

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BRUKSİZM VAKALARINDA İMPLANT DESTEKLİ 3 ÜYELİ SOLİD
ZİRKONYUM SERAMİK VE METAL-SERAMİK RESTORASYONLARIN
KULLANIM SÜRELERİ VE KIRILMA DİRENÇLERİNİN BRUKSİZMİ
YANSITAN ÇIĞNEME SİMÜLATÖRÜNDE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. ALİ CAN BULUT

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

DANIŞMAN

Prof. Dr. SAADET ATSÜ

Prof. Dr. SEMİH BERKSUN

2015 – KIRIKKALE

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BRUKSİZM VAKALARINDA İMPLANT DESTEKLİ 3 ÜYELİ SOLİD
ZİRKONYUM SERAMİK VE METAL-SERAMİK RESTORASYONLARIN
KULLANIM SÜRELERİ VE KIRILMA DİRENÇLERİNİN BRUKSİZMİ
YANSITAN ÇIĞNEME SİMÜLATÖRÜNDE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. ALİ CAN BULUT

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

DANIŞMAN

Prof. Dr. SAADET ATSÜ

Prof. Dr. SEMİH BERKSUN

**Bu çalışma Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi Tarafından
Desteklenmektedir.**

Proje No: 2011/67

2015 – KIRIKKALE



İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	II
İÇİNDEKİLER	III
ÖNSÖZ	VI
SİMGELER VE KISALTMALAR	VII
ŞEKİLLER	VIII
ÇİZELGELER	X
ÖZET	XI
ABSTRACT	XIII
1. GİRİŞ	1
1.1. Oral İmplantlar	2
1.1.1. Oral İmplantolojinin Tanımı ve Tarihçesi.....	2
1.1.2. Oral İmplant Tiplerinin Sınıflaması	3
1.1.3. Oral İmplantlarda Kullanılan Malzemeler	4
1.1.4. Kemik ve Osseointegrasyon.....	5
1.1.5. İmplant Üstü Protez Tipleri.....	6
1.1.6. Oral İmplantlarda Başarıyı Etkileyen Biyomekanik Faktörler	7
1.2. Bruksizm	11
1.2.1. Bruksizmin Tanımı.....	11
1.2.2. Bruksizm Süresi ve Sıklığı.....	12
1.2.3. Bruksizmin Tarihçesi	12
1.2.4. Bruksizmin Tanısı	13
1.2.5. Bruksizm Etiyolojisi.....	15
1.2.5.1. Morfolojik Faktörler	15
1.2.5.2. Psikolojik Faktörler.....	15
1.2.5.3. Sistemik Faktörler.....	16
1.2.6. Bruksizmde Çiğneme Kaslarının Durumu ve Isırma Kuvvetleri	16
1.2.7. Bruksizm Alışkanlığı Olan Bireylerde Oral İmplantlar	17
1.2.8. Bruksizmi Olan Hastalarda Oklüzyon Konusunda Dikkat Edilmesi Gereken Noktalar	19
1.3. Sabit Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Materyaller.....	21

1.3.1. Metal - Seramik Sistemleri.....	21
1.3.1.1. Metal Altyapı	21
1.3.1.2. Metallerle İlgili Terminoloji ve Metal Alaşımlarının Yapısı:.....	22
1.3.1.3. Metal- seramik arası bağlantı mekanizması.....	24
1.3.1.4. Mekanik Bağlantı.....	24
1.3.1.5. Kimyasal Bağlantı.....	25
1.3.1.6. Kompresyon Bağlantısı.....	25
1.3.1.7. Van Der Waals Kuvvetleri.....	26
1.4. Dental Seramikler.....	26
1.4.1. Seramiklerin Sınıflandırılması	27
1.4.2. Zirkonyum Destekli Seramik Restorasyonlar	29
1.4.2.1. Zirkonyum'un Kimyasal ve Fiziksel Özellikleri	29
1.4.2.2. Diş Hekimliğinde Zirkonyum	31
1.4.2.2.1. Zirkonya	31
1.4.2.2.2. Zirkonya ile Sertleştirilmiş Alümina Seramikler (ZTA).....	31
1.4.2.2.3. Magnezyum Katyonlu Zirkonya Polikristali (Mg-PSZ)	32
1.4.2.2.4. Yttrium Katyonlu Tetragonal Zirkonya Polikristali (Y-TZP).....	32
1.4.2.3. Zirkonyum Dioksitin Tipleri.....	33
1.4.2.4. Diş hekimliğinde Zirkonyum Destekli Restorasyonlar.....	35
1.4.2.5. Zirkonyum Destekli Seramik Restorasyonların Sınıflandırılması.....	36
1.4.2.5.1. Cam İnfiltre Edilmiş Seramikler	36
1.4.2.5.1.1. In-Ceram Zirconia.....	36
1.4.2.5.2. Polikristalin Seramikler.....	36
1.4.2.5.2.1. CAD-CAM Sistemleri ile Hazırlanan Zirkonyum Restorasyonlar.....	36
1.4.2.5.2.1.1. Cerec (Ceramic Reconstruction) Sistemi	37
1.4.2.5.2.1.2. Celay Sistemi	37
1.4.2.5.2.1.3. Duret Sistemi.....	38
1.4.2.5.2.1.4. Cicero (Computer Integrated Ceramic Reconstruction) Sistemi	38
1.4.2.5.2.1.5. DCS Precident Sistemi.....	38
1.4.2.5.2.1.6. Procera Sistemi.....	38
1.4.2.5.2.1.7. Lava Sistemi.....	39
1.4.2.5.2.1.8. Kavo Everest Sistemi	39

1.4.2.5.2.1.9. Cercon Zirconia.....	39
1.4.2.5.2.1.10. Zeno Tec Sistemi.....	40
1.4.2.5.2.1.11. IPS E- Max CAD Sistemi	40
1.4.2.5.2.1.12. BruxZir Sistemi.....	40
1.4.2.5.2.2. MAD-MAM sistemler ile hazırlanan zirkonyum restorasyonlar.....	41
1.4.2.5.2.2.1. ZirkonZahn Sistemi.....	42
1.4.2.5.2.2.2. Ceramill Sistemi.....	42
1.4.2.6. Zirkonyum Destekli Seramik Restorasyonlarda Simantasyon	42
1.5. Restoratif Materyallerin Yorulmaları.....	44
1.6. Çiğneme Simülatörü.....	46
1.7. Amaç	48
1.8. Hipotez	48
2. GEREÇ VE YÖNTEM	49
2.1. Dayanakların Hazırlanması	49
2.2. İmplant Üst Yapıları Tasarlanıp Elde Edilmesi	51
2.2.1. İmplant Üstü Metal Destekli Seramik Köprülerin Elde Edilmesi.....	51
2.2.2. İmplant Üstü Solid Zirkon Köprülerin Elde Edilmesi	54
2.3. İmplant Üst Yapıların Dayanıklara Simante Edilmesi	64
2.4. Örneklerin Çiğneme Simülatöründe Bruksizimli Hastaları Taklit Edecek Şekilde Yaşlandırmaya Tabi Tutulması (Dinamik Yükleme).....	65
2.5. Kırılma Dayanıklılığı	67
2.6. Streo Mikroskopta ve Tarama Elektron Mikroskobunda Görüntüleme.....	68
2.7. İstatistiksel Olarak Verilerin Değerlendirilmesi	69
3. BULGULAR	70
3.1. Streo Mikroskopta Ve Tarama Elektron Mikroskobunda İnceleme	74
4. TARTIŞMA VE SONUÇ	86
5. KAYNAKLAR	100
ÖZGEÇMİŞ.....	126

ÖNSÖZ

Tüm doktora eğitimim ve tezimin başlangıcından bitim aşamasına kadar beni destekleyen, bana güvenen, değerli bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren ve her zaman yanımda olan tez danışmanım Prof. Dr. SAADET ATSÜ' ya,

Doktora eğitimimiz boyunca değerli bilgi ve tecrübelerinin yanı sıra güler yüzlerini de bizlerden hiç esirgemeyen sayın hocam Prof. Dr. SEMİH BERKSUN'a

Değerli bilgileri ve yardımları ile mesleki eğitimim ve doktora eğitimim üzerinde önemli katkıları olan, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyeleri ve asistan arkadaşlarıma,

Dr.Tuğba CEYLAN'a

Tüm sıkıntılara rağmen yaşadığımız yeri daha yaşanılabilir yapan, arkadaşstan öte ikinci bir ailem olarak gördüğüm Dr.Seda ALP, Dr.Yunus Emre ALP, Serkan SAYGIN, Cesur GÜNDÜZ, Dr.Çiğdem YILDIRIM ve Dr.Hamiyet GÜNGÖR'e

Ve bugünlere gelmemde en büyük destekçilerim olan, gölgelerini hep üzerimde hissettiğim sevgili ailem Ümit BULUT, Yıldız BULUT ve Abdil BULUT'a

Sevgi, saygı ve tüm içtenliğimle,

TEŞEKKÜR EDERİM

SİMGELER VE KISALTMALAR

CAD : Computer Aided Design/Drafting – Bilgisayar Destekli Dizayn/Tasarım

CAM : Computer Aided Manufacturing – Bilgisayar Destekli Üretim

mm : Milimetre

µm: Mikron

MPa: Mega Pascal (N/mm^2)

N: Newton ($kg.m/s^2$)

Y-TZP: Yttrium İle Stabilize Edilmiş Tetragonal Zirkonya Polikristalleri

ADA: American Dental Association

HP: Hareketli Protez

SP: Sabit Protez

SEA :Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi

ŞEKİLLER

Şekil 1.1 A) Zirkonyum B) Zirkonyumun kristal yapısı.....	29	
Şekil 1.2 Zirkonyumun fazları	31	
Şekil 2.1 İmplant dayanağı ve analog	Şekil 2.2 Torklanmış dayanak	50
Şekil 2.3 Dayanakların akril kalıba gömülmüş hali	51	
Şekil 2.4 İmplant üstü metal alt yapı.....	53	
Şekil 2.5 Metal alt yapıların kalınlık kontrolü	53	
Şekil 2.6 İmplant üstü metal destekli köprülerin porselen yapılarının kontrolü	54	
Şekil 2.7 Dayanaklar üzerine spreyci uygulaması	55	
Şekil 2.8 Tarayıcının hazırlanması aşaması	56	
Şekil 2.9 Dayanakların tarayıcı ile taranması	57	
Şekil 2.10 Taranan dayanakların bilgisayara aktarılması	58	
Şekil 2.11 Dayanakların dijital görüntüsünde kole bölgesinin belirlenmesi.....	58	
Şekil 2.12 Dijital kütüphaneden gövde tasarımlarının seçilmesi	58	
Şekil 2.13 Oklüzyonun ayarlanması	59	
Şekil 2.14 Konektör kalınlığı ve alanının ayarlanması	59	
Şekil 2.15 Tasarımın bitmiş hali	59	
Şekil 2.16 Üç üyeli köprünün BruxZir blok da konumunun belirlenmesi	60	
Şekil 2.17 Köprünün milleden önce iç yüzeyinin kontrolü.....	60	
Şekil 2.18 Milleden önce köprünün kontrolü	61	
Şekil 2.19 BruxZir blokdan köprünün milleden önce aşaması.....	61	
Şekil 2.20 İşlenmiş köprünün tesviyesi.....	62	
Şekil 2.21 1530 °C' de iki saat sinterlenen köprü daha sonra makyaj ve glaze aşamasına alınır	62	
Şekil 2.22 Solid zirkon köprünün glaze fırına girme aşaması.....	63	
Şekil 2.23 BruxZir solid zirkon implant üstü üç üyeli köprünün bitmiş hali.....	63	
Şekil 2.24 İmplant üstü köprülerin simantasyonunda kullanılan rezin siman	64	
Şekil 2.25 Çiğneme simülatörünün 250 N yükleme aşaması.....	66	
Şekil 2.26 İmplant üstü köprülerin çiğneme simülatöründe yorulma aşaması	67	
Şekil 2.27 İmplant üstü köprülerin Instron test cihazında kırılması	67	
Şekil 2.28 Araştırmamızda kullanılan Altın kaplama cihazı	68	
Şekil 2.29 İmplant üstü köprülerin altın kaplanması	69	
Şekil 3.1 Metal destekli seramiklerin kırılma bölgeleri	74	
Şekil 3.2 Metal destekli seramik kırılma hattı	75	
Şekil 3.3 Metal porselen ayrılma bölgesi	75	
Şekil 3.4 Solid zirkon köprülerin kırılma bölgeleri	76	
Şekil 3.5 Solid zirkon kırılma hattı	76	
Şekil 3.6 Solid zirkon köprünün kırılma hattı	77	

