıca bu çalışmada üstyapı porseleninin de uniform kalınlıkta olmasını ve tüm kronların aynı oklüzal morfolojiye sahip olmasını temin etmek amacıyla üstyapı porseleninin hazırlanması aşamasında silikon kalıp kullanıldı.

Tam seramik sistemler, estetik ve biyolojik avantajlarına rağmen, hala kırılğan malzemelerdir. Gelişen teknolojiyle birlikte tam seramiklere olan ilginin artmasıyla bu

restorasyonların kırılma dirençleri arttırılmaya çalışılmıştır. Farklı prosedürler ve farklı ekipmanlarla üretilen tam seramik sistemleri piyasaya sürülmüştür (39, 238). Yüksek güçlü zirkonyumun, posterior alanda tam seramik kron ve köprülerin yapımına olanak sağlaması ile diş hekimliğine sunulması bu alanda yeni bir dönem açmıştır (97, 239). Diğer taraftan farklı zirkonyum altyapı kalınlıklarının, restorasyonun kırılma dayanımı üzerindeki etkisiyle ilgili ise sınırlı sayıda çalışma mevcuttur. Bu nedenle bu çalışmada, farklı kalınlıklardaki zirkonyum altyapı materyalinin kırılma dayanımı üzerine etkisi incelendi.

Günümüzde zirkonyum altyapılı tam seramik kron hazırlaması ile ilgili 5 farklı yöntem mevcuttur. Bunlar slip-cast yöntemi ile hazırlanan In-ceram Zirconia, elektrodepositing yöntemi kullanılan Wolceram, manuel kopya freze tekniği ile çalışan yeşil-aşama 3Y-TZP blok kullanılan ZirkonZahn, manuel dizayn ve CAM sistemi ile üretim esasına dayalı presinterli 3Y-TZP blok kullanılan Cercon ve tamamen dijital CAD/CAM sistemi ile presinterli 3Y-TZP blok kullanılan Everest ve NexxZr'dir. Literatürde In-ceram Zirconia, Cercon, Everest, Wolceram ve ZirkonZahn ile ilgili yapılmış birçok çalışma mevcutken, NexxZr ile ilgili sınırlı sayıda çalışma mevcuttur (240).

Bir dental materyal veya dizaynın güvenli ve kabul edilebilir kullanımı için 5 yıllık klinik takibinin sonuçlarının olması gerekmektedir (241). 5 yılın sonunda %95, 10 yılın sonunda %85 başarı gösteren restorasyonlar başarılı olarak değerlendirilmektedir (242). Yapılan klinik çalışmalarla, materyaller ve restorasyonlar hakkında daha doğru veriler elde edilse de, bunlar pahalı ve zaman alıcıdır (243). Bu nedenle, klinik koşulları taklit ederek yapılan in vitro çalışmalar daha çok tercih edilmekte ve dental materyallerin performansının değerlendirilmesi için zaman kazancı sağlamaktadır. Metal altyapılı seramik restorasyonlar 1960'lı yıllardan günümüze sabit protetik tedavide altın standart olarak kabul edilir ve seramik materyallerin mekanik özellikleri inceleyen çalışmalarda kontrol grubu olarak kullanılırlar (244). Bu nedenle bu çalışmada da metal altyapılı porselen restorasyonlar kontrol grubu olarak planlandı.

Bir tam seramik sistem çok tabakalı bir yapıdır. Dentinle desteklenen bir siman tabakası (yaklaşık 30-120 μ) ve en üstte bir seramik tabakasından (yaklaşık 1-2 mm) oluşur. Bu yapı ve anatomik konfigürasyon, 3 ve 4 nokta bükülme testleri için hazırlanan uniform kalınlıktaki bar ve disk şekilli örneklerde yoktur (245). Ayrıca kron formu örneklerle yapılan çalışmalardaki stres yoğunlaşmaları bar veya disk şeklindeki örneklerden oldukça farklıdır. Literatürde, üstyapı seramiğinin dayanıklılığının

belirlenmesinde de genellikle geometrik faktörler izole edilerek bar ve disk şeklindeki numuneler kullanılmıştır (246, 247). Bu yüzden test örneği ve yükleme yönteminin olabildiğince klinik durumu taklit etmesi önerilmektedir (245, 247, 248). Oram ve Davies (249) yaptıkları çalışmada; bar çubuk ve diskler kullanılarak yapılan kırılma testleri yerine, porselen veneer kronların morfolojisine çok yakın örnekler kullanılması gerektiğini bildirmişlerdir. Bu nedenle biz de çalışmamızda, farklı altyapı/üstyapı kalınlıklarında hazırlanan kronların kırılma dirençlerini araştırmak için, sağ alt birinci molar diş kronu biçiminde hazırlanmış örnekleri kullandık.

Larsson ve ark. (188) farklı tipte (tam sinterize ve pre-sinterize) ve tasarım (anatomik şekil ve düz bir oklüzal düzlem)’da zirkonyum altyapılar ve farklı üstyapı porselenleri (cam seramik ve porselen) kullanılarak üretilen veneer kronların kırılma dayanımlarını incelemişlerdir. Hazırlanan veneer kronlar aynı zamanda titanyum ve rezinden üretilen iki farklı türde dayanak üzerine simante edilmiştir. Titanyum dayanaklar üzerine simante edilen kronlardaki kırılma dayanımının, belirgin şekilde rezin dayanak üzerine simante edilen kronlara göre daha yüksek olduğu görülmüştür. Tam sinterize veya pre-sinterize zirkonyum altyapıların ve farklı üstyapı seramiklerinin kullanılmasının kırılma dayanımı açısından anlamlı bir farklılığa yol açmadığı tespit edilmiştir. Çalışmada dikkati çeken bir diğer sonuç ise; anatomik şekle uygun olarak tasarlanan zirkonyum altyapılı veneer kronların, düz bir oklüzal düzlem ile hazırlanan zirkonyum altyapılı veneer kronlara nispeten daha yüksek bir kırılma dayanımı sergilemiş olmasıdır. Aynı zamanda düz bir oklüzal düzlem ile hazırlanan zirkonyum altyapılı kronlarda, anatomik şekle uygun olarak hazırlanan altyapılı gruplara göre çoğunlukla majör kırılmaların ortaya çıktığı görülmüştür. Bu nedenle bu çalışmada hazırlanan zirkonyum ve metal altyapılar, anatomik şekle uygun olarak tasarlandı.

Dayanak materyalinin türünün de kırılma dayanımı üzerine etkisi olduğu bilinmektedir. Titanyum dayanaklar üzerine simante edilen numunelerdeki kırılma dayanımı değeri, doğal diş üzerine simante edilen numunelere göre daha yüksektir (188). Aynı zamanda implant üstü veneer restorasyonlarda görülen veneer seramik fraktürü, doğal dişlere göre daha sık görülmektedir (188, 250, 251).

Curtis ve ark. (252), kuru ve ıslak ortamda, kontrol grupları ile karşılaştırmalı olarak, YTZP diskleri çiğneme kuvveti yüklemesine tabi tutmuşlar, örneklerin biaksiyel direnç açısından ıslak ortamdan etkilenmediğini, yüzey sertliğinin tekrarlı yük alan bölgelerde arttığını ve bunun transformasyonel sertlik mekanizmasına bağlı olabileceğini ifade etmişlerdir. Bununla birlikte bu yöntemler ile elde edilen veriler

klirik durumu yansıtılmamaktadır (253-255) ve materyalin klinik performansının tahmininde kullanılamaz (256). Seramiklerin öncül yüklemeler, termal değişimler ve su varlığından etkilendiği bilinen bir gerçektir. Kırılma direnci tespitinde klinik durumun mümkün olduğunca yansıtılması önem taşımaktadır (245). Termalsiklus (ısı çevirimi) de ağız ortamını taklit etmek için kullanılan yöntemlerden biridir. Ancak araştırmalarda termalsiklusun etkisi üzerine farklı görüşler mevcuttur. Literatürde, kırılma dayanımının araştırılmasında, termalsiklusun uygulandığı çalışmalar olmakla birlikte (188, 257, 258), birçok çalışmada da termalsiklus uygulanmadığı görülmüştür (180, 191, 218, 259). Bu çalışmada numunelere, kırılma dayanımı testi öncesi termalsiklus uygulanmadı.

Polimetil metakrilat maddesinin, spongioz çene kemiğine benzer bir elastikiyet modülüne sahip olması nedeniyle, bu çalışmada implant analogları self-cure polimetil metakrilat içerisine gömüldü (260-262).

Kırılma materyallerin, dayanıklılıklarının saptanması oldukça güçtür (263, 264). Örneklerin yapımının, boyutlarının ve ortamın standardizasyonunun yanı sıra, seçilen yükleme hızı da çok önemlidir. Yükleme hızı arttıkça çatlağın büyümesi için gerekli zaman kısaldığı için, dayanıklılık artacak ve bu durum, hatalı veriler elde edilmesine neden olacaktır. Bu açıdan seçilecek yükleme hızının oldukça düşük olması gerekmektedir. ISO standartlarına göre yükleme hızı 1 ± 0.5 mm/dk'dır (256, 265-267). Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda yükleme hızı 0.5 mm/dk olarak uygulandı.

Molar dişi temsilen hazırladığımız örneklerle, ağız içindeki kuvvetlerin yönü düşünerek vertikal yükleme yapılmıştır. 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 (245). Çalışmalarda kırıcı uçlar, şekil ve boyut bakımından farklılık göstermektedir (2.65-6.35 mm). Bu çalışmada 6 mm çapında bir piston kullanılarak kuvvet uygulandı.

Üstyağı porseleninin altyağı materyali ile bağlantısı, farklı iki özellikte ve yapıdaki materyaller oldukları göz önünde bulundurulduğunda oldukça önem taşımaktadır (193). Kalıcı bir bağlantı için en azından bazı mekanik özelliklerde uyum gerekmektedir (268). Y- TZP yüzeyine üstyağı porseleninin bağlantısının temel olarak mikromekanik interaksiyonla olduğu kabul edilmektedir (269). Üstyağı porseleni uygulanırken zirkonyum altyapılar tekrar yüksek ısılara ve neme maruz kalmaktadır. Isı ve nemin varlığı, zirkonyumda faz transformasyonu oluşturabilmekte, böylece materyal

yüzeyinde frezeleme esnasında oluşan baskı tabakası uzaklaşarak mekanik özelliklerde düşüş görülebilmektedir (128, 270). Daha ileri çalışmalarla bu uygulamaların zirkonyum restorasyonların klinik performansına etkisi araştırılmalıdır (54, 270).

Seramik restorasyonlar için risk faktörlerini en aza indirebilmek ve çalışmalarda anlamlı veriler elde edebilmek amacıyla, üretici firmanın önerdiği uygulama yöntemleri ve basamakları uygulanmalıdır (271). Bu çalışmada deney düzeneğinde kullanılan materyallerle ilgili, fırınlanma, glaze işlemleri, başlangıç sıcaklığı, dakikadaki sıcaklık artışı, en yüksek sıcaklık, en yüksek sıcaklıkta bekleme süresi, başlangıç fırınlaması için vakumun hangi sıcaklıkta devreye gireceği gibi ayrıntılar, üretici firmaların önerisi doğrultusunda uygulandı.