Şekil 3.7 Taramalı Elektron Mikroskobu.....	77
Şekil 3.8 Solid zirkonun $\times 1.000$	78
Şekil 3.9 Solid zirkonun kırıl yüzeyinin $\times 5.000$	78
Şekil 3.10 Solid zirkonun kırılmış yüzeyinden $\times 10.000$	79
Şekil 3.11 Solid zirkon kırılma hattı $\times 5.000$	80
Şekil 3.12 Solid zirkon kırılma hattı $\times 10.000$	80
Şekil 3.13 Solid zirkonun kırılmayan yüzeyinin $\times 5.000$	81
Şekil 3.14 Solid zirkonun kırılmayan yüzeyinin $\times 10.000$	82
Şekil 3.15 Metal destekli seramik $\times 1.000$	82
Şekil 3.16 Metal destekli seramiğin $\times 5.000$	83
Şekil 3.17 Metal destekli seramiğin kırılma hattı $\times 10.000$	84
Şekil 3.18 Metal destekli seramiğin kırılma hattı $\times 1.000$	84

ÇİZELGELER

Çizelge 1.1 Bruksizimin klinik belirtileri.....	14
Çizelge 1.2 Metal alaşımların sınıflandırılması	23
Çizelge 1.3 Zirkonyumun fiziksel özellikleri.....	30
Çizelge 2.1 Metal destekli seramik fırınlama ısıları	52
Çizelge 3.1 Tanımlayıcı istatistik.....	70
Çizelge 3.2 Bağımsız T Testi	71
Çizelge 3.3 Box-Plot Analizi	72
Çizelge 3.4 Kırılma dirençlerini gösteren Çubuk Grafik.....	73
Çizelge 3.5 Tek yönlü varyans analizi ve varyans homojenlik testi.....	73

ÖZET

Bruksizimli vakalarda ağız içinde fizyolojik olmayan vertikal (diş sıkma) ve lateral (gıcırdatma) kuvvetlerin artması ile implant üstü sabit protez uygulamalarında başarısızlıklar daha sıklıkla görülmektedir.

Çalışmamızın amacı, bruksizimli hastalarda posterior diş eksikliğinde çiğneme fonksiyonunu kazandırmak amacıyla yapılan implant üstü metal destekli seramik ve solid zirkonyum köprülerin dayanıklılıklarını in vitro koşullarda bruksizmde oluşan çiğneme kuvvetlerini çiğneme simülatöründe yansıtarak değerlendirmektir.

Çalışmamızda, 10 adet üç üyeli metal-seramik implant üstü köprü ve 10 adet üç üyeli solid zirkon implant üstü köprü elde edilerek 2 grup oluşturuldu. Örneklere çiğneme simülatöründe, 2 mm yatay ve 2 mm dikey yönde olmak üzere iki yönlü hareket ile 920 siklusda 50N' luk kuvvet, daha sonra 80 siklus da 250 N' luk kuvvet (600 defa), oda ısısında (22 °C) ve NaCl solüsyonu içinde, 1 .3 Hz çiğneme frekansında 30 aylık süreyi yansıtan 600.000 siklus uygulayacak şekilde yüklendi. Dinamik yükleme sonrasında, sağlam örnekler instron test cihazına alınarak, statik yük altındaki kırılma dayanıklılıkları ölçüldü. Kırılan örneklerin, kırılma tipi ışık mikroskobu, kırık yüzeylerin mikro yapısı taramalı elektron mikroskobu analizi ile incelendi. Elde edilen kırılma değerlerinin istatistiksel analizleri Bağımsız T-testi ve Tek Yönlü Varyans analizi (ANOVA) testleri kullanılarak yapıldı. İstatistiksel önemlilik düzeyi $p<0.005$ olarak kabul edildi.

Grupların kırılma direnç değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.005$). Solid zirkon köprülerin kırılma direnç ortalamaları ($3220.14 \pm 449,6$ N), metal-seramik köprülere ($1708.72 \pm 105,5$ N) göre daha yüksek bulundu. Işık mikroskobuyla yapılan incelemede, metal-seramik köprülerin kırılma hattının, metal porselen bölgelerinde, solid zirkon köprülerin kırılma hattının ise konnektör bölgelerinde olduğu görüldü. Elektron mikroskop analizinde solid zirkonun homojen ve yoğun kristalize yapıda olduğu gözlemlendi.

Çalışmamızın sonuçları göz önüne alındığında, solid zirkonyum restorasyonlar, homojen, yoğun kristalize yapı göstermeleri ve kırılmaya karşı olan dirençleri ile

implant destekli sabit restorasyon yapılacak bruksizimli vakalarda, metal-seramik köprülere alternatif olarak kullanılabilir.

Anahtar Sözcükler: İmplant, bruksizm, çiğneme simülatörü, metal-seramik köprü, zirkonyum köprüler

ABSTRACT

in cases of bruxism, non-physiological vertical (gnashing of teeth) and lateral (grinding) with the increase of strength and failure of the implant supported fixed prosthesis is seen more often.

The purpose of the study, the posterior tooth loss of the patients with bruxism, chewing function to be designated that implant support of metal-backed ceramic and solid zirconium bridge for the resistance vitro to evaluate reflecting on the chewing forces of chewing simulator formed of bruxism.

In our study, two groups were: in first group 10 three-membered metal-ceramic implant support bridges were fabricated and in second group 10 three-membered solid zirconia implant support bridges were fabricated. Chewing simulator adjusted that the bidirectional movement with 2 mm in the horizontal and 2 mm vertically, under the 920 cycle of 50 N force then 80 cycle of 250 N force, in 1.3 Hz frequency, at room temperature (within 22 ° C) and in the NaCl solution was submitted dynamic loading of 600.000 cycles using a chewing simulator for smilute of 30 month. After dynamic loading, unbroken examples was measured under the static load of fracture toughness by the instron tester. The types of failures were observed using a stereomicroscope and the microstructure of the fracture surfaces were examined by scanning electron microscopy analysis. Survival statistics with Independent T tests and One way varyans (ANOVA) was used to analyse the fracture resistance test. Statistical significance level of $p < 0.005$ was considered.

The difference between the fracture resistance values of the groups was statistically significant ($p < 0.005$). Mean values of loads required to fracture the solid zircon bridges were (3220.14 ± 449.6 N) higher than metal-ceramic bridges (1708.72 ± 105.5 N). The examination by light microscopy, metal-ceramic bridges showed the fractures were located to metal and porcelain connection area and solid zirconia bridges showed the fractures were located at the connectors. The solid zirconium electron microscopy analyzes showed that homogeneous and dense crystalline structure.

According to our study's results, solid zirconia restorations showed homogeneous, dense crystalline structure with resistance against fractures of resistance the implant-supported fixed restorations to be made in cases of bruxism, can be used as an alternative to metal-ceramic bridge.

Keywords: Implants, bruxism, chewing simulator, metal-ceramic bridge, zirconia bridge

1. GİRİŞ

Günümüzde oral implantlar total ve parsiyel diş eksikliklerinin protetik tedavisinde sıklıkla tercih edilen tedavi alternatifini olarak karşımıza çıkmaktadır. Osseointegre implant kavramının diş hekimliğinde ilk kez kullanılmaya başlandığından bu yana tedavi başarısını arttırmak için tedavi prensiplerinde düzenlemeler ortaya konulmakta ve bu amaçla implantların dizaynı, dişsiz bölgelere yerleştirilecek ideal implant çap ve sayısı, implant üstü protezlerin tasarımı ve kullanılan malzeme değişimi, implantlara gelen yüklerin en uygun şekilde dağılması gibi konularda pek çok araştırma yapılmaktadır.

Estetik beklentilerin artması ve bazı metal alaşımların biyolojik uyumluluğunun sorgulanması ile implant üstü sabit protezlerde geçmişten günümüze dek başarıyla kullanılan metal destekli seramik kron/köprülere alternatif materyaller geliştirilmeye başlanmıştır (Guess ve ark.2008). Tam seramik anterior ve posterior sabit restorasyonlar için en son geliştirilen malzeme zirkonyum oksit bazlı materyaller 1990 'ların sonlarından itibaren piyasada bulunmaktadır. Zirkonyum oksit bazlı materyaller mükemmel mekanik özelliklere sahiptir, biyoyumludurlar, düşük bakteri adezyonu gösterirler ve konvansiyonel simantasyon yöntemleri ile simante edilebilirler (Venkatachalam ve ark. 2009, Guess ve ark 2011).

Dişlerin fonksiyon dışı teması olarak tanımlanan bruksizm, diş sıkma ve/veya gıcırdatma hareketlerini içermektedir (Lavigne ve ark.2008, Daniele ve ark. 2014). Bruksizm parafonksiyonel alışkanlığı, kas kuvvetlerinde artışa sebep olmakta, böylece dişlere gelen yükler artmaktadır. Bruksizmin neden olduğu bu aşırı yüklenme durumunun, bireylerde temporomandibuler eklem (TME) rahatsızlıkları, periodontal destek kaybı, dişlerde aşınma ve restorasyonlarda kırılma gibi sorunlara yol açtığı gözlemlenmiştir (Attanasio 1997, Ahlberg ve ark. 2004, Basic ve ark. 2004).

Ayrıca implant tedavisinde bruksizm bazı komplikasyonlara sebep olabilmektedir. İmplant etrafında başlatıcı bir periodontal faktör olmaksızın kemik kaybına yol açabilecek aşırı yüklenme ve lateral kuvvetler oluşabilir. İmplant-kemik ara yüzünde aşırı gerilmelere neden olarak implantın aşırı yüklenmesi ve kaybına neden olan, kontrol edilmeyen kuvvetler oluşabilir (Lobbezoo ve ark. 2006, Daniele ve ark. 2014). Tedavi planlaması aşamasında bu faktörler göz önüne alınmalı ve komplikasyon riskini en aza indirici çözümler bulunmalıdır. Aksi takdirde yetersiz osseoz iyileşme, krestal kemik kaybı, abutment vida gevşemesi, porselen ve/veya implant komponentlerinde kırık ve protez kaybı gibi istenmeyen durumlar ortaya çıkacaktır (Misch 2005). Bruksizm her ne kadar implant başarısını sınırlayıcı da olsa implant tedavisi için kesin bir kontrendikasyon olarak kabul edilmemektedir. Ancak bu bruksizimli hastalarda dikkat edilmesi gereken bazı faktörler bulunmaktadır (Misch 2005, Lobbezoo ve ark. 2006). Bu faktörler arasında yivli tasarımlı implant kullanımı, implant uzunluğunu, çapını ve sayısını arttırma, kantilever kullanımından kaçınma, oklüzal yüzey malzemesi olarak tek parça restoratif malzeme kullanımı, oklüzal kuvvetleri düzenleme ve oklüzal plak kullanımı gibi faktörler sayılmaktadır (Lundgren D ve ark. 1994, Misch 2005).

Bruksizimli hastalarda implant destekli kron ve köprülerde başarısızlıklar doğal diş destekli kron ve köprülere göre daha yüksektir. Çalışmamızın amacı in vitro koşullarda gece bruksizmi sırasında oluşan hareket ve kuvvetler çiğneme simülatöründe yansıtılarak implant dayanaklar üzerindeki metal-seramik ve solid zirkon köprülerin dayanma dirençleri ve başarısızlık tiplerini incelemektir.

1.1. Oral İmplantlar

1.1.1. Oral İmplantolojinin Tanımı ve Tarihçesi

Modern diş hekimliğinin amacı, hastanın tedavisini estetik, fonetik, fonksiyon, rahatlık, doğal görünüm ve biyolojik uyum çerçevesinde değerlendirerek yaşam kalitesini arttırmaktır. Oral implantlar da, diş kaybının kaçınılmaz olduğu durumlarda

bu kriterler dahilinde oldukça tatmin edici bir tedavi alternatifi olarak karşımıza çıkmaktadır.

Kelime anlamı olarak implant, canlı dokulara tedavi amacıyla yerleştirilen materyal olarak tanımlanmaktadır (Ratner 2004, Balık 2007). Eski çağlardan bu yana kayıp dişlerin yerini doldurmak için çeşitli girişimlerde bulunulmuştur. Bundan 4000 yıl öncesinde antik Çin medeniyetinde çivi şeklinde yontulmuş bambu sopalarının diş görevi görmek üzere kullanıldığı ortaya çıkmıştır (Misch 2005). Mısırlılar da 2000 yıl önce benzer bir yöntemle kıymetli metalleri kafatasına yerleştirmişlerdir (Ratner 2004, Misch 2005, Cenani 2007). Oral implantoloji açısından dönüm noktası olan titanyumun kullanımını ilk olarak 1940 yılında Bothe ve arkadaşları rapor etmişlerdir (Bothe ve ark. 1940). Takip eden yıllarda konuyla ilgili pek çok çalışma yapan Branemark ilk olarak osseointegrasyon kavramını kullanan araştırmacı olmuştur (Brånemark ve ark. 1977).

1.1.2. Oral İmplant Tiplerinin Sınıflaması

Oral implantolojide en sık olarak kullanılan kemik içi implantların yanında kemik üzeri implantlar (subperiostal implantlar), endodontik implantlar, intramukozal implantlar ve transosteal implantlar olarak sınıflandırılan dört ana grup daha bulunmaktadır. Aşırı kemik rezorpsiyonu görülen vakalarda mukoza altında alveol kreti üzerine yerleştirilen implantlar subperiostal implantlar olarak isimlendirilmektedir.

Günümüzde en yaygın kullanım alanı bulan kemik içi implantlar; endosteal implant, endosseoz implant, periostal implant, transosteal implant gibi isimlerle de anılmaktadır (Misch 2005). Bu grup implantların dört alt tipi bulunmaktadır:

- 1. Kök formunda implantlar**
 - a. Yivli kök formunda implantlar**
 - b. Düz yüzeyli kök formunda implantlar**

2. Blade tipi implantlar

3. Ramus implantları.

Kök formunda implantlar, silindirik implantlar olarak da isimlendirilirler. Farklı yüzey tiplerine sahip kök formunda implantlara rastlamak mümkündür (Misch 2005, Cenani 2006, Balık 2007). Vidalı (yivli), veya düz yüzeyli olabilirler (Spiekermann 1995).

1.1.3. Oral İmplantlarda Kullanılan Malzemeler

Genel olarak oral implantlarda kullanılan malzemelerin sahip olması gereken özellikler arasında şunlar sayılabilir:

- Biyolojik uyumluluğu yüksek olmalı, komşu dokularca tolere edilebilmelidir.
- Sahip olduğu mekanik özellikler hem çevre dokuların biyomekanik özellikleriyle uyumlu olmalıdır, hem de fiziksel olarak kuvvetlere direnç gösterebilmelidir.
- Fonksiyonel olmalıdır. Hastanın estetik beklentilerini karşılayabilmeli, hijyen gereklilerinin yerine getirilmesine elverişli olmalıdır.
- Postoperatif takip açısından radyopak olmalıdır.
- Sterilize edilebilmelidir.
- Ekonomik olmalıdır.
- Aşırı komplike cerrahi teknikler gerektirmemelidir (Anitua ve ark. 2010, Chrcanovic ve ark. 2011).

Biyolojik olarak sınıflandırıldıklarında malzemeler biyoyumluluk açısından biyo-çözünür, biyo-inert ve biyo-aktif olarak üçe ayrılırlar. Bazı kalsiyumfosfat seramikler gibi biyo-çözünür malzemeler dokuda ters reaksiyon oluşturmaksızın çözünürler. Biyo-inert malzemelerde hiç reaksiyon gözlenmezken, biyo-aktif olanlar

kemiğin vereceği cevaba benzer bir reaksiyonu tetiklerler (Wise 2000). Titanyum malzemesi biyoinert malzemeler arasında sınıflandırılmıştır (Spiekermann 1995).

1.1.4. Kemik ve Osseointegrasyon

İmplant diş hekimliğinde uzun dönem başarıyı etkileyen çok sayıda faktör olmasına karşın kemik miktarı ve yoğunluğu en etkili faktörlerdir (Misch 2005).

Kemik-implant bağlantısı ile ilgili olarak terminolojiye yeni bir tanım kazandıran Brånemark'a göre; canlı kemik dokusu ile yük uygulanmış titanyum implant arasında ışık mikroskobu düzeyinde direkt temas gözlenmektedir. Bu temas araştırmacı tarafından osseointegrasyon olarak isimlendirilmiştir. Bu tanıma göre implant yüzeyi ve kemik hücreleri direkt temas halindedir. İmplantın yerleştirilmesini takiben implant etrafında biriken kanın pıhtılaşması sonrasında pıhtıdaki polimorf çekirdekli lökositler, lenfoid hücreler ve makrofajlar gibi fagositik hücreler kemik dokusu oluşumu mekanizmasında rol almaktadır (Cenan 2005).

Osseointegrasyon durumunu etkileyen pek çok faktör bulunmaktadır. Bunlar; kullanılan cerrahi teknik, kemik özellikleri, implant materyalinin doku uyumluluğu, implant dizaynı, implant yüzey özellikleri ve implanta gelen yüklerin iletimi başlıkları altında toplanmaktadır.

Cerrahi teknik açısından atravmatik çalışma ve kemiği aşırı ısıtmaktan kaçınma dikkat edilmesi gereken konulardır. Kemiğin boyutu ve yoğunluğu da tedavi planlaması aşamasından itibaren dikkatlice incelenmeli, kortikal kemik ve trabeküler kemik miktarlarına uygun tedavi yapılmalıdır.

Doku uyumluluğu açısından değerlendirme yapıldığında titanyum malzemesinin en uygun materyal olduğu kabul edilmiştir (Lautenschlager ve ark. 1993).

İmplant dizaynı ile ilgili yapılan çalışmalar, yiv dizaynı ve implant geometrisi üzerine yoğunlaşmaktadır (Gümüş 2007).

1.1.5. İmplant Üstü Protez Tipleri

İmplant diş hekimliğinde geleneksel protezlerden farklı olarak hastalara pek çok tedavi alternatifi sunulabilmektedir. Doğal dişlenmeye sahip bir bireyde kullanılabilen protez tipleri sınırlıyken implant üstü protezlerde dayanak ekleme olanağı sayesinde farklı dizaynların kullanımı mümkün olabilmektedir (Misch 2005).

Misch, protezleri 5 tipe ayırarak sabit (SP) ve hareketli (HP) protezler için şu şekilde bir sınıflama yapmıştır:

SP-1: Sabit protez; sadece krunun yerine konması amaçlanmaktadır.

SP-2: Sabit protez; krunu ve bir miktar kökü yerine koyacak protez dizaynı; dişetine yakın bölgede krun konturu uzatılmıştır.

SP-3: Sabit protez; krun ve dişetini birlikte yerine koyma görevini üstlenir; dişeti kısmı için pembe porselen veya akrilik kullanılabilir.

HP-4: Hareketli protez; overdenture protezin desteği tamamen implant tarafından karşılanır.

HP-5: Hareketli protez; overdenture proteze destek, yumuşak doku ve implant tarafından sağlanmaktadır (Misch 2005).

SP-1 grubundaki protezlere daha çok üst çene ön bölgeki dişsizliklerde ihtiyaç duyulmaktadır. Yumuşak ve sert doku kaybının en az olduğu durumlarda bu tip protezler kullanılabilir. Ancak doğal görünümün sağlanması için kemik ve/veya yumuşak doku ogmentasyonuna ihtiyaç duyulabilmektedir (Misch 2005). İkinci grupta yer alan SP-2 protezlerde yeterli kemik miktarı olmadığından, periodontal olarak problemlili dişlerde olduğu gibi, daha uzun görünümlü dişler söz konusu olacaktır. Bu durumda estetik olarak gingival 1/3' lük bölgede normalden uzun konturlandırılmış krunlar problem çıkartabilmektedir (Misch 2005). Kemik kaybının aşırı olduğu durumlarda ise gingival bölgeye pembe porselen ilavesi gerekmektedir. Bu SP-3 protezler, sabit protez grubunun bu son üyesine ait olarak sınıflandırılmıştır. Alt ve üst çene kretler arası mesafe fazla ise gerekli metal ve

porselen kalınlığının verilmesi, protezde mekanik problemlere yol açacaktır. Bu nedenle alveol kretinden oklüzal tablaya kadar olan mesafenin 15 mm'den fazla olduğu durumlarda gingival bölgede akrilik kullanılan ve 'hibrit protez' olarak isimlendirilen protezlerin uygulanması gerekmektedir (Misch 2005, Anıtua ve ark. 2010).

Hareketli protezler grubunda implant üstü kuronlara kroşelerle tutunan klasik parsiyel protezler ve daha sıklıkla kullanılmakta olan overdenture tipi protezler bulunmaktadır. Bu gruptaki farklılıklar sabit protez sınıflamasındaki gibi görünüşle ilgili olarak değil, implant desteğine dayanarak yapılmıştır (Misch 2005).

Proteze desteğin tamamen implantlar tarafından sağlandığı tipteki overdenture protezlerde genellikle alt çene için beş-altı, üst çene için de altı-sekiz adet implant gerekmektedir. İmplant sayısını azaltıp desteğin bir kısmının da yumuşak dokularca sağlandığı son grupta yer alan protezlerde ise özellikle maliyetin düşürülmesi avantajı söz konusu olmaktadır (Misch 2005, Anıtua ve ar. 2010).

Geng ve arkadaşları (2001) da çok üyeli implant üstü protezleri; I) implant destekli sabit protezler (kantileverli protezler de dahil olmak üzere), II) implant destekli overdenture protezler ve III) implant ve doğal diş destekli sabit protezler olarak sınıflandırmışlardır.