Mevcut zirkonyum üretim sistemleri, tam sinterlenmiş (HIPped) blok kullanımı yerine, aşındırma işleminde daha düşük frez hasarı oluşturması ve işlem süresinin daha kısa olması açısından pre-sinterize (unHIPped) veya yeşil aşama ZrO₂ blok kullanımını tercih etmektedir. Tam sinterlenmiş veya pre-sinterize zirkonyum blokların kullanılması zirkonyum altyapılı veneer restorasyonların kırılma dayanımını önemli ölçüde etkilemediği bilinmektedir (188). Bu çalışmada da çoğunlukla tercih edilen blok tipi olan pre-sinterize bloklar kullanıldı.

Örneklerin kırılma direnci sonuçları, istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Posterior mandibulada implant üstü tek kron hazırlanması için kısa bir dayanak (yükseklik: 4.0 mm/çap: 6.5 mm) seçildiğinde; en yüksek kırılma dayanımı, zirkonyum altyapının tüm gruplar içerisinde en kalın (2.5 mm) hazırlandığı Grup 2’de görüldü. Buna karşın altyapı kalınlığının 0.5 mm hazırlandığı diğer gruplarda kırılma dayanımının belirgin şekilde azaldığı tespit edildi. Bu sonuç literatürdeki bilgiler ile uyumludur. Benzer şekilde uzun bir dayanak (yükseklik: 5.5 mm/çap: 6.5 mm) seçildiğinde; en yüksek kırılma dayanımı, diğer gruplara göre daha kalın zirkonyum altyapıya (1 mm ve 1.2 mm) sahip olan Grup 7 ve Grup 8’de görüldü. Altyapı ve üstyapı kalınlık miktarlarındaki küçük değişikliklerin dahi kırılma dayanımını etkilediği bilinmektedir. Yeterli altyapı kalınlığının oluşturulması restorasyonun kırılma dayanımının arttırılmasında en önemli faktörlerden biridir (196). Literatürde altyapı/üstyapı kalınlık oranının artmasıyla kırılma dayanımı değerlerinin arttığı bilinmektedir (175). Alhasanyah ve ark. (272) zirkonyum altyapılı veneer kronlarda, altyapı kalınlığının kırılma direnci üzerine etkisini incelemişlerdir. Kompozit dayanak dişler üzerine; 0.6 mm, 1.7 mm, 1.2 mm oklüzal kalınlığa sahip zirkonyum altyapılar hazırlanmıştır. 1.2 mm oklüzal kalınlığa sahip metal altyapılı kronlar ise kontrol grubu

olarak kullanılmıştır. Toplam oklüzal kalınlık 2.4 mm olacak şekilde feldspatik porselen hazırlanmıştır. Hazırlanan veneer kronlara 200 N'luk maksimum aksiyal yükleme altında, 100.000 siklus uygulanmış ve kırılma öncesi maksimum yük kaydedilmiştir. Oklüzal kalınlığı 1.7 mm olan altyapıya sahip veneer kronlardaki kırılma direncinin daha yüksek olduğunu belirlemişlerdir. Altyapı kalınlığının artmasının kırılma direncini arttırdığı görülmüştür. Fakat bu çalışmalar incelendiğinde en yüksek kırılma dayanıma ait değerler alt/üstyapı kalınlık oranının birbirine eşit olduğu durumlarda saptanmıştır. Bizim çalışmamızda da gerek kısa dayanağın kullanıldığı, gerekse uzun dayanağın kullanıldığı; alt/üstyapı kalınlık oranının birbirine eşit olduğu gruplarda kırılma dayanımının daha yüksek (Grup 3: $3592 \pm 722,61$ N, Grup 8: $3168,56 \pm 624,07$ N) olduğu ve aynı zamanda altyapı/üstyapı kalınlık oranının artmasıyla kırılma dayanımı değerlerinin arttığı (Grup 2: $3784,92 \pm 894,89$ N) görüldü.

Bu çalışmada, kısa ve uzun dayanaklar üzerinde, aynı oklüzo-gingival kron boyuna sahip, altyapı ve üstyapının eşit kalınlıkta (2/2 mm) hazırlandığı Grup 3 ile Grup 8 (1,2/1,2 mm) arasında istatistiksel açıdan bir farklılık olmadığı görüldü. Yine zirkonyum altyapının tüm gruplar içerisinde en kalın (2.5/1.5 mm) hazırlandığı Grup 2 ile alt/üstyapı oranları 1:1 hazırlanan Grup 3 ve Grup 8 arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık görülmedi. Bu üç grubun benzer kırılma dayanımına sahip olduğu görüldü. Literatürde, makul dayanıklılık, estetik ve üretim toleransı sağlanması için alt/üstyapı kalınlık oranının 1:1 olması tavsiye edilir (195). Çalışmadan elde ettiğimiz bu bulguların, literatürdeki mevcut sınırlı bilgiler ile uyumlu olduğu görüldü.

Kısa dayanağın kullanıldığı ve 0.5 mm kalınlığında zirkonyum altyapıya sahip Grup 1 (0.5/3.5 mm) ve Grup 5 (0.5/1.5 mm) arasında; Grup 5'teki kırılma dayanımı; Grup 1'e göre daha yüksektir. Bu iki grup arasında tek değişken olan üstyapı kalınlığındaki artışın, istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadığı görüldü. Üstyapı porseleninin aşırı kalın hazırlanması hem metal seramik hem de zirkonyum seramik restorasyonlarda başarısızlık insidansını arttırdığı bilinmektedir. Ancak metal destekli restorasyonlarda başarısızlık üstyapı porseleninin kalınlığındaki artış ile ilişkiliyken, benzer yükleme koşulları altında tam seramik kronlar daha uzun ömürlü ve başarılı restorasyonlardır. Literatürde tam seramik kronların, metal destekli porselen kronlar ile karşılaştırıldığında, yük altında daha yüksek kırılma direnci gösterdiği bilinmektedir (146). Shirakura ve ark. (175) implant üstü veneer restorasyonlarda altyapı ve üstyapı kalınlığının kırılma dayanımı üzerine etkisini incelemişlerdir. 5.5 mm yüksekliğindeki titanyum implant dayanaklar üzerine; iki farklı türde altyapı materyali (değerli metal

alaşım ve alüminyum oksit) ve kalınlığı (2.5/0.5 mm) ile iki farklı kalınlıkta üstyapı porseleni (2/4 mm) kullanarak hazırlanan kron restorasyonlara, vertikal yönde 135°'lik açı ile 1.2×10^6 devir, 49 N'luk kuvvet, klinik bir başarısızlık ortaya çıkana kadar uygulanmıştır. Tüm seramik kronların metal kronlardan daha yüksek başarı gösterdiği görülmüştür. Üstyapı porselen kalınlığının tam seramik kronlarda kırılma dayanımı üzerine etkisi olmadığı ancak metal kronlarda 2 mm üstyapı porselen kalınlığına sahip kronların kırılma dayanımının 4 mm üstyapı porselen kalınlığına sahip olanlara göre daha yüksek kırılma dayanımına sahip oldukları görülmüştür. Hem metal altyapılı hem de tam porselen kronlarda kalın (2.5 mm) altyapıya sahip kronların, ince (0.5 mm) altyapıya sahip kronlara göre, istatistiksel anlamda bir fark olmamakla beraber, daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğu görülmüştür. Bu çalışmada da, zirkonyum altyapılı kronlarda üstyapı porseleni kalınlığındaki artışın kırılma direncini istatistiksel anlamda etkilemediği görülmüştür. Elde edilen bu sonuç literatürdeki bilgiler ile uyumludur.

Ancak, uzun dayanağın kullanıldığı gruplarda, zirkonyum altyapı kalınlığının eşit (0.5 mm) hazırlandığı gruplar arasında üstyapı porselen kalınlığındaki 1.5 mm (Grup 10)'den 2 mm (Grup 6)'ye artışın kırılma dayanımını azalttığı görülmüştür. Bu sonuçlara göre uzun bir dayanak seçildiğinde üstyapı porseleninin kalınlığındaki artışın kırılma dayanımını azalttığı ifade edilebilir.

Kısa dayanağın kullanıldığı ve üstyapı porselen kalınlığının eşit (1.5 mm) hazırlandığı Grup 2 ile Grup 5 arasında altyapı kalınlığının 0.5 mm'den 2.5 mm'ye çıkarılması sonucunda daha yüksek bir kırılma dayanımı tespit edildi. Yine benzer şekilde, uzun dayanak üzerine, ideal üstyapı kalınlığının (1.5 mm) hazırlandığı iki grup arasında, zirkonyum altyapı kalınlığı 1mm olan Grup 7'nin kırılma dayanımı ile altyapı kalınlığı 0.5 mm olan Grup 10'dan daha yüksektir. Ancak bu iki grup arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmamaktadır. Bu sonuçlara göre kırılma dayanımı ile ilgili farklılıkların daha çok altyapı kalınlığı ile ilişkili olduğu söylenebilir. Bununla beraber altyapı kalınlığının kırılma dayanımına etkisini açıklamak oldukça zordur. Çünkü toplam veneer kalınlığından ayırt edilmesi güçtür. Ancak altyapı kalınlığının, veneer kronun fırınlanması sırasında restorasyondaki rezidüel stresleri etkilediği bilinmektedir (218). Ancak Grup 7 ile grup 10 arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmaması, numune sayısının yeterli olmamasından kaynaklanıyor olabilir. Millen ve ark. (218) implant üstü sabit protezlerde altyapı ve üstyapı kalınlığının kırılma tokluğu üzerine etkisini incelemiştir. 5 mm yüksekliğinde, 6 mm

çapında ve 6°'lik açıya sahip titanyum implant dayanakları üzerine, zirkonyum ve metal altyapılı, 0.5 mm, 1 mm ve 1.5 mm altyapı kalınlığına sahip veneer restorasyonlar hazırlanmıştır. Belirli bir oklüzal mesafede zirkonyum altyapı kalınlığının azalmasıyla birlikte üstyapı porselen kalınlığı arttığı için 0.5 mm zirkonyum altyapı kalınlığına sahip restorasyonların daha yüksek bir kırılma tokluğu gösterdiği belirlenmiştir. Aynı zamanda zirkonyum altyapı kalınlığının 0.5 mm olduğu bu restorasyonlar, altyapı kalınlığının 1 mm ve 1.5 mm olduğu diğer gruplara göre daha düşük bir rezidüel stres içerirler. Ancak literatürdeki diğer çalışmaların sonuçları (140, 273, 274), bu çalışmadaki sonuçları desteklememektedir. Bizim çalışmamızdaki bulgular da literatürdeki çalışmalar ile benzer veriler ortaya koymaktadır ve 0.5 mm altyapı kalınlığına sahip zirkonyum restorasyonlar kırılma dayanımının azaldığı görülmektedir.