1.1.6. Oral İmplantlarda Başarıyı Etkileyen Biyomekanik Faktörler

İmplantlarda kısa ve uzun dönem başarıda implantı etkileyen biyomekanik faktörlerin büyük önemi bulunmaktadır. Burada rol alan anahtar faktörün gerilim olduğu konusunda fikir birliği söz konusudur (Misch 2005). İmplant üstü protezlerde sistemde oluşan aşırı gerilmeler, aşırı yükleme sonucunda implant kaybına kadar varabilen komplikasyonlara sebep olabilmektedir. Mekanik kaynaklı implant komplikasyonları şu şekilde sıralanabilir:

- İmplant kaybı
- Erken dönem kemik kaybı

- Oklüzal aşırı yüklenme kaynaklı geç dönem kemik kaybı
- Protez veya abutment vida gevşemesi/kırılması
- İmplant/abutment kırılması
- Protezde kırılma (Misch 2005, Hecker ve ark. 2006, Evrim 2010).

Tüm bu komplikasyonlar göz önüne alındığında oral implantlarda tedavi planlamasının önemi daha iyi anlaşılmaktadır. Planlama aşamasında komplikasyonları önlemek için alınması gereken önlemler öncelikli olarak gerilimleri azaltmak yönünde olacaktır. Gerilim durumunu etkileyen faktörlerden pek çoğu hekimin kontrolündedir. Bunları azaltmak için yapılması gereken düzenlemeler implant sisteminin yüzey alanını arttırmak ve proteze gelen kuvvetleri azaltmak şeklinde iki ana grupta toplanabilmektedir. Yüzey alanını arttırmak implant geometrisinde yapılacak düzenlemeler ile gerçekleştirilebilmektedir. Kuvvetin azaltılması ise; yön, büyüklük, tip, süre ve kuvveti arttırıcı faktörlerin kontrolü ile mümkün olmaktadır (Misch 2005, Hecker ve ark. 2006, Evrim 2010).

Protez tipi, protezin kalınlığı, protezin yüksekliği gibi protezle ilgili parametreler ve kemik özellikleri, implantlara ait özellikler kuvvet dağılımı ve gerilimlerini etkileyebilmektedir. Simante implant üstü restorasyonlarda oklüzal yüzeyde vida boşluğu bulunmadığından oklüzyon, kuvvetleri aksiyal olarak iletecek tarzda düzenlenmeye daha elverişlidir. Ancak vidalı protezlerde veya overdenture tarzı implant üstü protezlerde temassız yüklenme (off-set) denilen tipte yüklemelerle karşılaşmak mümkündür ve bu durum bükme momentinde artışa sebep olmaktadır (Sahin 2002). Merickse-Stern ve ark. (2000) ise implant üstü sabit protezler ile bar destekli overdenture protezleri kıyasladıkları çalınmalarında protez tipinin kuvvet düzeni üzerinde etkisinin maksillada rezorbsiyonlar şeklinde ortaya çıkmasının kantilever etki nedeni ile bükme momentindeki artışlardan olduğunu göstermişlerdir.

İmplant üstü sabit protezlerde dayanakların birleştirilmesi; porselen kırığı riskini azaltacağından dolayı tavsiye edilmektedir. Bu sayede sistemdeki gerilmeler azalacak ve kuronların marjinal kenarlarında destek artacağından dolayı kuron üzerinde makaslama kuvvetinden ziyade baskı kuvveti oluşacaktır (Misch 2005).

Ayrıca protezin pasif oturmasının gerekliliği de pek çok araştırmacı tarafından kabul edilmiştir (Jemt ve ark. 1996, Vidyasagar ve ark. 2003).

Rangert ve ark. (1995), iki implant ile desteklenen üç üyeli bir köprüde kantilever varlığının bükme momentini, kantileversiz köprüye oranla iki katına çıkaracağını ve üç implant destekli benzer bir köprüyle kıyaslandığında ise bu oranın yaklaşık üç kat olacağını bildirmişlerdir.

Protetik açıdan biyomekanik avantaj sağlanabilecek bir diğer alan da protez malzemeleridir. Sahip oldukları farklı elastiklik modülü değerleri sayesinde oklüzal materyaller kuvvet iletimi, darbe kuvvetlerine dayanım ve gerilimin dağıtılması gibi konularda hekimlere alternatifler sunabilmektedir. In vitro çalışma sonuçları akrilik reçine gibi düşük elastiklik modülüne sahip malzemelerin oklüzal darbeleri azaltma özelliği olduğunu ve dolayısıyla bu tip kuvvetlere karşı kemik-implant arayüzünü koruduğunu ortaya koymuştur (Davis ve ark. 1988). Ancak akrilik reçine ve kompozit gibi malzemelerin oklüzal yüzeyde kullanılmasının vida gevşemesi, reçinede kırılma ve aşınma gibi klinik komplikasyonlara neden olabileceğini bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (Van ve ark. 1990, Carlson ve ark. 1994 , Daniele ve ark. 2014). Bununla birlikte sert materyallerin bükme momentine karşı daha iyi dağılım etkisinin bulunduğunu ve özellikle kantileverli veya uzun köprülerde bu tip malzemelerin kullanılması gerektiğini bildiren çalışmalar da mevcuttur (Lundgren ve ark. 1994, Lekholm ve ark. 1994). Konuyla ilgili yeni çalışmalar yapılıyor olmasına karşın günümüzde sabit protez materyallerinin hangisinin daha uygun olduğuna dair kesin bir kanıt bulunmamaktadır (Vidyasagar ve ark. 2003, Daniele ve ark. 2014).

Pek çok çalışmada oklüzal aşırı yüklemeye neden olan parafonksiyonel alışkanlık ve bruksizm sonucunda implant kayıpları, fraktürleri ve üst yapıda başarısızlıklar bildirilmiştir (Chong ve ark. 2002, Fischer ve ark. 2003, Cosme ve ark. 2005, Conrad ve ark. 2008). Bruksizm sırasında dişlere uygulanan oklüzal kuvvetlerin süre, sıklık ve şiddetinin artması, bukko-lingual yönde artmış hareketler, implant destekli sabit protezlerde krestal kemikte rezorbsiyon ve restorasyonda kırılmalara neden olduğu bildirilmiştir (Cosme ve ark. 2005). Rangert ve arkadaşları (1995) tarafından yapılan retrospektif çalışmada implant fraktürlerinin % 90' ının 1 veya 2 implant

destekli vakalarda en sık da mandibular 1 molar bölgede görüldüğü bulunmuştur. Diğer bir retrospektif çalışmada 152 hastada, 729 implantla desteklenen 998 üniteden, 35 hastadaki 94 dental ünite de porselen fraktürüne rastlanmıştır. Fraktürlerin karşıt arkda implant destekli metal-seramik restorasyonların varlığı, hastalarda bruksizm olması ve koruyucu splintler kullanılmaları ile ilişkili olduğu bulunmuştur. Bruksizmi olan vakalarda porselen kırığı, bruksizmi olmayanlar göre 7 kat fazla görülmüştür (Ahlberg ve ark. 2004). Diş yapısında meydana gelen fraktürlerin sıklıkla intarakronal restorasyonlar (inley,onley), sert cisimlerin ani ısırılması ve bruksizmle ilişkili olduğu bildirilmektedir (Kinsel ve ark. 2009). Bir çalışmada titanyum, zirkonyum oksit ve alüminyum oksit implant dayanakları üzerine, zirkonyum oksit kronlardan yapılan tek üyeli implant destekli restorasyonların başarıları incelenmiş ve titanyum abutmentler üzerine yapılan zirkonyum oksit kronların kırılma direnci diğer gruplara göre yüksek bulunmuştur (Att ve ark. 2009).

İmplant üstü vidalı metal destekli seramik kron ve implant üstü simante metal destekli seramik kron arasında yapılan bir çalışmada; vidalı metal destekli seramik kronlarda daha düşük yüklerde kırılmalar gözlenmiştir (Eduardo ve ark. 2004). Zirkonya implantlarla yapılan bir çalışmada implant kırıklarının bruksizmle olan ilişkisine bakılmıştır. Çalışmada 79 hastada 170 implant incelenmiştir. Bu implantların toplam 12 tanesinde ortalama 15.ci ayda kırılmalar gözlemlenmiştir. İmplantlarında kırılmalar görülen hastalar bruksizimli hastalar olmuştur (Gahlert ve ark. 2012).

Bruksizimli hastalarda implant ile ilgili çalışmalar sınırlı olduğu için, bu hastalarda implant destekli restorasyon yapımında daha dikkatli olunması gerekmektedir (Suarez ve ark. 2004). Lobbezoo ve ark. (2006) bruksizmin implantlar üzerindeki olumsuz etkisini azaltmak için implant sayısı, çapı, lokalizasyonu ve oklüzyon tipinin önemli olduğunu belirtmektedirler.

Bruksizimli hastalarda implant planlaması ve implant üstü protez tedavisinde başarılı olmak için öncelikle bruksizmin mekanizması, etkileri ve tedavilerinin iyi bilmesi gerekmektedir.

1.2. Bruksizm

1.2.1. Bruksizmin Tanımı

Bruksizm, literatürde dişler arasında çiğneme veya yutkunma hareketleri dışında meydana gelen parafonksiyonel sıkma ve/veya gıcırdatma hareketi olarak tanımlanmaktadır (Lobbezoo ve ark. 2006). Zarb ve Carlsson, bruksizmi “Gece dişlerin sıkılması ve gıcırdatılması” olarak tanımlamışken; Walsch, bu alışkanlığın uyanıkken de var olabileceğini ortaya koymuştur (Walsh 1965, Zarb 1979). Son olarak bu terim Amerikan Orofasiyal Ağrı Akademisi’nce 2008 yılında “Gece veya gündüz gerçekleştirilen dişlerin sıkılması ve/veya gıcırdatılması eylemi” olarak tanımlanmıştır (De Leeuw 2008). Gece uyku sırasında meydana gelen bruksizm için genellikle ‘Uyku Bruksizmi’ (nokturnal bruksizm) ifadesi kullanılmaktadır. Birey bu parafonksiyonel alışkanlığı gündüz gerçekleştiriyorsa o zaman gündüz (diurnal) bruksizmin varlığından söz edilmektedir (Attanasio 1991). Bruksizmin görülme sıklığını inceleyen araştırmacılar, bu parafonksiyonel alışkanlığın yalnızca yetişkin nüfusu değil, çocukları da etkileyebildiğini görmüşlerdir (Cortese ve ark. 2009). Günümüzde pek çok çalışmada bu sıklık ortalama %20 olarak gösterilmektedir (Lavigne ve ark. 2009). Attanasio’ya göre pek çok birey bruksizm belirtisi gösterdiği halde vakaların yalnızca %5-20’si bu parafonksiyonel alışkanlığının farkındadır (Attanasio 1991). Çeşitli araştırmacılar bruksizmi tanımlamada ritmik, periodik, amaçsız ve şiddetli karakteri üzerinde durmuşlardır (Engin 2000, DeLaat ve ark. 2002). Amerikan Uyku Bozuklukları Cemiyeti, bu alışkanlığı parasomniyalar kategorisine koymuştur (Thorpy 1990).

Lavigne ve ark. (2008) göre iki tip bruksizmden söz edilmelidir. Bunlardan birincisi idiopatik bruksizmdir ve tıbbi nedenlerden bağımsız olarak gerçekleşir; ikinci tip olan iatrojenik bruksizmde ise ilaç kullanımı veya nöro-psikolojik faktörler gibi etkenler söz konusudur.