Sun ve ark. (180) monolitik zirkonyum kronların yük taşıma kapasiteleri ve kabul edilebilir kalınlık miktarını belirlemek için yaptıkları çalışmalarında; monolitik zirkonyum kron, lityum disilikat kron, zirkonyum altyapılı veneer kron ve metal altyapılı veneer kronları incelemişlerdir. Tüm kronların toplam oklüzal kalınlıkları 1.5 mm olarak hazırlanmıştır. Metal altyapı oklüzal kalınlıkları ise 0.6 mm, 0.8 mm, 1 mm ve 1.2 mm olacak şekilde tasarlanmıştır. Çalışmadan elde edilen bulgulara göre; 1 mm oklüzal kalınlığa sahip metal altyapılı veneer kron ile monolitik zirkonyum kronun benzer kırılma dayanımına sahip olduğu görülmüştür. Ayrıca monolitik zirkonyum kronlarda oklüzal kalınlık 0.6 mm'den 1.5 mm'ye arttıkça restorasyonların kırılma dayanımının arttığı tespit edilmiştir. Bu çalışmada da zirkonyum altyapı kalınlığının 0.5 mm'den 2-2.5 mm'ye çıkarılması kronların kırılma dayanımını arttırmaktadır.

Literatürde, zirkonyum altyapılı veneer restorasyonlarda altyapı/üstyapı kalınlık oranının, zirkonyumun transformasyonunu tetikleyebileceği bilinen bir gerçektir. Zirkonyum altyapılı restorasyonların veneere edilmesi esnasında, zirkonyum-veneer porselen ara yüzünde ortaya çıkan monolitik faz literatürde ilk olarak Tholey ve arkadaşları (275, 276) tarafından gösterilmiştir. Artan altyapı kalınlığının veneer kron sistemindeki iç basınç streslerini etkilediği bilinmektedir. Ancak ortaya çıkan başarısızlıkların daha çok termal genleşme katsayısındaki farklılıktan kaynaklandığı düşünülmektedir (191).

Kısa dayanağın kullanıldığı, ideal altyapı ve üstyapı kalınlığında (0.5 mm/ 1.5 mm) hazırlanan gruplardan *metal* altyapının kullanıldığı Grup 4'ün kırılma dayanımı, *zirkonyum* altyapının kullanıldığı Grup 5'in kırılma dayanımından daha yüksek olmakla birlikte; bu iki grup arasında istatistiksel açıdan bir farklılık bulunmamaktadır. Kısa

dayanak kullanıldığında altyapı materyal türündeki farklılığın, implant üstü veneer kronlarda kırılma dayanımını önemli ölçüde etkilemediği söylenebilir. Ancak altyapı/üstyapı kalınlıkları değiştirilerek yapılacak yeni tasarımlarla bu durum araştırılmalıdır.

Uzun dayanağın kullanıldığı, ideal altyapı ve üstyapı kalınlığında (0.5 mm/ 1.5 mm) hazırlanan gruplardan *zirkonyum* altyapının kullanıldığı Grup 10'un kırılma dayanımı, *metal* altyapının kullanıldığı Grup 9'un kırılma dayanımından daha yüksektir. Bu sonuca göre klinik olarak uzun bir dayanağın seçildiği durumlarda zirkonyum altyapı kullanılmasının daha ideal olduğunu söyleyebiliriz.

Posterior mandibular bölgede implant üstü tek kron restorasyon hazırlanmasında anatomik bir dayanak (yükseklik: 6 mm/çap: 6.5 mm) seçildiğinde; *zirkonyum* altyapının kullanıldığı Grup 12'nin kırılma dayanımının, *metal* altyapının kullanıldığı Grup 11'in kırılma dayanımından daha yüksek olduğu görüldü. Benzer yükleme altında tam seramik kronlar, metal destekli kronlara göre daha uzun ömürlü ve başarılı restorasyonlardır. Literatürde zirkonyum altyapılı porselen kronların, metal destekli porselen kronlar ile karşılaştırıldığında, yük altında daha yüksek kırılma direnci gösterdiği bilinmektedir (150).

Ancak *anatomik* dayanağın kullanıldığı Grup 11'in, tüm gruplar içinde en düşük kırılma dayanımına sahip olduğu görüldü. Metal altyapının kullanıldığı *anatomik* dayanakta görülen bu başarısızlık, dayanağın yetersiz marjinal preperasyona sahip olması ile ilgili olabilir. İmplant üstü restorasyonlarda, diş etinden çıkış profilini doğala en yakın taklit etmeye çalışan anatomik dayanaklar, standart dayanaklara göre daha dar marjinal basamağa sahiptirler. Tek kron restorasyonlarda 0.5 mm'den 0.3 mm'ye azalan yetersiz marjin preperasyonunun, hem metal hem de seramik altyapılı restorasyonlarda kırılma direncini %35 oranında azalttığı bilinmektedir (206). Bu bilgi bizim çalışmamızda anatomik dayanakların kullandığı Grup 11'in kırılma dayanımının diğer tüm gruplara göre daha düşük olmasının muhtemel bir sebebidir.

Tüm gruplar arasında ideal altyapı ve üstyapı kalınlığında (0.5/1.5 mm) hazırlanan, metal altyapının kullanıldığı gruplardan kısa dayanağın kullanıldığı Grup 4'ün kırılma dayanımı, uzun dayanağın kullanıldığı Grup 9'un kırılma dayanımından daha yüksektir. Her iki grubun kırılma dayanımı da anatomik dayanağın kullanıldığı Grup 11'in kırılma dayanımından daha yüksektir. Restorasyonun toplam boyunun ve dayanak boyunun kısalması, metal altyapılı gruplarda kırılma dayanımını arttırmaktadır. Tüm gruplar arasında ideal altyapı ve üstyapı kalınlığında (0.5/1.5 mm) hazırlanan,

zirkonyum altyapının kullanıldığı gruplardan *anatomik* dayanağın kullanıldığı Grup 12'nin kırılma dayanımı, *kısa* dayanağın kullanıldığı Grup 5'in kırılma dayanımından daha yüksektir. Ancak *uzun* dayanağın kullanıldığı Grup 10'un, her iki gruptan da daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğu görüldü.

Wolf ve ark. (260) farklı uzunluktaki dayanakların, oklüzal kalınlığın ve farklı simanların implant üstü restorasyonlardaki kırılma dayanımı üzerine etkisini incelemişlerdir. CAD/CAM yöntemiyle, titanyum uzun dayanaklar (Yükseklik: 10.5 mm) üzerine, 0.5 mm ve 1.5 mm oklüzal kalınlığa sahip ve zirkonyum kısa dayanaklar (Yükseklik: 4 mm) üzerine 5.5 mm oklüzal kalınlığa sahip tam seramik kronlar hazırlanmıştır. Hazırlanan kronların bir kısmı kontrol grubu olarak kullanılmak için simante edilmezken, diğer kronlar ise adeziv olmayan ve adeziv olan üç farklı tipte siman kullanılarak, herhangi bir kırılma ortaya çıkıncaya kadar kırılma dayanımı testine tabii tutulmuştur. Elde edilen sonuçlara göre implant üstü tam seramik kronlardaki kırılma dayanımının; oklüzal kron kalınlığından, dayanak materyalinden, yapıştırma simanının tipinden ve dayanak yüksekliğinden etkilendiğini belirlemişlerdir. Adeziv siman ile simante edilen gruplarda kırılma dayanımının diğer tüm gruplardan daha yüksek olduğu görülmüştür. Kullanılan dayanak materyalinin kırılma dayanımı üzerinde etkili olduğu, titanyum dayanakların kullanıldığı gruplardaki kırılma dayanımı değerlerinin zirkonyum dayanakların kullanıldığı gruplardakinden daha yüksek olduğu görülmüştür. Hazırlanacak kronun oklüzal kalınlığının minimum 1-1.5 mm olması gerektiğini ileri sürmüşlerdir. Kısa dayanak üzerine aşırı bir oklüzal kalınlığa (5.5 mm) sahip kron hazırlanmasının kırılma dayanımını arttırmayacağını belirlemişlerdir. Bu durum, kullanılan kısa dayanağın yetersiz destek alanına sahip olması ve artan aşırı oklüzal kalınlığın çatlak oluşumunu indükleyecek kusurlara sahip olma ihtimalinin artması sonucu kırılma dayanımını azaltıcı bir etki oluşturması ile açıklanabilir.

Bu çalışmada kullanılan, anatomik dayanağın oklüzal tablası sivri hatlara sahiptir. Bu sivri hatlar dayanağın ve implant üstü kronun iç yüzeyinde fonksiyonel yükleme esnasında stresin yoğunlaşmasına neden olabilecek destek noktaları oluşturmaktadır. Bu stres birikim noktaları, metal altyapının esnemesi ile kompanse edilirken, üstyapı porseleninde gerilme noktaları oluşturur. Üstyapı porseleninin gerilme kuvvetlerine karşı dayanıksız olduğu bilinmektedir (135). Bu tablo anatomik dayanak üzerine hazırlanmış Grup 12'nin düşük kırılma dayanımının sebebi olabilir.

Sun ve ark. (180) çalışmalarında kırılma tipini chipping ve katastrofik kırılma olmak üzere ikiye ayırarak incelemişlerdir. Zirkonyum altyapılı veneer kronların büyük

bir kısmında katastrofik kırılma ortaya çıkarken, metal altyapılı veneer kronların tamamında ise chipping tespit edilmiştir. Bizim çalışmamızda da üç farklı kırılma tipinin (koheziv, adeziv ve katastrofik) ortaya çıktığı görüldü. Metal altyapılı kronların tamamında altyapının sağlam kaldığı, kronların hiçbirinde katastrofik başarısızlıkla karşılaşmadığı görüldü. Metal altyapılı numunelerde %91,6 oranında Tip II (adeziv) kırılma tipi gözlemlendi. Metal altyapılar, çatlak sapmasını sağlayan özellik göstermeleri nedeniyle, çatlak oluşumuna karşı oldukça iyi bir dirence sahiptirler (180). Bu fenomen, metal altyapılı kronlarda katastrofik başarısızlık yerine, adeziv ve koheziv başarısızlıkla karşılaşılmasının sebebini açıklamaktadır. Ancak, zirkonyum altyapılı kronların büyük bir kısmında (%56.9) Tip III (katastrofik) kırılma ortaya çıkarken; geriye kalanlarda ise Tip I (koheziv) (%9.7) ve Tip II (adeziv) kırılma (%33.3) ile karşılaşıldı. Zirkonyum altyapılı kronlarda yüksek oranda katastrofik başarısızlık görülmesinin nedeni; zirkonyum altyapı ile birleşen veneer seramiğin yüksek dayanımlı kırılma direnci sergilemesidir (277, 278).

Kırılma tipleri incelenirken; dairesel ve yıkıcı fraktürlerin, tüberkül tepelerinde ve merkezi fossa üzerinde olduğu görülmektedir. Dairesel fraktürler, kronun eğimli yüzeylerinde sıkıştırma streslerinin etkisiyle oluşmaktadır. Yıkıcı fraktürler ise fossalar üzerindeki koheziv streslerin etkisiyle ortaya çıkmaktadır (180).

SEM görüntülerinde tespit edilen “Wake hackle” olarak adlandırılan dairesel boşluklar, veneer porselenin el ile yığılması sürecinde ortaya çıkmakta ve kronun düşük kırılma dayanımı göstermesine neden olmaktadır (180).

Tip III (katastrofik) kırılma tipinde restorasyonun yenilenmesi gerekmektedir. Ancak Tip I ve Tip II kırılma şekillerinde kırığın boyutu ve lokalizasyonuna bağlı olarak ağız içinde tamir edilebilmesi çoğu zaman mümkündür. Küçük alanları kapsayan koheziv kırılma (chipping)’larda, kırık bölgesinin sadece polisajlanması yeterli olmaktadır (187, 279). Daha geniş alanları kapsayan koheziv kırıklar ise ağız içi veya ağız dışı ortamda kompozit rezinler ile tamir edilebilmektedir. İmplant üstü restorasyonların sökülmesi sırasında, distorsiyon veya restorasyon ya da dayanakta hasara yol açılabilme ihtimali söz konusudur (187). Bu işlem hasta için de oldukça konforsuz ve rahatsız edicidir. Aynı zamanda daha pahalı ve uzun süren bir uygulamadır. Bu nedenle, ağız içi tamir yöntemlerinin uygulanabilmesi hem hekim hem de hasta için ilk tercih sebebidir. Kırılma tipleri içinde Tip I ve Tip II kırılmanın tamirinin mümkün olması nedeniyle, Tip III (katastrofik) kırılma tipine göre tolere edilebilmeleri daha kolaydır.

Dental restorasyonların maruz kaldığı fonksiyonel çiğneme kuvvetleri genelde düşük olup, 2-150 N arasında değişmektedir (280). Çiğneme sisteminde disfonksiyon semptomları gösteren hastalarda ısırma kuvvetleri daha düşük olurken, diş sıkma ve gıcırdatma durumlarında değerler normal bireylere göre 6 kat fazla olabilmektedir (281). Kaynaklarda, çiğneme kuvvetlerinin hesaplanmasına yönelik pek çok çalışma yer almıştır. Posterior alanda maksimum ısırma kuvvetleri 200-880 N arasında değişmektedir (281-283). Kiliaridis ve arkadaşları (283), molar bölgede maksimum ısırma kuvvetinin erkekler için 807 N, kadınlar için 650 N olduğunu bildirmişlerdir.

İmplant destekli tedavilerde, normal dentisyonda mevcut olan periodonsiyumun kaybı söz konusudur. Periodonsiyumun varlığı doğal dişlerde çiğneme yüklerinin tolere edilmesini sağlar ve mevcut doğal dişlerdeki restorasyonun içerisinde yoğunlaşan stresleri azaltır. Ancak implant üstü sabit protezler bu avantaja sahip değildir ve ağız içerisinde daha yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalırlar (6, 272, 284, 285). Bu çalışmada kullanılan veneer kronlarda elde edilen kırılma dayanıklılığı değerlerin tümü, $418,67 \pm 89,79$ N ile $3784,92 \pm 894,89$ N arasında değişmekle beraber; çoğunlukla ifade edilen en yüksek çiğneme kuvveti değerlerinin üzerinde bulunmuştur. Bu değerler klinik kullanım için kabul edilebilir değerlerdir.

Bu çalışmaya başlarken kurulan hipotez kabul edilmiştir. Zirkonyum altyapılı implant üstü tek kron restorasyonlarda, dayanak yüksekliğinin ve tipinin, alt/üstyapı kalınlığının ve altyapı materyal tipinin kırılma dayanımı üzerine etkisi olduğu görülmüştür. Ancak yapılacak bundan sonraki çalışmalarda, deney düzeneği oluşturulurken, klinik şartları daha iyi yansıtmaları için çiğneme simülatörü, termosiklus ve daimi simantasyon uygulamalarının yapılması, daha doğru sonuçların ortaya konmasında yardımcı olacaktır.

İmplant üstü zirkonyum altyapılı veneer restorasyonlarda altyapı ve üstyapı kalınlığının restorasyonun iç stresleri üzerinde oldukça etkili ve önemli bir faktör olduğu bilinmesine rağmen, literatürde zirkonyum restorasyonlara ait optimum klinik standartlar halen belirlenememiştir (191). Ne yazık ki implant destekli veneer restorasyonlarla ilgili uzun dönem klinik çalışmaların sayısı da oldukça azdır (149, 286, 287). Bu alanda daha çok çalışmaya ihtiyaç vardır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Üç farklı dayanak üzerine hazırlanan zirkonyum altyapılı implant üstü veneer kuronların kırılma dayanımlarının *in vitro* olarak değerlendirildiği bu çalışmada sonuçlar şöyle bulunmuştur.

1. Elde edilen verilere göre; hem kullanılan dayanak yüksekliğinin ve tipinin, hem de alt/üstyapı kalınlığının ve altyapı materyal tipinin kırılma dayanımı üzerinde etkisi vardır ($p < 0.01$).
2. Her üç dayanak tipinde (kısa, uzun ve anatomik) de, uygun altyapı ve üstyapı tasarımı ile yüksek kırılma dayanımını elde etmek mümkündür.
3. Kısa ve uzun dayanak tiplerinde zirkonyum altyapı kalınlığı 0.5 mm olduğunda kırılma dayanımı en az, 1 mm ve üzerinde olduğunda ise en yüksek olmaktadır. (Örn; Grup 3: $3592,64 \pm 722,61$ N > Grup 1: $1480,80 \pm 578,96$ ve Grup 7: $3370,94 \pm 272,24$ N > Grup 6: $1771,78 \pm 123,42$)
4. Uzun dayanak kullanıldığında zirkonyum altyapılı restorasyonlar, metal altyapılı olanlara göre daha yüksek kırılma dayanımına sahiptir (Grup 10: $2900,67 \pm 531,37$ N > Grup 9: $1499,71 \pm 165,97$ N).
5. Kırılma direnci açısından en yüksek değer, kısa dayanak üzerine hazırlanan altyapı/üstyapı kalınlığının en fazla olduğu, zirkonyum altyapılı restorasyonlarda elde edilmiştir (Grup 2: $3784,92 \pm 894,89$ N).
6. Kırılma direnci açısından en düşük değer, anatomik dayanak üzerine hazırlanan 0,5 mm kalınlığında metal altyapılı restorasyonlarda elde edilmiştir (Grup 11: $418,67 \pm 89,79$ N).
7. Altyapı kalınlığı 0,5 mm olan numunelerden zirkonyum altyapılı grupların kırılma dayanımları, metal altyapılı gruplara oranla daha yüksektir. (Örn; Grup 12: $2290,73 \pm 294,32$ N > Grup 11: $418,67 \pm 89,79$ N ve Grup 10: $2900,67 \pm 531,37$ N > Grup 9: $1499,71 \pm 165,97$ N)
8. Zirkonyum altyapılı implant üstü veneer kuronlarda, kısa dayanak üzerine kalın altyapı hazırlanması; uzun dayanak üzerine ince altyapı hazırlanmasından, kırılma direnci açısından daha başarılı bir alternatiftir. (Örn; Grup 2: $3784,92 \pm 894,89$ N > Grup 6: $1771,78 \pm 123,42$ N)

9. Kısa ve uzun dayanak üzerine hazırlanan örneklerde altyapı ve üstyapı kalınlık oranının eşit hazırlandığı gruplarda kırılma direncinin yüksek olduğu görüldü (Grup 3: $3592,64 \pm 722,61$ N ve Grup 8: $3168,56 \pm 624,07$ N).
10. Zirkonyum altyapıların farklı kırılma tipleri sergiledikleri görülürken, metal altyapılı restorasyonların hiçbirinde katastrofik başarısızlıkla karşılaşılmadı.

KAYNAKLAR

1. Uzun, İ.H., Bayındır, F. (2011) Dental Materyallerin Biyouyumluluk Test Yöntemleri. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 28(2), 115-22.
2. Manicone, P.F., Rossi Iommetti, P., Raffaelli, L. (2007). An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry*, 11, 819-26.
3. Garvie, R.C., Hannink, R.H., Pascoe, R.T. (1975). Ceramic steel? *Nature*, 248, 703.
4. Chevalier, J., (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 4, 535-43.
5. Kinsel, R.P., Lin, D. (2009). Retrospective analysis of porcelain failures of metal ceramic crowns and fixed partial dentures supported by 729 implants in 152 patients: patient-specific and implant-specific predictors of ceramic failure. *Journal Prosthetic Dentistry*, 6, 388-94.
6. Pjetursson, B.E., Bragger, U., Lang, N.P., ve Zwahlen, M. (2007). Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clinical Oral Implants Research*, 18(3), 97-113.
7. Sadig, W. M., Al Harbi, M.W. (2007). Effects of surface conditioning on the retentiveness of titanium crowns over short implant abutments. *Implant Dentistry*, 4, 387-96.
8. Tonetti, M. S. (1999). Determination of the success and failure of root-form osseointegrated dental implants. *Advances in Dental Research*. 13, 173-80.
9. Firidinoğlu, K., Toksavul, S., Toman, M. (2007). İmplant destekli sabit protezlerde seramik abutmant kullanımı. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 28, 145-50.
10. Ra'ed Omar, A.H., Mahmoud Khalid, A.O., Ahed Mahmoud, A.W. (2006). Psychological impact on implant patients' oral health-related quality of life. *Clinical Oral Implants Research*, 17(2), 116-23.
11. Wismeijer, D., Van Waas, M.A., Vermeeren, J.I., Muldel, J., Kalk, W. (1997). Patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a comparison of three treatment strategies with ITI-dental implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 26(4), 263-67.

12. Strassburger, C., Kerschbaum, T., Heydecke, G. (2005). Influence of implant and conventional prostheses on satisfaction and quality of life: A literature review. Part 2: Qualitative analysis and evaluation of the studies. *The International Journal of Prosthodontics*, 4, 339-48.
13. Sandallı, P. (2000). *Oral İmplantoloji*. Galatasaray, İstanbul: Erler Matbaacılık.
14. Spiekerman, H. (1998). Department of reviews and abstracts-Color atlas of dental medicine: Implantology. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 4, 469.
15. Berner, S., Dard, M., Gottlow, J., Molenberg, A., Wieland, M. (2009). Titanium-Zirconium: A Novel Material for Dental Implants. *European Cells and Materials*, 1, 16.
16. Wataha, J.C. (1996). Materials for endosseous dental implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 23(2), 79-90.
17. Affairs, ADA Council on Scientific. (2003). Titanium applications in dentistry. *The Journal of the American Dental Association*, 3, 347-9.
18. Hanisch, O., Lozada, J.L., Holmes, R.E., Calhoun, C.J., Kan, J.Y., Spiekermann, H. (1999). Maxillary sinus augmentation prior to placement of endosseous implants: A histomorphometric analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 14(3), 329-36.
19. Scarano, A., Piattelli, M., Caputi, S., Favero, G.A., Piattelli, A. (2004). Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *Journal of Periodontology*, 75(2), 292-96.
20. Smith, D.E., Zarb, G.A. (1989). Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 5, 567-72.
21. Misch, C.E. (2005). *Dental İmplantoloji*. St. Louis: Mosby.
22. Misch, C.E. (1993). Progressive loading of bone with implant prostheses. *The Journal of Dental Symposia*, 1, 50-3.
23. Misch, C.E. (1995). Screw-retained versus cement-retained implant-supported prostheses. *Practical Procedures & Aesthetic Dentistry*, 9, 15-8.
24. Jemt T., Carlsson L., Boss A. (1991) In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 6, 413-17.
25. Misch, C. E. (2005). *Dental İmplant Protezler* (2.bs.). St. Louis: Mosby.