1.2.2. Bruksizm Süresi ve Sıklığı

Dişler maksimum interkuspidadasyondayken ve/veya eksentrik hareketlerin eşlik ettiği şekillerde görülebilen bruksizmin süresi ve sıklığına dair farklı çalışmalarda çeşitli sonuçlar bildirilmiştir. Ortalama olarak 1 episodun 8-9 sn sürdüğü düşünülse de bir vakada 5 dk boyunca devam eden bruksizm episodunun gözlemlendiği de bildirilmiştir (Attanasio 1991).

Bruksizmi olan bireylerde uyku esnasındaki diş teması sayısını ölçmüş olan Trenouth'ın çalışmasında (1979), gece boyunca ortalama temas sayısı 1325,5 olarak bulunmuştur. Araştırmacı sağlıklı bireylerdeki ortalamanın ise 359,95 olduğunu bildirmiştir. Aynı çalışmada sekiz saatlik uyku süresince sağlıklı bireylerdeki toplam diş teması ortalama olarak 5.4 dk olarak bulunmuşken, bruksizmi olan bireylerde bu sürenin 38.7 dk olduğu bildirilmiştir. Amemori ve arkadaşları (2001) ise, saat başına düşen bruksizm episodü süresini 47,8 - 174,9 sn olarak bildirmişlerdir. Bruksizm sırasında ağız içinde oluşan kuvvetlerin ölçümü alt ve üst çeneye sert akrilikten yapılan ince oklüzal plaklara yerleştirilen strain gaugelerle ya da bite strip ile yapılabilmektedir. On hasta üzerinde 3 gece boyunca, 499 bruksizm hareketi boyunca yapılan kayıtlarda ortalama 22.5 kg kuvvetin saatte 3.6 kere 7.1 sn sürelerle oluştuğu bulunmuştur (Nishigawa ve ark. 2001). Diğer bir çalışmada bu değerler saatte 13.5 kere 5.7 sn süreyle oluştuğunu göstermektedir. Bruksizm sırasında oluşan hareketlerin bütün uyuma zamanının %8 ini oluşturduğu belirtilmektedir (Baba ve ark. 2003).

1.2.3. Bruksizmin Tarihçesi

Bruksizmin tarihçesine bakıldığında bu fenomenin oldukça eski zamanlara dayandığı görülmektedir. Bruksizm teriminin kelime olarak kökeninin eski Yunanca'da dişlerin gıcırdatılması anlamına gelen 'brychein' kelimesi olduğu bilinmektedir (Basic 2004). Faulkner, bruksizmle ilgili derleme çalışmasında 'diş gıcırdatma' terimine ilk olarak

M.Ö. 600-200 yıllarında Hz.Davut'un ilahilerinde rastlanıldığından söz etmektedir (Faulkner 1990).

1.2.4. Bruksizmin Tanısı

Bruksizm, tanı konması güç rahatsızlıklar arasındadır. Genellikle bireyler bu alışkanlıklarının farkında olmadıklarından teşhis için bireyin ve/veya yakınlarının şikayetlerinin yanında, klinik belirtilere de dikkat edilmesi gerekmektedir. En sık rastlanılan bulgu çiğneme kaslarında ve çene ekleminde hassasiyet, çiğneme kaslarında yorgunluk hissi ve birey uyandığında ağız açmasında güçlük olarak bildirilmiştir (Yengin 2000). Diş gıcırdatma esnasında oluşan sesler oldukça yüksek olabildiğinden bazı durumlarda bireyin yakınlarının da durumun tespitinde rol oynaması mümkündür. Çizelge1.1' de bruksizmin klinik belirtileri gösterilmektedir (Lavigne ve ark. 1996, DeLaat ve ark. 2002). Dişlerde aşınma, klinisyen tarafından kolaylıkla tespit edilebilecek bir belirti olsa da bu durumun bruksizm süresi, sıklığı, uygulanan kuvvet ve mine yapısı gibi faktörlerden de etkilenebileceği ve yaşa bağlı aşınma ile ayırt edilmesinin gerekliliği göz önünde bulundurulmalıdır (DeLaat ve ark 2002).

Günümüzde de bruksizmin teşhisinde altın standart olarak kabul edilen uyku laboratuvarında kullanılan polisomnografik yöntemle kesin tanı kriterleri: (1) gıcırdatma sesleri ile birlikte seyreden en az iki bruksizm atağı; (2) bir saatlik uyku başına dörtten fazla bruksizm atağı; ve/veya saat başına 25'ten fazla bruksim atağı; ve/veya vaka başına 6'dan fazla çiğneme kası aktivite atağı varlığı şeklindedir (Lavigne ve ark. 1996).

Çizelge 1.1 Bruksizimin klinik belirtileri

DİŞ	KASLAR	TEMPOROMANDİBULAR EKLEM	ORAL MUKOZA	DİĞER
Doğal diş ve restorasyonlarda aşınma/kırılma Periodontal aralıkta genişleme ve dişlerde mobilite Isı hassasiyeti Hipersementoz Pulpitis	Kaslarda yorgunluk ve/veya ağrı Kas hipertrofisi Artmış EMG değerleri (Özellikle masseter kasında)	Eklem sesleri Kondil konturlarında radyografik değişiklikler	Yanakta ve dilde çentikler	Baş ağrısı Alveolar kemikte rezorpsiyon Sabahları ağız açmada güçlük

Uyku bruksizmi vakaları EMG sinyalleri açısından fazik (ritmik), tonik (devamlı) ve karma tipte olmak üzere 3 tipte incelenmektedir. Bu grupların tanımı şu şekilde yapılmaktadır:

- **Fazik:** 0.25-2 sn süren 3 ya da daha fazla EMG atakları,
- **Tonik:** 2 sn'den daha fazla süren EMG atağı,
- **Karma:** Fazik ve tonik tiplerin her ikisi (Lavigne ve ark. 1996)

1.2.5. Bruksizm Etiyolojisi

Çoğu araştırmacı etiyojideki multifaktöriyel yapının varlığı konusunda fikir birliği içerisindedir (Attanasio 1991, Nel ve ark. 1995). Temel olarak etiyojik faktörler periferal ve santral olmak üzere 2 ana başlık altında toplanmaktadır (DeLaat ve ark. 2002). Periferal faktörler lokal/dental bileşenleri içermektedir. Kimi araştırmacılar oklüzyon ve artikülasyonla ilişkisinden ötürü bu grubu morfolojik faktörler olarak da isimlendirmektedir. Santral faktörler ise psikolojik ve sistemik (patofizyolojik / nörofizyolojik) faktörler olmak üzere iki alt grupta incelenmektedir (Lobbezoo ve ark. 2001).

1.2.5.1. Morfolojik Faktörler

Bu faktörler arasında diş eksiklikleri, uzamış dişler, hatalı restorasyonlar, aşırı tüberkül eğimleri ve diğer oklüzal bozukluklar sayılmaktadır. Bu faktörlerin etkisi, oklüzal bozuklukların periodontal basınç reseptörleri üzerine etki ederek çiğneme kaslarını refleks olarak uyardığı teorisine dayanmaktadır (Lobbezoo ve ark. 2001, De Leeuw ve ark. 2008)

1.2.5.2. Psikolojik Faktörler

Bruksizmin psikolojik boyutu günümüze kadar pek çok çalışmaya konu olmuştur ve hala bu alanda araştırmalar devam etmektedir. Çoğu araştırmacı bruksizmin karakter tipleriyle ilişkisi olduğunu savunmaktadır ve bu alışkanlığın genellikle bireylerin bilinçaltında baskılamış oldukları öfke, anksiyete, nefret ve saldırganlık gibi duyguların oral yoldan dışa vurumu olduğunu düşünmektedirler (Winocur ve ark. 2003).

Bazı çalışmalarda hiperaktivite ve depresyon eğiliminin de bruksizmle pozitif bağlantısı olduğu tespit edilmiştir (Lavigne ve ark. 2008).

1.2.5.3. Sistemik Faktörler

Bruksizm etyolojisinde yer aldığı düşünülen faktörlerden bir diğeri olan sistemik faktörler, özellikle son yıllarda etiyolojik çalışmalarda sıklıkla incelenmektedir. Konuyla ilgili literatürde pek çok sistemik rahatsızlıkta bruksizmin de gözlendiği bildirilmiştir (Winocur ve ark 2003). Bunlar arasında; medulla ve ponsu ilgilendiren bozukluklar ve kortikal lezyonlar, nefrit, felç, kore hastalığı ve çocuk felci, hipertiroidi, allerji, sinüzit, mesane bozuklukları ve endokrin bozukluklar, gastrointestinal bozukluklar, beslenme bozuklukları, serebral palsi, travmatik epilepsi, mental retardasyon özellikle de Down sendromu, magnezyum eksikliği sayılmaktadır (Lobbezoo ve ark. 2001, Winocur ve ark. 2003).

Son yıllardaki çalışmalarda özellikle beyin kimyası ile bruksizm ilişkisi üzerinde durmaktadır. Lobbezoo ve arkadaşlarının (2001) çalışmalarında santral nörotransmitter sistemdeki belli bozuklukların bruksizmin etyolojisinde yer aldığı savunulmaktadır. Dopaminerjik sistem aktivitelerinin stimüle edildiği sigara, alkol, selektif seratonin geri alımı inhibitörleri (SSRI) gibi ilaçlar, amfetamin, Parkinson hastalığında kullanılan L-dopa ve kronik nöroleptik kullanımının da bruksizme yol açabileceği bildirilmiştir. Ayrıca merkezi sinir sistemindeki geçici ani uyanışların (arousal), bruksizmi de tetikleyen bir fizyolojik mekanizmanın etkisinde olduğuna ve uyku bozukluklarıyla bruksizimin ilişkisi olabileceğine dair çalışmalarda yapılmaktadır (Lobbezoo ve ark. 2001, Kavaklı 2006, Evrim 2010).

1.2.6. Bruksizmde Çiğneme Kaslarının Durumu ve Isırma Kuvvetleri

Bu parafonksiyonel alışkanlık, çeneyi kapatan kaslarda çift taraflı ve eş zamanlı kasılmalara sebep olmaktadır (Reding ve ark. 1966). Bruksizm esnasında gözlemlenen kuvvetler, eşdeğer çiğneme kuvvetlerine göre daha büyük zararı olan kuvvetlerdir. Bunun nedeni olarak bruksizm kuvvetlerinin genellikle izometrik oluşu, daha uzun sürmesi ve diş temasının stabil olmayan ve eksentrik bileşenleri de içermesi gösterilmektedir (Mohl ve ark. 1988).

Bruksizm alışkanlığına sahip bireylerde hem bu parafonksiyonel aktivite sırasında oluşan kuvvetlerde, hem de ısırma kuvvetlerinde sağlıklı bireylerde görülenden çok daha yüksek değerler elde edilmektedir. Attanasio, bu kuvvetin sağlıklı bireylerde yaklaşık 175 psi olduğunu, bruksizme sahip bireylerde ise ortalama 300 psi değerinde kuvvetlerle karşılaştığını bildirmiştir (Attanasio 1991).

Uyku esnasında görülen bruksizm için yapılan elektromyografi (EMG) ölçümlerinde masseter kasında en yüksek EMG değerlerine uykunun delta evresinden daha hafif evrelerine geçiş esnasında rastlanıldığı bildirilmiştir (Mäntyvaara ve ark. 1999).