26. Misch, C.E. (1995) Screw-retained versus cement-retained implant supported prostheses. *Practical Procedures & Aesthetic Dentistry*, 7, 15-8.
27. Keith, S.E., Miller, B.H., Woody, R.D., Higginbottom, F.L. (1999). Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implants abutments. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 3, 369-78.
28. Marinbach, M.G. (1996). The influence of implants on the dental profession through the eyes of a laboratory owner. *Implant Dentistry*, 2, 81.
29. Rimondini, L., Cerroni, L., Carrassi, A., Torricelli, P. (2002). Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 17(6), 793-8.
30. Yüzügüllü, B., Avcı, M. (2008). Maksiller anterior bölgede estetik implant dayanak seçimi. *Ankara Diş Hekimleri Odası Klinik Bilimler Dergisi*, 2, 116-22.
31. Alsiyabi, A.S., Felton, D.A., Cooper, L.F. (2005). The role of abutment-attachment selection in resolving inadequate interarch distance: a clinical report. *Journal of Prosthodontics*, 14(3), 184-90.
32. Prestipino, V., Ingber, A. (1993). Esthetic high-strength implant abutments. Part I. *Journal of Esthetic Dentistry*, 1, 29-36.
33. Giglio, G.D. (1999). Abutment selection in implant-supported fixed prosthodontics. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 3, 233-41.
34. Glauser, R., Sailer, I., Wohlwend, A., Studer, S., Schibli, M., Scharer, P. (2004). Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *The International Journal of Prosthodontics*, 3, 285-90.
35. McLean, J.W. (1979) *The Science and Art of Dental Ceramics Volume II: Bridge Design and Laboratory Procedures in Dental Ceramics*. Chicago: Quintessence Publising.
36. Craig, G.R., Powers, M.J. (2002). *Restorative Dental Materials* (11. bs.). St. Louis: CV Mosby.
37. Akın, E. (1983). *Diş Hekimliğinde Porselen*. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi. 207-19.
38. McLean, J.W. (1979). *The Science and Art of Dental Ceramics* (1. bs.). Illinois: Quintessence Pub. Co. 23, 33, 43-7, 63, 71-2, 82-90, 134-6, 200-55-73-96.

39. Kelly, J.R., Nishimura, I., Campbell, S.D. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1, 18-32.
40. Jones, D.W. (1985). Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental Clinics of North America*, 4, 621-44.
41. Anusavice, K.J., Phillips, R.W., Shen, C., Rawls, H.R. (2012). *Phillips' science of dental materials*. St. Louis: Elsevier Health Sciences.
42. Deany, I.L. (1996). Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 2, 134-43.
43. Bayındır, F., Uzun, İ.H. (2007). Tam Seramik Kuron Sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 3, 399-410.
44. Rizkalla, A.S., Jones, D.W. (2004). Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials. *Dental Materials*, 2, 207-12.
45. McLean, J.W. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(1), 61-6.
46. Cattell, M.J., Chadwick, T.C., Knowles, J.C., Clarke, R.L., Lynch, E. (2001). Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. *Dental Materials*, 17(1), 21-33.
47. Nağış, I.Ç., Ergün, G. (2008). Zirkonya seramiklerin diş hekimliğindeki yeri ve geleceği. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25(3), 51-60.
48. Akın, E. (1999). *Diş Hekimliğinde Seramik* (3. bs.). İstanbul: İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi.
49. Doğan, E., Zaimoğlu, A. (2006). Temel metal ve kor alt yapı üzerine farklı kalınlıklarda hazırlanan düşük ısı porseleninin renk stabilitesinin eskitme sonrası karşılaştırılması. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1, 107-18.
50. Coşkun, A., Yaluğ, S. (2002). Metal Desteksiz Porselen Sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2, 97-102.
51. Yavuzylmaz, H., Turhan, B., Bavbek, B., Kurt, E. (2005). Tam seramik sistemleri I. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(1), 41-8.
52. Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., Aksu, E. (1993). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi* (17. bs.). Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.
53. Wall, J.G., Cipra, D.L. (1992). Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dental Clinics of North America*, 3, 765-82.

54. Yılmaz, B. (2008). Beş farklı yöntemle hazırlanan zirkonyum altyapılı kuronların marjinal uyum ve kırılma dirençlerinin in vitro olarak değerlendirilmesi. Doktora tezi, Atatürk Üniversitesi, Erzurum.
55. Taşveren, S., Özdemir, A.K. (2005). Yüksek miktarda alumina ile güçlendirilmiş metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi*, 2, 128-32.
56. Oktay, H.G. (2003). Tüm seramik sistemler. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24, 11-6.
57. Yüksel, G., Çekiç, C., Özkan, P. (2000). Metal desteksiz porselen sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2, 79-89.
58. Toksavul, S., Artunç, C., Ulusoy, M., Toman, M. (2002). Tüm seramik kronlar (1.bs.). İzmir: Meta Basım Matbaacılık.
59. Rosenblum, M.A., Schulman, A. (1997). A review of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 3, 297-307.
60. Deany, I.L. (1996). Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 2, 134-43.
61. Al-Makramani, B.M., Razak, A.A., Abu-Hassan, M.I. (2009). Comparison of the load at fracture of Turkom-Cera to Procera AllCeram and In-Ceram all-ceramic restorations. *Journal of Prosthodontics*, 6, 484-8.
62. Şener, I.D., Türker, B. (2009). Kimyasal Yapılarına Göre Tam Seramik Restorasyonlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1, 61-7.
63. Wagner, W.C., Asgar, K., Bigelow, W.C., Flinn, R.A. (1993). Effect of interfacial variables on metal-porcelain bonding. *Journal of Biomedical Materials Research*, 4, 531-7.
64. Denry, I.L. (1996). Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 2, 134-43.
65. Hondrum, S.O. (1992). A review of the strength properties of dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 6, 859-65.
66. Gökçe, H.S., Beydemir, B. (2002). Yüksek Dirençli Seramik Sistemlerin Dayanıklılığı. *Gülhane Tıp Dergisi*, 4, 457-63.
67. Chang, J.C., Hart, D.A., Estey, A.W., Chan, J.T. (2003). Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(1), 18-23.
68. Holand, W., Beall, G.H. (2012). Glass Ceramic Technology. USA: Wiley.

69. Qualtrough, A.J., Piddock, V. (1997). Ceramics update. *Journal of Dentistry*, 2, 91-5.
70. Conrad, H.J., Seong, W.J., Pesun, I.J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 5, 389-404.
71. Esquivel-Upshaw, J.F., Anusavice, K.J., Young, H., Jones, J., Gibbs, C. (2004). Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *The International Journal of Prosthodontics*, 17(4), 469-75.
72. Marquardt, P., Strub, J.R. (2006). Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence International*, 37(4), 253-9.
73. Toksavul, S., Toman, M., Firdinoğlu, K. (2008). Tüm seramik restorasyonlar ve klinik uygulaması: olgu sunumu. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 11(1), 49-52.
74. Özarslan, M.M., (2010). Zirkonyum Kor Yapıların Kısa İmplant Dayanakları Üzerine Simantasyonunda Kullanılan Farklı Yapıştırma Simanlarının ve Yüzey İşleminin Tutuculuğa Etkisinin İncelenmesi Doktora tezi. Süleyman Demirel Üniversitesi, Isparta
75. Karaalioğlu, O.F., Duymuş, Z.Y. (2008). Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 18(1), 25-32.
76. Duret, F., Blouin, J. L., Duret, B. (1988). CAD-CAM in dentistry. *The Journal of the American Dental Association*, 6, 715-20.
77. McLaren, E.A., Terry, D.A. (2002). CAD/CAM systems, materials, and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compendium of Continuing Education In Dentistry*, 7, 637-41.
78. Tosun, T. (2007). Zirkonyum, Zirkonyum oksit seramikleri ve diş hekimliğinde kullanım alanları -I- Kuron ve Köprü Protezlerinde Zirkonyum. *Dentalife*. 22, 18-27.
79. Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, 1, 44-56.
80. Liu, P.R. (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 7, 507-8.

81. Fradeani, M., Redemagni, M. (2002). An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence International*, 7, 503-10.
82. Denissen, H., Dozic, A., van der Zel, J., van Waas, M. (2000). Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 5, 506-13.
83. Kucey, B.K. ve Fraser, D.C. (2000). The Procera abutment--the fifth generation abutment for dental implants. *Journal of the Canadian Dental Association*, 66(8), 445-9.
84. Voitik, A.J. (2002). CT data and its CAD and CAM utility in implant planning: part I. *Journal of Oral Implantology*, 28(6), 302-3.
85. Tabar, G. (2005). Total dişsiz hastalar için implant destekli sabit protetik restorasyonların tedavi planlamasında ve uygulamasında kullanılan bilgisayar destekli dizayn ve üretim (cad-cam) yönteminin geleneksel yöntemle karşılaştırılması. Doktora tezi. İstanbul Üniversitesi. İstanbul
86. Ersu, B., Yüzüğüllü, B., Canay, ř. (2008). Sabit Restorasyonlarda CAD/CAM Uygulamaları. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakóltesi Dergisi*, 32, 58-72.
87. Fuster-Torres, M.A., Albalat-Estela, S., Alcaniz-Raya, M., Penarrocha-Diago, M. (2009). CAD / CAM dental systems in implant dentistry: update. *Medicina Oral Patologia Oral Cirugia Bucal*, 14(3), 141-5.
88. Rekow, E.D. (2006). Dental CAD/CAM systems: a 20-year success story. *The Journal of the American Dental Association*, 137, 5-6.
89. Strub, J.R., Rekow, E.D., ve Witkowski, S., (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association*, 137(9), 1289-96.
90. Salihoğlu, E. (2009). Farklı zirkonya sistemlerinde glazür ve termal siklus uygulamalarından sonra kırılma ve mikrosertlik değişimleri. Doktora tezi, Yeditepe Üniversitesi, İstanbul
91. Fasbinder, D.J. (2002). Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 23(10), 911-6.
92. Pilathadka, S., Vahalova, D., Vosahlo, T. (2007). The Zirconia: a new dental ceramic material. An overview. *Prague Medical Report*, 1, 5-12.
93. Piconi, C., Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 1, 1-25.

94. Vagkopoulou, T., Koutayas, S.O., Koidis, P., Strub, J.R. (2009). Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *European Journal of Esthetic Dentistry*, 4(2), 130-151.
95. Nağış, I.Ç., Ergün, G. (2008). Zirkonya seramiklerin diş hekimliğindeki yeri ve geleceği. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 3, 51-60.
96. Probst, L., Diehl, J. (1992). Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. *Quintessence International*, 1, 25-31.
97. Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S.P., Swain, M.V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*, 5, 449-56.
98. Luthardt, R.G., Holzhuter, M.S., Rudolph, H., Herold, V., Walter, M.H. (2004). CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials*, 20(7), 655-62.
99. Filser, F., Kocher, P., Gauckler, L.J. (2003). Net-shaping of ceramic components by direct ceramic machining. *Assembly Automation*, 23(4), 382-90.
100. Guazzato, M., Albakry, M., Swain, M., Ringer, S.P. (2002). Microstructure of alumina-and alumina/zirconia-glass infiltrated dental ceramics. *Key Engineering Materials*, 879-82.
101. Ruiz, L., Readey, M. J. (1996). Effect of Heat Treatment on Grain Size, Phase Assemblage, and Mechanical Properties of 3 mol% Y-TZP. *Journal of the American Ceramic Society*, 9, 2331-40.
102. Denry, I.L., Kelly, J.R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24(3), 299-307.
103. Özkurt, Z., Kazazoğlu, E. (2010). Clinical success of zirconia in dental applications. *Journal of Prosthodontics*, 19(1), 64-8.
104. Hisbergues, M., Vendeville, S., Vendeville, P. (2009). Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 88(2), 519-29.
105. Luthardt, R.G., Holzhüter, M., Sandkuhl, O., Herold, V., Schnapp, J.D., Kuhlisch, E., Walter, M.H. (2002). Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *Journal of Dental Research*, 81(7), 487-91.
106. Chevalier, J., Deville, S., Münch, E., Jullian, R., Lair, F. (2004). Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials*, 25(24), 5539-45.