Sağlıklı bireylerde çiğneme sırasında besinin cinsine göre posterior bölgede ortalama 2-12 kg (20-120 N) kuvvet uygulanmaktadır. Uyurken bruksizm hareketleri sırasında bu değer ortalama 22-26 kg (220-260 N) ulaşmakta özellikle dişlerin ve restorasyonların kırılmasına neden olabilecek lateral, fizyolojik olmayan kuvvetler daha da artmaktadır (Clarke ve ark. 1984, Cosme ve ark. 2005, Att ve ark. 2009, Heintze ve ark. 2008, Steiner ve ark. 2009). Metal destekli ve desteksiz kron ve köprüler bruksizmi olan hastalarda kullanıldığında restorasyon başarısızlıklarının daha sık olduğu görülmektedir (Clarke ve ark. 1984, Cosme ve ark. 2005, Att ve ark. 2009, Att ve ark. 2007, Conrad ve ark. 2008).

1.2.7. Bruksizm Alışkanlığı Olan Bireylerde Oral İmplantlar

Aşırı yükleme ve lateral kuvvetler sonucu oluşan gerilmelerin periodontal bir başlatıcı faktör bulunmadığı durumlarda bile implantlar etrafında ciddi boyutlarda kemik kaybına sebep olabildiği bilinmektedir (Perel 1994). Doğal diş destekli protezlere göre implant-protez kompleksi daha yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalabilmektedir. Bunun nedeni implantların periodontal ligamandan yoksun oluşu ve bu durumun eksik propriozeptisyona ve dolayısıyla çeneyi kapatan kaslarda kısıtlı propriozeptif feedback mekanizmasına yol açması olarak açıklanabilir (Jacobs ve ark. 1993, Lobbezoo ve ark. 2006). Parafonksiyonel alışkanlığa sahip bireylerde ise bu kuvvetler fizyolojik sınırları aşacak yükseklikte olabilir (Lobbezoo ve ark. 2006, Naeije ve ark. 2006). Stomatognatik sistem üzerinde yıkıcı etkisi olan bu

parafonksiyonlar (bruksizm, parmak emme, tırnak ısırma gibi) arasında en sık görüleni bruksizm olarak bildirilmiştir (Misch 2002). Aşırı yüklemenin meydana getirebileceği komplikasyonlar göz önüne alındığında bruksizmi olan bireylerde tedavi öncesi planlama aşamasında çok dikkatli değerlendirmelerin yapılmasının ve hasta eğitiminin gerekliliği anlaşılmaktadır. Kimi araştırmacılar bruksizmi olan hastalarda implant tedavisine kuşkuyla yaklaşıyor olsalar da, bu konuda bruksizmin kesin kontrendikasyon olduğuna dair bilimsel bir kanıt bulunmamaktadır (Misch 2002, Lobbezoo ve ark. 2006). Bu nedenle pek çok araştırmacı toplumda yüksek sıklıkta görülen bu parafonksiyonel alışkanlık varlığında da implant uygulamalarının planlanabileceğini savunarak, bu durumda önemli olanın alınması gereken önlemler üzerine yoğunlaşmak olduğunu kabul etmişlerdir (Misch 2002, Lobbezoo ve ark. 2006).

Bruksizm, çiğneme kuvvetlerini büyüklük (artmış ısırma kuvvetleri), süre (fizyolojik temas süresinden uzun süreler devam eden diş temaları), yön (dikeyden ziyade yatay yönde), tip (baskıdan ziyade makaslama) ve şiddeti (normalin 4-7 katı) bileşenleri düzeyinde etkilemektedir (Misch 2002). Kuvvet miktarının ve süresinin artmış olması malzemelerde yorgunluğa sebep olmaktadır. Bruksizm alışkanlığı bulunan bireyler, hem kuvvetlenen kaslar nedeniyle daha büyük çiğneme kuvvetlerine sahiptirler, hem de sıklıkla tekrarlayan bruksizm atakları nedeniyle implantlar üzerinde birikmiş bir yorgunluğa yol açacaklardır. Bruksizmi olan bireylerde bu alışkanlığın azaltılması ya da tamamen ortadan kaldırılması dışında alınabilecek önlemler implant sayısını ve boyutlarını arttırmak, oklüzyon ve artikülasyona ait düzenlemeler yapmak ve gece plağı kullanımını sağlamak şeklindedir (Lobbezoo ve ark. 2006). İmplant sayısını arttırmanın biyomekanik faydaları bilinmektedir. Bruksizme sahip bireylerde bu durum daha fazla önem kazanmaktadır. Ancak bu durumun da maliyeti arttırma dezavantajı bulunmaktadır. Mekanik olarak implantların birbirine bağlanması da daha iyi kuvvet dağılımı sağlayarak implant etrafındaki kemikte gerilmeleri azaltacaktır. Genel implant artışlar bruksizm alışkanlığına sahip bireyler için de gerekli olmaktadır. Misch, bu hasta grubunda primer stabilizasyon için yeterli uzunlukta implant kullanılmasının gerekli olduğunu, ancak çapın arttırılmasının daha da büyük önem taşıdığını

vurgulamıştır (Misch 2002). Bunun nedeni olarak oklüzal gerilmelerin en yüksek olduğu bölgenin kemiğin üst kısmı olduğunu ve fazlaca derine inmenin göreceli olarak daha az önem taşıdığını gösterilmiştir. Araştırmacı, gerekli olduğu takdirde kemik augmentasyonu yapılarak daha geniş çaplı implant kullanmanın uygun olacağını bildirmiştir (Misch 2002).

İmplant boyutları yalnızca kemiğe iletilen gerilme miktarlarını en uygun hale getirmede değil, implantın kırılmalara karşı direncini arttırmada da etkilidir. Çapı iki kat arttırılan bir metal, 16 kat güçlenecektir. İmplant şekli ile ilgili hekimin kontrol edebileceği diğer bir alternatif internal veya eksternal hex tasarımıdır. Mekanik bakış açısıyla internal hex tasarımı daha büyük iç çapa sahip olmasından dolayı aynı boyutlarda eksternal hex tasarıma sahip bir implanta göre %40 oranında daha zayıf olacaktır. Bu nedenle yaygın bruksizm şikayeti bulunan bireylerde daha kalın çaplı ve eksternal hex bağlantıya sahip implantların kullanımı önerilmektedir (Misch 2002, Balık 2007).

1.2.8. Bruksizmi Olan Hastalarda Oklüzyon Konusunda Dikkat Edilmesi Gereken Noktalar

Bruksizm alışkanlığına sahip bireylerde bu parafonksiyonun oklüzyon ile olan ilişkisine dair farklı teoriler ortaya konmuştur. Kimi araştırmacılara göre oklüzal düzensizlikler bruksizm alışkanlığının primer etyolojik sebebi olarak görülmekteyken (McNeill 1997, Misch 2005), kimileri de oklüzyonun bruksizm aktivitesi ile hiçbir ilişkisinin bulunmadığını düşünmektedir (Baarghi ve ark. 1979). Üçüncü bir teori ise oklüzyonun bruksizm seviyesini arttırabilecek bir irritan faktör olduğunu, ancak bu aktivitenin varlığının sorumlusu olmadığını kabul etmektedir ve oklüzal düzenlemelerin bruksizm aktivitesi seviyesini azaltabilmekle birlikte tamamen ortadan kaldırmayacağını savunmaktadır (McNeill 1997).

Bruksizm alışkanlığına sahip bireylerde daimi restoratif tedaviye geçmeden önce hastanın ne tip bir bruksizm alışkanlığına sahip olduğunun belirlenmesi önem taşımaktadır. Bu şekilde bir ön değerlendirme için bireye ait bruksizm atağı

sıklığının, büyüklüğünün ve yönünün belirlenmesi gerekmektedir. Yöne göre horizontal ve vertikal bruksizm olarak ayrılan bu iki bruksizm kategorisinin oklüzal ilişkilerdeki etkileri farklılık göstermektedir (McNeill 1997).

Horizontal bruksizm tipinin gözleendiği bireylerde genellikle mandibulanın aşırı lateral ve protruziv parafonksiyonel hareketleri söz konusudur. Estetiği iyileştirmek için diş uzunluklarının artırılması gerekecektir, ancak bu durumda daha dik bir ön rehberlik oluşabilir. Dik bir ön bölge rehberliğinin ise horizontal bruksizm varlığında travmatik zarar oluşturma potansiyeli yüksek bir oklüzal rehberlik olduğu bilinmektedir (McNeill 1997). Oklüzal temas noktalarının mümkün olduğunca merkezi yerleşim göstermeleri, lateral kuvvet bileşeni yüksek olan bruksizm hareketlerine karşı alınması gereken bir diğer önlemdir. Aynı sebepten ötürü tüberküller de oldukça sık hazırlanmalıdır. Oklüzal tablayı üst çenede palatinalden veya alt çenede bukkalden daraltmak lateral kuvvetlere karşı koruma sağlayacak, çiğneme kuvvetlerini azaltacak ve dil ve yanaklara yeterli alan sağlayacaktır (Misch 2005). İmplant destekli hareketli protez planlanmış hastalarda ise bruksizmin zararlı etkileri geceleri protezin çıkarılması ile azaltılabilmektedir. Sabit protezler için benzer bir önlem mutlaka gece plağı kullanımı ile alınmalıdır.

Vertikal bruksizm tipinde ise daha dar bir çiğneme tablasının varlığı söz konusudur. Bu tip hastalarda özellikle ön bölge dişler restore edilirken yapılacak ilavelerde fonetik sorunlara yol açmamak için dikey boyutun aşırı artırılmasından kaçınılması gerekmektedir (McNeill 1997).

Bruksizimli hastalarda implant tedavisi yapılırken ;

- İmplant tedavisinden önce detaylı bir muayene ile bruksizm teşhisi konmalıdır.
- Mümkün olduğunça çok sayıda implant yerleştirilmelidir.
- İmplantların çapı olabildiğince geniş olmalıdır.
- Yük dağılımı için implantlar üst yapıları ile birbirine bağlanmalıdır.
- İmplant üstü yapılarda köşeli, normalden daha büyük ve desteksiz yapılardan kaçınılmalıdır (Daniele ve ark. 2011).

Yukarıdaki maddelerin dışında implant bölgesine çiğneme kuvvetlerinin iletiminde etkili başka bir faktörde protez yapımında kullanılan materyaldir.

1.3. Sabit Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Materyaller

1.3.1. Metal - Seramik Sistemleri

En basit haliyle metal-seramik kuron ya da ya da köprü protezinin iki ana bileşeni vardır; metal alt yapı ve seramik üst yapı. Metal alt yapı ile seramik üst yapı arasındaki oksit tabakası ayrı bir bileşen olsa da metal alt yapının bir parçası olarak kabul edilmektedir. Sonuç olarak metal seramik yapılar; metal bir altyapı ve seramik yapıdan (opak seramik tabakası, dentin ve mine seramik tabakası ve glazür tabakasından) oluşur (Yamamoto 1985).

1.3.1.1. Metal Altyapı

Diş hekimliğinde altın, platin, palladyum gibi saf metaller kullanılsa da; metallerin esas kullanımı alaşım şeklindedir. Sabit protetik restorasyonlarda saf metaller yerine alaşımların kullanımı fonksiyon sırasındaki gerekli fiziksel özelliklerin ancak alaşımlarla sağlanabilmesinden kaynaklanmaktadır. Alaşımların kullanımı ile uzun dönemli başarı sağlayabilecek fiziksel ve biyolojik özelliklere sahip sabit protetik restorasyonlar yapılabilmektedir (Wataha ve ark. 2004).

Metal destekli porselen restorasyonların metal alt yapılarının üretiminde aşağıda belirtilen dört farklı metot kullanılmaktadır;

- Altın veya diğer metallerin duplike edilmiş güdük üzerine elektrodepozisyonu,
- Güdük üzerine metal folyonun fırınlanması,
- Metal ingotlardan CAD-CAM yoluyla,
- Saf metal ve alaşımların kayıp mum tekniği kullanılarak dökümü (Anusavice 2003).

Metal alt yapıların kayıp mum tekniği kullanılarak döküm işlemiyle hazırlanması birçok hassas basamağı içerdiğinden restorasyonların son şekli bu işlemlerin

hassasiyetine bağlıdır (Zarone ve ark. 2011). Döküm tekniği ile karşılaştırıldığında CAD-CAM sistemlerinin kullanımının üretim aşamalarını daha basit bir hale dönüştürerek zaman ve maliyet avantajı sağladığı görülmektedir (Örtorp ve ark. 2011).

Altyapı için kullanılacak metalin kalınlığı alaşımının tipine göre değişkenlik göstermekle birlikte ideal kalınlık miktarı 0.5 mm olarak bildirilmiştir (Roberts ve ark. 2009). Metalin 0.5 mm' nin altında bir kalınlığa sahip olması durumunda çigneme basınçları altında deforme olacağı belirtilmiştir (Wataha ve ark. 2004). Silver ve ark. (1960) göre metalin 0.5 mm' den daha ince olması halinde; seramik büzülmesine bağlı olarak, özellikle marjinal kısımda, deforme olmakta ve altyapı uyumu bozulmaktadır. Baz metaller için optimum metal altyapı kalınlığının 0.4-0.5 mm olduğunu kabul etmekle birlikte, alt yapının 0.3 mm'den ince olmaması gerektiğini belirtmektedir (Isaacson ve ark. 1981, Powers ve ark. 2012).

1.3.1.2. Metallerle İlgili Terminoloji ve Metal Alaşımlarının Yapısı:

Soy metaller: Oksidasyona karşı iyi kimyasal stabiliteleri, korozyon ve paslanmaya karşı dirençleri ile karakterize metallerdir. Diş hekimliğinde; altın (Au), platin (Pt), paladyum (Pd), gümüş (Ag), rutenyum (Ru), iridyum (Ir), osmiyum (Os) ve rodyum (Rh) soy metal olarak kullanılırlar (O'Brien 2008). Gümüş soy metal grubunda bulunmasına rağmen, korozyona ve paslanmaya karşı direncinin zayıf olması sebebiyle soy metallerden çıkarılmıştır (Givan 2007).

Soy olmayan: Okside olabilen metallerdir. Çoğunlukla 'kıymetsiz veya baz' metal ile eş anlamlı kullanılırlar

Kıymetli: Az bulunan ve maddi değeri yüksek olan metaller için kullanılan bir terimdir. Diş hekimliğinde altın, gümüş, platin grubundaki altı metal ve berilyum, galyum, indiyum kıymetli metal grubudur.

Yarı kıymetli: Esas olarak, önemli miktarda gümüş içeren alaşımlar için kullanılmış bir terimdir.

Kıymetsiz: Kolay bulunan ve maddi değeri düşük olan metaller için kullanılır.

Baz metal: Soy olmayan ve kıymetsiz metaller için kullanılan diğer bir terimdir. Diş hekimliğinde nikel, krom ve kobalt baz metallere örnek olarak gösterilebilirler (O'Brien 2008).

McLean (1979) ise, metal-seramik restorasyonlarında kullanılan metal alaşımlarını aşağıdaki gibi sınıflandırmıştır:

Çizelge 1.2 Metal alaşımların sınıflandırılması

Soy Metal Alaşımları			Soy Olmayan Metal Alaşımlar	
I - Yüksek oranda altın içerenler	II - Düşük oranda altın içeren alaşımlar	III - Altın içermeyen alaşımlar	I - Nikel - Krom alaşımları (Ni - Cr)	II - Kobalt - Krom alaşımları (Co - Cr)
Altın - Platin - Paladyum alaşımları	Altın - Paladyum - Gümüş alaşımları	Paladyum - Gümüş alaşımları		
Altın - Platin - Tantalum alaşımları (%84 Au - %7-9 Pt - % 4-6 Ta, %1-3 Ag)	(%50 Au - %30 Pa - %12 Ag - %8 In+Sn)	(%60 Pa - %38 Ag - %2 In+Sn)		

En yaygın olarak kullanılan metal alt yapı tiplerinden biri Ni-Cr alaşımlarıdır. Bileşiminde çoğunlukla %70-80 nikel, %15 krom bulunur. Metal destekli restorasyonlarda kullanılan soy olmayan metal alaşımlarının büyük bir çoğunluğunu oluşturur.1400°C'de erir ve krom oranı arttıkça erime derecesi de artar (McLean 1979, Anusavice 2003).

Avantajları:

- Yüksek elastiklik katsayısına sahip olduğu için eğilmeye ve bükülmeye çok dirençlidir ve buna bağlı olarak da uzun gövdeli köprülerde rahatlıkla kullanılabilir.
- Seramik ile kuvvetli bağlantı kurabilir.
- Soy alaşımlara göre daha ince hazırlanabilir.
- Ucuzdur.

Dezavantajları:

- Hassas döküm elde etmek zordur.
- Kuron kenarları pürüzlü olabilir.
- Kalın oksit tabakası seramik bağlantısında olumsuzluğa ve seramikte renkleşmeye sebep olabilir.
- Sertliği nedeniyle tesviyesi zordur
- İçerisindeki nikel, alerjisi olan hastalarda toksik etki yapabilir. Toplumda nikel alerjisi görülme sıklığı kadınlarda %9-10, erkelerde 0.9-1'dir. (McLean 1979, Anusavice 2003).

1.3.1.3. Metal- Seramik Arası Bağlantı Mekanizması

Metal destekli porselen restorasyonlarının uzun dönem başarısındaki en önemli etken, porselen ve metalin arasındaki bağlantıdır. Düzgün bir bağlantının sağlanabilmesi için, materyallerin, termal genleşme katsayısı gibi fiziksel özelliklerinin birbirleriyle uyumlu olması gerekmektedir (Özcan 2003).

Metal ile seramiğin arasındaki bağlantıyı etkileyen pek çok bağlantı mekanizması vardır:

- Mekanik bağlantı
- Kimyasal bağlantı
- Kompresyon kuvvetleri
- Van der Waals kuvvetleri

1.3.1.4. Mekanik Bağlantı

Mekanik bağlantı basit olarak metal ile seramik yapının birbirlerinin içine geçerek kenetlenmesi ile gerçekleşir (Akın 1999). Metal üzerinde frezle aşındırma ve kumlama ile makroskobik; oksidasyon tabakası oluşturulması, erimiş cam ile elektromekanik korozyon, tanecik sınırlarının seçici oksidasyonu ve asit uygulanması gibi işlemler ile de mikroskobik düzeyde pürüzlü bir yüzey oluşturmaya çalışılır. Bu yüzey, seramik ile oluşturulan mekanik bağlantının ilk adımlarını oluşturur. Seramik, metal yüzeyinde oluşturulan girintilere girer, soğuma esnasında ise iki materyal birbirlerine kenetlenir ve mikromekanik bağlantı oluşur (Akın 1999). 50µ-250 µ

tanecik boyutlu Al_2O_3 ile kumlama yöntemi sıklıkla temiz bir metal yüzeyinin oluşturulması ve yüzey alanının artırılması için kullanılmaktadır.

1.3.1.5. Kimyasal Bağlantı

Metal seramik restorasyonlarda kuvvetli bir bağlantının en önemli ve stabil faktörü kimyasal bağlantıdır. Kimyasal bağlantı, seramiğin cam fazı ile metal yüzeyindeki oksit tabakası arasındaki elektron paylaşımı ve transferiyle oluşur (McLean ve ark. 2001).

Seramik yüksek ısıda, altındaki metal yapının yüzeyine yapışır. Bu kaynaşma esnasında metal iyonları, seramik içine yayılır. Basit bir metal-oksit olayında doyma, eğer cam içindeki oksidin difüzyon hızı, cam içindeki oksidin erime hızından daha az ise korunur. Porselen, birçok döküm alaşıma metal yüzeyinde oluşan oksit tabakası ile bağlanır. Hemen hemen tüm oksit tabakaları kırılmandır ve bu sebeple porselen metal bağlantısının bu tabakadan ayrılmaması için kalınlığı minimuma indirilmelidir (Wataha ve ark. 2004).

Oksit tabakası ideal olarak, metal altyapının üzerinde alaşımın tipinden bağımsız olarak monomoleküler bir film tabakası şeklinde olmalıdır. Film tabakasının kimyasal yapısı ise alaşımın tipine göre değişkenlik gösterebilir (Roberts ve ark. 2009).

1.3.1.6. Kompresyon Bağlantısı

Seramikte baskı kuvvetleri metal ile seramiğin ısıl özelliklerine bağlı olarak oluşur. Tüm dental alaşımların kompresyon kuvvetlerine karşı yeterli dayanıklılığı vardır ancak gerilim streslerine karşı dirençleri daha azdır. Buna bağlı olarak, seramikle birlikte kullanılacak metal alaşımının termal genleşme katsayısının seramiğe oranla fazla olması istenir. Bu sayede soğuma esnasında metal çok az daha fazla büzülme göstererek, porselenin içerisinde baskı kuvveti oluşturur. Kompresyon stresi porselenin kırılğan yapısı sebebiyle gerilim streslerine göre daha rahat karşılanır ve metal porselen bağlantısını olumlu yönde etkiler (Wataha ve ark. 2004).

1.3.1.7. Van Der Waals Kuvvetleri

Van der Waals kuvvetleri; arada kimyasal bağlantı olmayan iki atom arasındaki karşılıklı elektrostatik reaksiyon sonucu oluşur. Van der Waals kuvvetleri genelde zayıftır bu yüzden metal seramik bağlantısındaki etkisi çok fazla değildir (Fischer ve ark. 2009).

1.4. Dental Seramikler

Çoğunlukla silikat yapısında olan seramikler, bir veya birden fazla metalin, metal olmayan bir elementle, genellikle de oksijenle yaptığı bir bileşim olarak tanımlanmaktadır (Mc Lean, 1979)

Seramiklerin ışık geçişine izin vermeleri, doğal diş yapısını taklit edebilmeleri, ağız içi sıvılarından etkilenmemeleri, yumuşak dokularla uyumlu olmaları, aşınmaya karşı dirençleri, renk değiştirmemeleri ve doğal dişe benzer ısıl genleşme katsayısına sahip olmaları gibi avantajları vardır. Seramikler bu özelliklerinden dolayı da günümüz diş hekimliğinde en yaygın olarak kullanılan restoratif malzemedir (Moffa ve ark. 1973, Hondrum 1992).

Diş hekimliğinde kullanılan en eski seramikler olan feldspatik seramikler yaklaşık 70 MPa gibi düşük gerilme direncine sahiptir. Feldspatik seramiklerin metal alt yapı ile desteklenmeleri sonucunda bükülme dayanıklılıkları 550 MPa'a kadar çıkmaktadır (Koçak 2006). Ayrıca feldspatik seramikler fırınlanmaları esnasında hacimsel olarak % 30-38 ve doğrusal olarak da % 11-15'lere varan büzülme gösterirler. Feldspatik seramiklerin metal alt yapı ile desteklenmesi restorasyonun bitim sınırında seramiğin boyutsal değişikliğinin kontrol edilmesini sağlamaktadır (Mc Lean 1980). Işık geçirgenliği, kimyasal stabilitesi, biyouyumluluğu, yüksek baskı direnci ve termal genleşme katsayısının diş dokusuna yakın olması gibi avantajlara sahip olan dental seramikler gerilim kuvvetleri karşısında kırılma eğilimi göstermektedirler (Coşkun 2002). Bu nedenle seramiklerin metal ile desteklenmesi fikri ortaya atılmış ve ilk metal-seramik restorasyonlar 1927 yılında gerçekleştirilmiştir (Fischer 1999, Craig ve ark 2004).