107. Kelly, J.R., Denry, I.L. (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental Materials*, 24(3), 289-98.
108. Malkoç, M.A., Sevimay, M. (2009). Protetik diş hekimliğinde zirkonyum ve kullanım alanları. *Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 18, 208-16.
109. Raigrodski, A.J. ve Chiche, G.J. (2001). The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 86, 520-5.
110. Rimondini, L., Cerroni, L., Carrassi, A., Torricelli, P. (2002). Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 17(6), 793-8.
111. Cottom, B.A., Mayo, M.J. (1996). Fracture toughness of nanocrystalline ZrO₂-3mol% Y₂O₃ determined by vickers indentation. *Scripta Materialia*, 5, 809-814.
112. Raigrodski, A.J. (2004). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental Clinics of North America*, 48(2), 531-44.
113. Raigrodski, A.J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 557-62.
114. Holst, S., Blatz, M.B., Hegenbarth, E., Wichmann, M., Eitner, S. (2005). Prosthodontic considerations for predictable single-implant esthetics in the anterior maxilla. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 9(2), 89-96.
115. Burger, W., Richter, H.G., Piconi, C., Vatteroni, R., Cittadini, A., Boccalari, M. (1997). New Y-TZP powders for medical grade zirconia. *Journal of Materials Science Materials in Medicine*, 2, 113-8.
116. McLaren, E.A. (1998). All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compendium*, 3, 307-25.
117. Vigolo, P., Mutinelli, S. (2012). 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*, 21(4), 265-9.
118. Vigolo, P., Fonzi, F., Majzoub, Z., Cordioli, G. (2005). An in vitro evaluation of ZiReal abutments with hexagonal connection: in original state and following

- abutment preparation. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 20(1), 108-14.
119. Drouin, J.M., Cales, B., Chevalier, J., Fantozzi, G. (1997). Fatigue behavior of zirconia hip joint heads: experimental results and finite element analysis. *Journal of Biomedical Materials Research*, 2, 149-55.
 120. Swab, J.J. (1991). Low temperature degradation of Y-TZP materials. *Journal of Materials Science*, 24, 6706-14.
 121. Theunissen, G., Bouma, J., Winnubst, A., Burggraaf, A. (1992). Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics. *Journal of Materials Science*, 16, 4429-38.
 122. Huang, H. (2003). Machining characteristics and surface integrity of yttria stabilized tetragonal zirconia in high speed deep grinding. *Materials Science & Engineering A, Structural Materials*, 345, 155-63.
 123. Huang, H., Liu, Y. (2003). Experimental investigations of machining characteristics and removal mechanisms of advanced ceramics in high speed deep grinding. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 43(8), 811-23.
 124. Kou, W., Molin, M., Sjogren, G. (2006). Surface roughness of five different dental ceramic core materials after grinding and polishing. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(2), 117-24.
 125. Witkowski, S. (2005). *CAD/CAM in dental technology*. Quintessence Dental Technology-Yearbook USA, Chicago: Quintessence Publ.
 126. Janda, R., Roulet, J.F., Wulf, M., Tiller, H.J. (2003). A new adhesive technology for all-ceramics. *Dental Materials*, 19(6), 567-73.
 127. Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, J. P., Peille, C. N. (1989). Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1, 45-61.
 128. Sundh, A., Molin, M., Sjogren, G. (2005). Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dental Materials*, 5, 476-82.
 129. Raigrodski, A.J. (2004). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental Clinics of North America*, 2, 531-44.

130. Matsui, K., Horikoshi, H., Ohmichi, N., Ohgai, M., Yoshida, H., Ikuhara, Y. (2003). Cubic-Formation and Grain-Growth Mechanisms in Tetragonal Zirconia Polycrystal. *Journal of the American Ceramic Society*, 8, 1401-8.
131. Blue, D.S., Griggs, J.A., Woody, R.D., Miller, B.H. (2003). Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 3, 247-54.
132. Yin, L., Huang, H. (2004). Ceramic response to high speed grinding. *Machining Science and Technology*, 1, 21-37.
133. Yin, L., Jahanmir, S., Ives, L.K. (2003). Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece. *Wear*, 7, 975-89.
134. Shillingburg, H.T., Sather, D.A., Stone, Suzan, E. (2012). Fundamentals of fixed prosthodontics. Quintessence Pub.
135. Zaimoğlu, A., Can, G. (2011). Sabit Protezler. Ankara: *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları*, 122-3.
136. Kosmac, T., Oblak, C., Jevnikar, P., Funduk, N., Marion, L. (2000). Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research*, 4, 304-13.
137. Aboushelib, M.N., Kleverlaan, C.J., Feilzer, A.J. (2008). Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *Journal of Prosthodontics*, 5, 401-8.
138. Yilmaz, H., Aydin, C., Gul, B.E. (2007). Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2, 120-8.
139. Misch, C.E. (1999). *Contemporary implant dentistry*. St Louis: Mosby.
140. Aboushelib, M.N., Feilzer, A.J., de Jager, N., Kleverlaan, C.J. (2008). Prestresses in bilayered all-ceramic restorations. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 1, 139-45.
141. Hansen, P.A., West, L.A. (1997). Allergic Reaction Following Insertion of a Pd-Cu-Au Fixed Partial Denture: A Clinical Report. *Journal of Prosthodontics*, 2, 144-8.
142. Ichikawa, Y., Akagawa, Y., Nikai, H., Tsuru, H. (1992). Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2, 322-6.

143. Covacci, V., Bruzzese, N., Maccauro, G., Andreassi, C., Ricci, G.A., Piconi, C., Marmo, E., Burger, W., Cittadini, A. (1999). In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*, 4, 371-6.
144. Ardlin, B.I. (2002). Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dental Materials*, 8, 590-5.
145. Manicone, P.F., Rossi Iommetti, P., Raffaelli, L. (2007). An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry*, 11, 819-26.
146. Jemt, T., Lekholm, U. (1998). Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits. *Clinical Oral Implants Research*, 4, 272-80.
147. Holst, S., Blatz, M.B., Hegenbarth, E., Wichmann, M., Eitner, S. (2005). Prosthodontic considerations for predictable single-implant esthetics in the anterior maxilla. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 9, 89-96.
148. Yildirim, M., Fischer, H., Marx, R., Edelhoff, D. (2003). In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 4, 325-31.
149. Glauser, R., Sailer, I., Wohlwend, A., Studer, S., Schibli, M., Schärer, P. (2003). Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *The International Journal of Prosthodontics*, 3, 285-90.
150. Shirakura, A., Lee, H., Geminiani, A., Ercoli, C., Feng, C. (2009). The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2, 119-27.
151. Glauser, R., Sennerby, L., Meredith, N., Rée, A., Lundgren, A., Gottlow, J., Hämmerle, C. H. (2004). Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. *Clinical Oral Implants Research*, 4, 428-34.
152. Yeo, I.S., Yang, J.H., ve Lee, J.B. (2003). In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 5, 459-64.

153. Groten, M., Axmann, D., Pröbster, L., Weber, H. (2000). Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1, 40-9.
154. Lin, M.T., Sy-Muñoz, J., Muñoz, C.A., Goodacre, C.J., Naylor, W.P. (1998). The effect of tooth preparation form on the fit of Procera copings. *The International Journal of Prosthodontics*. 11(6), 580-90.
155. Albert, F.E., El-Mowafy, O.M. (2003). Marginal adaptation and microleakage of Procera AllCeram crowns with four cements. *The International Journal of Prosthodontics*, 5, 529-35.
156. Wolfart, S., Wegner, S.M., Al-Halabi, A., Kern, M. (2002). Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *The International Journal of Prosthodontics*, 6, 587-92.
157. Khajotia, S.S., Mackert Jr, J.R., Twiggs, S.W., Russell, C.M., Williams, A.L. (1999). Elimination, via high-rate laser dilatometry, of structural relaxation during thermal expansion measurement of dental porcelains. *Dental Materials*, 6, 390-6.
158. Goodacre, C.J., Campagni, W.V., Aquilino, S.A. (2001). Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 4, 363-76.
159. Pallis, K., Griggs, J. A., Woody, R.D., Guillen, G.E., Miller, A.W. (2004). Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 6, 561-9.
160. Studart, A.R., Filser, F., Kocher, P., Lüthy, H., Gauckler, L.J. (2007). Cyclic fatigue in water of veneer–framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dental Materials*, 2, 177-85.
161. Combe, E.C. (1986). *Notes on dental materials*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
162. Cattell, M.J., Chadwick, T.C., Knowles, J.C., Clarke, R.L., Lynch, E. (2001). Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. *Dental Materials*, 1, 21-33.
163. Anusavice, K.J., Phillips, R.W., Shen, C., Rawls, H.R. (2012). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences. pp 665-719.
164. Craig, R.G., Powers, J.M. (1989). *Restorative dental materials*. St. Louis: Mosby.
165. Oh, W.S., DeLong, R., Anusavice, K.J. (2002). Factors affecting enamel and ceramic wear: a literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 4, 451-9.

166. Guazzato, M., Albakry, M., Swain, M.V., Ironside, J. (2001). Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *The International Journal of Prosthodontics*, 4, 339-46.
167. Suansuwan, N. (2001). Determination of elastic properties of metal alloys and dental porcelains. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2, 133-9.
168. Quinn, G.D. (2000). Indentation Hardness Testing of Ceramics. *Mechanical testing and evaluation*. ASM International, 8, 244-51.
169. Zhang, B., Zheng, X., Tokura, H., Yoshikawa, M. (2003). Grinding induced damage in ceramics. *Journal of Materials Processing Technology*, 1, 353-64.
170. Shahdad, S.A., McCabe, J.F., Bull, S., Rusby, S., Wassell, R.W. (2007). Hardness measured with traditional Vickers and Martens hardness methods. *Dental Materials*, 9, 1079-85.
171. Zeng, K., Odén, A., Rowcliffe, D. (1997). Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *The International Journal of Prosthodontics*, 2, 183-9.
172. Claus, H. (1988). The structure and microstructure of dental porcelain in relationship to the firing conditions. *The International Journal of Prosthodontics*, 4, 376-84.
173. Alkumru, H., Hullah, W.R., Marquis, P.M., Wilson, H.J. (1988). Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. *British Dental Journal*, 2, 39-43.
174. Masonis, J.L., Bourne, R.B., Ries, M.D., McCalden, R.W., Salehi, A., Kelman, D.C. (2004). Zirconia femoral head fractures: A clinical and retrieval analysis. *The Journal of Arthroplasty*, 7, 898-905.
175. Shirakura, A., Lee, H., Geminiani, A., Ercoli, C., Feng, C. (2009). The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2, 119-27.
176. Proos, K.A., Swain, M.V., Ironside, J., Steven, G.P. (2002). Investigation of the Role of Dental Ceramic Core Material using Finite Element Analysis. *Key Engineering Materials*, 240, 871-4.
177. Fischer, J., Stawarczyk, B., Trottmann, A., Hämmerle, C. HF. (2009). Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. *Dental Materials*, 4, 419-23.

178. Hjerpe, J., Vallittu, P. K., Fröberg, K., Lassila, L. VJ. (2009). Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. *Dental Materials*, 2, 166-71.
179. Benetti, P., Pelogia, F., Valandro, L.F., Bottino, M.A., Bona, A.D. (2011). The effect of porcelain thickness and surface liner application on the fracture behavior of a ceramic system. *Dental Materials*, 9, 948-53.
180. Sun, T., Zhou, S., Lai, R., Liu, R., Ma, S., Zhou, Z., Longquan, S. (2014). Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 93-101.
181. Scherrer, S.S., Quinn, G.D., Quinn, J.B. (2008). Fractographic failure analysis of a Procera AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dental Materials*, 8, 1107-13.
182. Creugers, N.H., Kreulen, C.M., Snoek, P.A., Kanter, R.J. (2000). A systematic review of single-tooth restorations supported by implants. *Journal of Dentistry*, 4, 209-17.
183. Gotfredsen, K. (2004). A 5-year prospective study of single-tooth replacements supported by the Astra Tech implant: a pilot study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 1, 1-8.
184. Lekholm, U., Gunne, J., Henry, P., Higuchi, K., Linden, U., Bergstrom, C., Van Steenberghe, D. (1999). Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 5, 639-45.
185. Romeo, E., Chiapasco, M., Ghisolfi, M., Vogel, G. (2002). Long-term clinical effectiveness of oral implants in the treatment of partial edentulism. Seven-year life table analysis of a prospective study with ITI dental implants system used for single-tooth restorations. *Clinical Oral Implants Research*, 2, 133-43.
186. Wolfart, S., Ludwig, K., Uphaus, A., Kern, M. (2007). Fracture strength of all-ceramic posterior inlay-retained fixed partial dentures. *Dental Materials*, 12, 1513-20.
187. Kimmich, M., Stappert, C.F. (2013). Intraoral treatment of veneering porcelain chipping of fixed dental restorations: a review and clinical application. *The Journal of the American Dental Association*, 1, 31-44.

188. Larsson, C., El Madhoun, S., Wennerberg, A., Vult von Steyern, P. (2012). Fracture strength of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals crowns with different design: an in vitro study. *Clinical Oral Implants Research*, 7, 820-6.
189. Kimmich, M., Stappert, C.F. (2013). Intraoral treatment of veneering porcelain chipping of fixed dental restorations: a review and clinical application. *Journal of the American Dental Association*, 1, 31-44.
190. Aboushelib, M.N., Kleverlaan, C.J., Feilzer, A.J. (2006). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations: Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dental Materials*, 9, 857-63.
191. Mainjot, A.K., Schajer, G.S., Vanheusden, A.J., Sadoun, M.J. (2012). Influence of zirconia framework thickness on residual stress profile in veneering ceramic: measurement by hole-drilling. *Dental Materials*, 4, 378-84.
192. Mainjot, A.K., Schajer, G.S., Vanheusden, A.J., Sadoun, M.J. (2012). Influence of veneer thickness on residual stress profile in veneering ceramic: measurement by hole-drilling. *Dental Materials*, 2, 160-7.
193. Al-Dohan, H.M., Yaman, P., Dennison, J.B., Razzoog, M.E., Lang, B.R. (2004). Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 4, 349-55.
194. Pjetursson, B.E., Tan, W.C., Tan, K., Bragger, U., Zwahlen, M., Lang, N.P. (2008). 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*, 2, 131-41.
195. Swain, M.V. (2009). Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomaterialia*, 5, 1668-77.
196. Wakabayashi, N., Anusavice, K.J. (2000). Crack initiation modes in bilayered alumina/porcelain disks as a function of core/veneer thickness ratio and supporting substrate stiffness. *Journal of Dental Research*, 6, 1398-404.
197. Guess, P. C., Kuliš, A., Witkowski, S., Wolkewitz, M., Zhang, Y., Strub, J. R. (2008). Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dental Materials*, 11, 1556-67.
198. Sağrıkaya, C.E. (2010). Farklı alt yapı ve üst yapı oranlarının tüm seramik sistemlerinde bağ dayanımına etkisinin mekanik yöntemlerle araştırılması. Doktora Tezi, Ege Üniversitesi, İzmir.

199. Misch, C.E. (2006). Wide-diameter implants: surgical, loading, and prosthetic considerations. *Dentistry Today*, 8, 66, 68-71.
200. Lawn, B.R., Pajares, A., Zhang, Y., Deng, Y., Polack, M.A., Lloyd, I.K., Rekow, E.D., Thompson, V.P. (2004). Materials design in the performance of all-ceramic crowns. *Biomaterials*, 14, 2885-92.
201. Marchack, B.W., Futatsuki, Y., Marchack, C.B., White, S.N. (2008). Customization of milled zirconia copings for all-ceramic crowns: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 3, 169-73.
202. Proos, K.A., Swain, M.V., Ironside, J., Steven, G.P. (2003). Influence of core thickness on a restored crown of a first premolar using finite element analysis. *The International Journal of Prosthodontics*, 5, 474-80.
203. Lawn, B.R., Deng, Y., Lloyd, I.K., Janal, M.N., Rekow, E.D., Thompson, V.P. (2002). Materials design of ceramic-based layer structures for crowns. *Journal of Dental Research*, 6, 433-8.
204. Ellakwa, A., Raj, T., Deeb, S., Ronaghi, G., Martin, F.E., Klineberg, I. (2011). Influence of implant abutment angulations on the fracture resistance of overlaying CAM-milled zirconia single crowns. *Australian Dental Journal*, 2, 132-40.
205. White, S.N., Caputo, A.A., Vidjak, F.M., Seghi, R.R. (1994). Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dental Materials*, 1, 52-8.
206. Reich, S., Petschelt, A., Lohbauer, U. (2008). The effect of finish line preparation and layer thickness on the failure load and fractography of ZrO₂ copings. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 5, 369-76.
207. DeHoff, P.H., Barrett, A.A., Lee, R.B., Anusavice, K.J. (2008). Thermal compatibility of dental ceramic systems using cylindrical and spherical geometries. *Dental Materials*, 6, 744-52.
208. Molin, M.K., Karlsson, S.L. (2008). Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *The International Journal of Prosthodontics*, 3, 223-7.
209. Swain, M.V. (2009). Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomaterialia*, 5, 1668-77.
210. Bresciano, M., Schierano, G., Manzella, C., Screti, A., Bignardi, C., Preti, G. (2005). Retention of luting agents on implant abutments of different height and taper. *Clinical Oral Implants Research*, 5, 594-8.

211. Gultekin, P., Gultekin, B.A., Aydin, M. D., Yalcin, S. (2013). Cement Selection for Implant-Supported Crowns Fabricated with Different Luting Space Settings. *Journal of Prosthodontics*, 2, 112-9.
212. March, J. (2003). Association report: Titanium applications in dentistry. *The Journal of the American Dental Association*, 3, 347-9.
213. Heydecke, G., Butz, F., Binder, J.R., Strub, J.R. (2007). Material characteristics of a novel shrinkage-free ZrSiO₄ ceramic for the fabrication of posterior crowns. *Dental Materials*, 7, 785-91.
214. Abbo, B., Razzoog, M.E., Vivas, J., Sierraalta, M. (2008). Resistance to dislodgement of zirconia copings cemented onto titanium abutments of different heights. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1, 25-9.
215. Covey, D.A., Kent, D.K., St Germain, H.A., Jr., Koka, S. (2000). Effects of abutment size and luting cement type on the uniaxial retention force of implant-supported crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 3, 344-8.
216. Akashia, A.E., Francischone, C.E., Tokutsune, E., ve da Silva, W., Jr. (2002). Effects of different types of temporary cements on the tensile strength and marginal adaptation of crowns on implants. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 4, 309-15.
217. Montenegro, A.C., Machado, A.N., Depes Gouvea, C.V. (2008). Tensile strength of cementing agents on the CeraOne system of dental prosthesis on implants. *Implant Dentistry*, 4, 451-60.
218. Millen, C.S., Reuben, R.L., Ibbetson, R.J. (2012). 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*, 28 (10), 250-8.
219. Farzin, M., Torabi, K., Ahangari, A.H., Derafshi, R. (2014). Effect of abutment modification and cement type on retention of cement-retained implant supported crowns. *Journal of Dentistry*, 3, 256-62.
220. Chu, K.M., Tredwin, C.J., Setchell, D.J., Hems, E. (2005). Effect of screw hole filling on retention of implant crowns. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 4, 154-8.
221. Emms, M., Tredwin, C.J., Setchell, D.J., Moles, D.R. (2007). The effects of abutment wall height, platform size, and screw access channel filling method on

- resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. *Journal of Prosthodontics*, 1, 3-9.
222. Koka, S., Ewoldsen, N.O., Dana, C.L., Beatty, M.W. (1995). The effect of cementing agent and technique on the retention of a CeraOne gold cylinder: a pilot study. *Implant Dentistry*, 1, 32-9.
 223. Kent, D.K., Koka, S., Froeschle, M.L. (1997). Retention of Cemented Implant-Supported Restorations. *Journal of Prosthodontics*, 3, 193-6.
 224. Ebert, A., Hedderich, J., Kern, M. (2006). Retention of zirconia ceramic copings bonded to titanium abutments. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 6, 921-7.
 225. Sheets, J.L., Wilcox, C., Wilwerding, T. (2008). Cement Selection for Cement-Retained Crown Technique with Dental Implants. *Journal of Prosthodontics*, 2, 92-6.
 226. Mansour, A., Ercoli, C., Graser, G., Tallents, R., Moss, M. (2002). Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements. *Clinical Oral Implants Research*, 4, 343-8.
 227. Michalakakis, K.X., Hirayama, H., Garefis, P.D. (2003). Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 5, 719-28.
 228. Bernal, G., Okamura, M., Munoz, C.A. (2003). The effects of abutment taper, length and cement type on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. *Journal of Prosthodontics*, 2, 111-5.
 229. Pan, Y.H., Ramp, L.C., Liu, P.R. (2007). Patient responses to dental implant-retained mandibular overdenture therapy: a 6-year clinical study. *Chang Gung Medical Journal*, 4, 363-9.
 230. Chang, Y.S., Kobayashi, M., Li, Z.L., Oka, M., Nakamura, T. (2003). Significance of peak value and duration of the interfacial shear load in evaluation of the bone-implant interface. *Clinical Biomechanics*, 8, 773-9.
 231. Ertugrul, H.Z., Ismail, Y.H. (2005). An in vitro comparison of cast metal dowel retention using various luting agents and tensile loading. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 5, 446-52.
 232. Dickinson, A.J.G, Moore, B.K., Harris, R.K., Dykema, R.W. (1989). A comparative study of the strength of aluminous porcelain and all-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 3, 297-304.

233. Sundh, A., Sjögren, G. (2004). 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*, 7, 682-8.
234. Claus, H. (1989). The structure and microstructure of dental porcelain in relationship to the firing conditions. *The International Journal of Prosthodontics*, 4, 376-84.
235. Leevailoj, C., Platt, J.A., Cochran, M.A., Moore, B.K. (1998). In vitro study of fracture incidence and compressive fracture load of all-ceramic crowns cemented with resin-modified glass ionomer and other luting agents. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 6, 699-707.
236. Sobrinho, L.C., Cattell, M.J., Glover, R.H., Knowles, J.C. (1998). Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. *The International Journal of Prosthodontics*, 3, 255-62.
237. Webber, B., McDonald, A., Knowles, J. (2003). An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2, 154-60.
238. Allen, E.P., Bayne, S.C., Brodine, A.H., Cronin, R.J., Jr., Donovan, T.E., Kois, J.C., Summitt, J.B., Committee on Scientific Investigation of the American Academy of Restorative, Dentistry. (2002). Annual review of selected dental literature: report of the Committee on Scientific Investigation of the American Academy of Restorative Dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1, 60-88.
239. Luthy, H., Filser, F., Gauckler, L., Scharer, P. (1998), High reliable zirconia bridges by direct ceramic machining process (DCM). *International Journal of Dental Research*. 1619 Duke St, Alexandria, VA 22314 USA.
240. Johansson, C., Kmet, G., Rivera, J., Larsson, C., Vult von Steyern, P. (2014). Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2, 145-53.
241. Stamouli, K., Smeekens, S., Att, W., Strub, J.R. (2006). Fracture resistance of three unit zirconium dioxide posterior fixed partial dentures. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 11, 621.
242. S. Att, W. Strub, J.R. (2006). Fracture resistance of three unit zirconiumdioxide posterior fixed partial dentures. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 621-6.

243. Kern, M., Strub, J.R., Lu, X.Y. (1999). Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. *Journal of Oral Rehabilitation*, 5, 372-8.
244. Dhima, M., Assad, D.A., Volz, J.E., An, K.N., Berglund, L.J., Carr, A.B., Salinas, T.J. (2013). Evaluation of fracture resistance in aqueous environment of four restorative systems for posterior applications. Part 1. *Journal of Prosthodontics*, 4, 256-60.
245. Kelly, J.R. (1999). Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 6, 652-61.
246. Yilmaz, H., Aydin, C., Gul, B.E. (2007). Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2, 120-8.
247. Quinn, J.B., Sundar, V., Parry, E.E., Quinn, G.D. (2010). Comparison of edge chipping resistance of PFM and veneered zirconia specimens. *Dental Materials*, 1, 13-20.
248. Ritter, J.E. (1995). Predicting lifetimes of materials and material structures. *Dental Materials*, 2, 142-6.
249. Oram, D.A., Davies, E.H., Cruickshanks-Boyd, D.W. (1984). Fracture of ceramic and metaloceramic cylinders. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2, 221-30.
250. Larsson, C., Vult von Steyrn, P., Nilner, K. (2010). A prospective study of implant-supported full-arch yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal mandibular fixed dental prostheses: three-year results. *The International Journal of Prosthodontics*, 4, 364-9.
251. Nothdurft, F.P., Pospiech, P.R. (2009). Zirconium dioxide implant abutments for posterior single-tooth replacement: first results. *Journal of Periodontology*, 12, 2065-72.
252. Curtis, A.R., Wright, A.J., Fleming, G.J. (2006). The influence of simulated masticatory loading regimes on the bi-axial flexure strength and reliability of a Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry*, 5, 317-25.
253. Dickinson, A.J., Moore, B.K., Harris, R.K., Dykema, R.W. (1989). A comparative study of the strength of aluminous porcelain and all-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 3, 297-304.
254. Seghi, R.R., Sorensen, J.A. (1995). Relative flexural strength of six new ceramic materials. *The International Journal of Prosthodontics*, 3, 239-46.

255. Zeng, K., Oden, A., Rowcliffe, D. (1996). Flexure tests on dental ceramics. *The International Journal of Prosthodontics*, 5, 434-9.
256. Zeng, K., Oden, A., Rowcliffe, D. (1998). Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *The International Journal of Prosthodontics*, 2, 183-9.
257. Guess, P.C., Bonfante, E.A., Silva, N.R., Coelho, P.G., Thompson, V.P. (2013). Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. *Dental Materials*, 3, 307-16.
258. Schmitter, M., Mueller, D., Rues, S. (2012). Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *Journal of Dentistry*, 2, 154-62.
259. Mainjot, A.K., Schajer, G.S., Vanheusden, A.J., Sadoun, M.J. (2012). Influence of veneer thickness on residual stress profile in veneering ceramic: measurement by hole-drilling. *Dental Materials*, 2, 160-7.
260. Wolf, D., Bindl, A., Schmidlin, P.R., Lüthy, H., Mörmann, W.H. (2007). Strength of CAD/CAM-generated esthetic ceramic molar implant crowns. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 4, 609-17.
261. Behr, M., Rosentritt, M., Lang, R., Handel, G. (2001). Glass fiber-reinforced abutments for dental implants. A pilot study. *Clinical Oral Implants Research*, 2, 174-8.
262. Tripodakis, A.P., Strub, J.R., Kappert, H.F., Witkowski, S. (1995). Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load. *The International Journal of Prosthodontics*, 3, 265-72.
263. Ban, S., Anusavice, K.J. (1990). Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *Journal of Dental Research*, 12, 1791-9.
264. Baker, P.S., Clark, A.E., Jr. (1993). Compositional influence on the strength of dental porcelain. *The International Journal of Prosthodontics*, 3, 291-7.
265. Esquivel, J.F., Chai, J., Wozniak, W.T. (1996). The physical properties of low-fusing porcelains for titanium. *The International Journal of Prosthodontics*, 6, 563-71.
266. Zan, T. (1999). *Çeşitli Yüzey Şartlandırma İşlemlerinin Konvansiyonel Dental Porselenlerin Eğilme Dayanıklılığı Üzerine Etkisi*. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi, Ankara.

267. Derand, P., Derand, T. (2000). Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *The International Journal of Prosthodontics*, 2, 131-5.
268. Blatz, M.B. (2002). Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence International*, 6, 415-26.
269. Luthardt, R.G., Sandkuhl, O., Reitz, B. (1999). Zirconia-TZP and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 4, 113-9.
270. Guazzato, M., Quach, L., Albakry, M., Swain, M.V. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry*, 1, 9-18.
271. Filser, F., Luthy, H., Kocher, P., Scharer, P., Gauckler, L. J. (2003). Posterior all-ceramic bridgework. *Quintessence Journal of Dental Technology*, 1 (1), 28-41.
272. Alhasanyah, A., Vaidyanathan, T.K., Flinton, R.J. (2013). Effect of core thickness differences on post-fatigue indentation fracture resistance of veneered zirconia crowns. *Journal of Prosthodontics*, 5, 383-90.
273. Fischer, J., Stawarczyk, B., Trottmann, A., Hammerle, C.H. (2009). Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. *Dental Materials*, 4, 419-23.
274. Fischer, J., Stawarczyk, B., Tomic, M., Strub, J.R., Hammerle, C.H. (2007). Effect of thermal misfit between different veneering ceramics and zirconia frameworks on in vitro fracture load of single crowns. *Dental Materials Journal*, 6, 766-72.
275. Tholey, M.J., Swain, M.V., Thiel, N. (2009). SEM observations of porcelain Y-TZP interface. *Dental Materials*, 7, 857-62.
276. Tholey, M.J., Berthold, C., Swain, M.V., Thiel, N. (2010). XRD2 micro-diffraction analysis of the interface between Y-TZP and veneering porcelain: role of application methods. *Dental Materials*, 6, 545-52.
277. Kim, J.H., Lee, S.J., Park, J.S., Ryu, J.J. (2013). Fracture load of monolithic CAD/CAM lithium disilicate ceramic crowns and veneered zirconia crowns as a posterior implant restoration. *Implant Dentistry*, 1, 66-70.
278. Mosharraf, R., Rismanchian, M., Savabi, O., Ashtiani, A.H. (2011). Influence of surface modification techniques on shear bond strength between different zirconia cores and veneering ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 4, 221-8.

279. Saker, S., Ibrahim, F., Ozcan, M. (2013). Effect of different surface treatments on adhesion of In-Ceram Zirconia to enamel and dentin substrates. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 4, 369-76.
280. Richter, E.J. (1995). In vivo vertical forces on implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1, 99-108.
281. Gibbs, C.H., Mahan, P.E., Mauderli, A., Lundeen, H.C., Walsh, E.K. (1986). Limits of human bite strength. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2, 226-9.
282. Probster, L. (1992). Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. *The International Journal of Prosthodontics*, 5, 409-14.
283. Kiliaridis, S., Kjellberg, H., Wenneberg, B., Engstrom, C. (1993). The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross-sectional study. *Acta Odontologica Scandinavica*, 5, 323-31.
284. Aboushelib, M.N., Feilzer, A.J., Kleverlaan, C.J. (2009). Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach. *Dental Materials*, 3, 383-91.
285. Bragger, U., Aeschlimann, S., Burgin, W., Hammerle, C.H., Lang, N.P. (2001). Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clinical Oral Implants Research*, 1, 26-34.
286. Zembic, A., Sailer, I., Jung, R.E., Hammerle, C.H. (2009). Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clinical Oral Implants Research*, 8, 802-8.
287. Canullo, L. (2007). Clinical outcome study of customized zirconia abutments for single-implant restorations. *The International Journal of Prosthodontics*, 5, 489-93.

EKLER

EK-1: ÖZGEÇMİŞ

1986 yılında Ankara’da doğdum. İlk, orta ve lise öğrenimimi Türkiye’nin farklı illerinde tamamladıktan sonra 2004 yılında Atatürk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi’nde yükseköğrenimime başladım. 2009 yılında mezun olarak yüksek lisans diploması almaya hak kazandım. 2010 yılında İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda (Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ile ortak yürütülen doktora programı) doktora eğitimime başladım ve 2015 yılında tamamladım. Protetik Diş Tedavisi Uzman Hekimi olarak çalışmalarına devam etmekteyim.

Dt. Ayşe Tuba ÖĞRETEN

EK.2: Etik Kurul Onayına Gerek Olmadığına Dair Belge

13 Nisan 2013 tarih ve 28617 sayı ile T.C. Resmi Gazetede yayınlanan “klinik araştırmalar hakkında yönetmelik’ in Birinci Bölümünün 2. Maddesinin 1. Fıkrası (Bu yönetmelik, biyoyararlanım ve biyoeşdeğerlik çalışmaları dahil, ruhsat veya izin alınmamış olsa dahi insanlar üzerinde yapılacak olan ilaç, tıbbi ve biyolojik ürünler ile bitkisel ürünlerin klinik araştırmaları, klinik araştırma yerlerini ve bu araştırmaları gerçekleştirecek gerçek veya tüzel kişileri kapsar.) gereğince tezimin bir klinik araştırma değil sadece laboratuvar çalışması olması sebebiyle Etik Kurul kararı alınmamıştır.