Metal-seramik sistemlerde kullanılan seramikler orta ve yüksek ısı seramikleri ile benzerdir. Ancak, mikroyapı açısından çok farklıdır (McLean 1979).

Metal alaşımlarda kullanılan seramiğin içeriği cam ve çözülmemiş kalay oksit şeklindedir. Ayrıca %5-15 oranında kristalin alümina içerir. İçeriğinde yüksek oranda bulunan sodyum bikarbonat ve potasyum hidrat, ısısız genişlemeyi arttırmakta ve metal alt yapı ile uyumu sağlamaktadır (Craig 1993, Zaimoğlu ve ark. 1993). Ayrıca artık ısısız gerilimlerin azalmasını da sağlayan bu alkali içeriği, seramiğin eriyerek kaynaşma ısısını azaltarak metal alt yapıdan önce erimesini sağlar. Böylece metal seramik restorasyonlar çatlak oluşumuna daha dirençli hale gelir (Anusavice 2003).

1.4.1. Seramiklerin Sınıflandırılması

Günümüzde dental porselenleri birkaç şekilde sınıflandırabilmek mümkündür. En çok kullanılan sınıflandırmalardan biri porselenlerin fırınlama derecelerine göre yapılan sınıflandırmadır. Bu sınıflandırmaya göre dental porselenler dört gruba ayrılmaktadır;

- 1. Yüksek ısı porselenleri:** 1300 °C'nin üzerindeki sıcaklıklarda fırınlanır,
- 2. Orta ısı porselenleri:** 1101 °C ile 1300 °C arasındaki sıcaklıklarda fırınlanır,
- 3. Düşük ısı porselenleri:** 870 °C ile 1100 °C arasındaki sıcaklıklarda fırınlanır,
- 4. Çok düşük ısı porselenleri:** 870 °C altındaki sıcaklıklarda fırınlanır.

Bu gruplardaki porselenlerin ana bileşenleri aynıdır, ancak yapılarındaki eritici maddelerin miktarına bağlı olarak erime dereceleri farklılık göstermektedir. Yüksek ısı ve orta ısı porselenleri genellikle tam ve bölümlü protezlerde kullanılan hazır porselen dişlerin, nadiren porselen jaket kuronların, düşük ısı ve çok düşük ısı porselenleri ise kuron, köprü protezlerinin yapımında kullanılmaktadır. Ayrıca glaze tozları ve değişik makyaj materyalleri de düşük ısı ve çok düşük ısı porselenleri grubunda yer almaktadırlar. Titanyum ve alaşımları ile yapılan sabit protezlerde de çok düşük ısı porselenleri kullanılmaktadır (Anusavice ve ark. 2003).

Dental porselenler yapım tekniklerine göre aşağıdaki şekilde sınıflandırılabilir (Mehl ve ark. 1999);

1. Geleneksel metal destekli porselen restorasyonlar

- Döküm ya da CAD/CAM sistemleri ile yapılan metal alt yapı üzerinde bitirilen dental porselenler
- Metal folyo üzerinde bitirilen dental porselenler (Galvano Kuronlar)

2. Tam porselen restorasyonlar

- Geleneksel toz/likit karışımı ile yapılan porselenler
- Dökülebilir porselenler
- Frezeleme ile üretilen porselenler
- İnfiltrasyon porselenler

O'Brien (2002) tam porselen sistemleri içeriklerine göre aşağıdaki şekilde sınıflandırmıştır;

1. Kuvvetlendirilmiş alt yapı seramikleri

- Alumina
- Magnesia
- Spinel enjekte döküm
- Zirkonya

2. Feldspar

- Yüksek lösit içerikli
- Düşük lösit içerikli

3. Döküm-pres cam seramikler

- Lösit içerikli
- Lityum disilikat içerikli
- Mika içerikli

Yüksek dirençli seramik kor materyallerinin kimyasal yapılarına göre tam porselen sistemler üç ana gruba ayrılabilir (Conrad ve ark. 2007).

1. Cam seramikler

- Lsıt kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler
- Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler
- Feldspatik seramikler

2. Alumina esaslı seramikler

3. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim tekniği ile üretilen seramikler (CAD/CAM)

1.4.2. Zirkonyum Destekli Seramik Restorasyonlar

1.4.2.1. Zirkonyum'un Kimyasal ve Fiziksel zellikleri

Zirkonyum, sembolü Zr olan kimyasal bir elementtir (şekil 1.1). Atom numarası 40, atomik ağırlığı 91,22 g/mol, değerleri +2, +3 veya +4'tür. Periyodik cetvelin 5. periyodunda 4b grubunda yer alan bir geçiş elementidir. Doğada hiçbir zaman serbest metal olarak tek başına bulunmaz. Oda koşullarında gümüşümsü beyaz renkli bir katıdır ve hekzagonal sıkı paketlenmiş kristal yapıdadır (Piconi ve Maccauro 1999).



şekil 1.1 A) Zirkonyum B) Zirkonyumun kristal yapısı

Zirkonyum korozyona ve ısıya karşı çok dirençlidir. Birçok farklı bileşik yapıda olabilirler. Bunlar zirkonat (ZrO_3), zirkonil tuzu ($ZrO+2$) ve en önemli bileşiği ise

zir-konyum oksittir (ZrO_2) (Akkayan ve Gülmez 2002). Zir-konyum metali normal koşullar altında su ile reaksiyon vermez. Metalin yüzeyini kaplayan oksit tabakası, asitlere karşı inaktif olmasına neden olur. Sadece hidroflorik asit içerisinde çözünerek floro bileşikleri oluşturur. Normal koşullar altında alkali çözeltilerle reaksiyona girmez (Columbia Encyclopedia 2003). Zir-konyum reaktif bir metal olduğu için, hava veya solüsyon ile temas ettiğinde yüzeyinde hemen oksit tabakası oluşur. Zir-konyumun korozyona karşı dirençli olmasını oluşturan oksit tabakası sağlar. Birçok ortamda zir-konyum, titanyum ve paslanmaz çeliğe göre daha dayanıklıdır. Zir-konyumun diğer seramiklere göre fiziksel özellikleri daha üstündür (Çizelge 1.4) (Columbia Encyclopedia 2003).

Çizelge 1.3 Zir-konyumun fiziksel özellikleri

Yoğunluğu	6,511 g/mL
Erime noktası	1855°C (2128 K)
Kaynama noktası	4409°C (4682 K)
Molar hacmi	14,02 ml/mol
Mineral Sertliği	5,0
Isı iletkenliği	0,227 W cm-1K-1
Özgül ısı	0,27 J kg-1K-1

1.4.2.2. Diş Hekimliğinde Zirkonyum

1.4.2.2.1. Zirkonya

Başlangıçta toz halinde bulunan zirkonya, 1300-1500°C ve basınç altında pişirilir, zirkonya bloklar elde edilir. Zirkonya (ZrO_2) 3 allotropu olan polimorfik bir materyaldir. Belirli sıcaklık aralıklarında farklı fazlarda bulunur. Monoklinik fazı 950°C' den düşük sıcaklıklarda, tetragonal fazı 1200-2370°C arasında stabildir. Kübik fazın ergime derecesi ise 2370°C' dir (Şekil 1.2).



Şekil 1.2 Zirkonyumun fazları

Diş hekimliğinde kullanılan üç tip zirkonya içerikli seramik vardır. Bunlar, zirkonya ile sertleştirilmiş alümina seramikler (ZTA), magnezyum katyonlu zirkonya polikristali (Mg PSZ) ve yitrium katyonlu tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP)' dir (Christel ve ark 1989).

1.4.2.2.2. Zirkonya ile Sertleştirilmiş Alümina Seramikler (ZTA)

Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina seramiklerin diğer zirkonyalardan farkı; tetragonal fazın oda sıcaklığında stabilizasyonu için temel olarak ilave iyonların kullanılması yerine durumun kontrolünün partikül boyutları, partikül morfolojisi ve lokasyonu (intra veya intergranüler) ile sağlanmasıdır (Kelly ve Denry 2008).

In-Ceram Zirkonya bu malzemeye bir örnektir. In-Ceram Zirkonya, hacimce %33 ve %12 mol seryum ile stabilize zirkonyanın (12Ce-TZP) In- Ceram Alümina'ya ilavesi

ile elde edilir. In-Ceram Zirkonya Y-TZP'ye göre daha düşük mekanik özelliğe sahiptir (Guazzato ve ark 2004). Ancak termal siklus ve yaşlandırma altında Y-TZP'den daha iyi termal stabilizasyon sergilemekte ve düşük sıcaklık bozulmasına karşı daha büyük direnç göstermektedir (Denry ve Kelly 2008).

1.4.2.2.3. Magnezyum Katyonlu Zirkonya Polikristali (Mg-PSZ)

Saf zirkonyum dioksiti oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize etmek için yapıya kalsiyum, magnezyum, seryum veya yitrium gibi metal oksitler eklenir. Ancak, kübik zirkonyum dioksitin tamamen stabil hale getirilebilmesi için gereken miktardan daha düşük konsantrasyonlarda eklenir. Dolayısıyla yapıda karma fazlar, yani oda sıcaklığında majör fazdaki kübik zirkonya ve minör fazdaki monoklinik ve tetragonal zirkonya çökeltilerinin bulunduğu multifaz materyalleri oluşur. Bu seramik türünde tam anlamıyla bir stabilizasyon gerçekleşemediğinden 'Kısmen stabilize edilmiş' tanımı kullanılmaktadır (Subbarao 1981, Picconi ve Maccauro 1999).

Mg-PSZ bileşimi içerisinde %8-10 mol MgO bulunmaktadır. Bu malzeme porozite varlığı ve gren boyutunun büyük olması (30-60 µm) sebebiyle aşınmaya neden olduğu için diş hekimliğinde başarı sağlayamamıştır (Denry ve Kelly 2008). Krem renginde olup, sertliği oldukça yüksektir. Sıcaklığın artırıldığı şartlarda bile bu özelliğini koruyabilmektedir (Yavuzylmaz ve ark. 2005). Denzir-M bu grupta bulunan seramiklere örnek olarak verilebilir (Sundh ve Sjögren 2006).

1.4.2.2.4. Yitrium Katyonlu Tetragonal Zirkonya Polikristali (Y-TZP)

Saf zirkonya ağırlığının % 2-3'ü oranında yitrium oksidin (Y_2O_3) ilave edilmesiyle elde edilen yitrium-tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) dir. Diş hekimliğinde stabilize edilen zirkonya materyalleri arasında biyomateryal olarak en çok kullanılan seramik tipidir (Tan ve Dunne 2004).

Zirkonyayı oda sıcaklığında t-fazında tutan faktörler, işlem sıcaklığı, Y_2O_3

içeriği ve tanecik boyutudur (Piconi ve Maccauro 1999). Materyalin oda sıcaklığında tetragonal yapıda stabil kalabilmesi için tanecik boyutunun 0,8 µm'den küçük olması gerekir (Theunissen ve ark. 1992). Tanecik boyutu belirli bir büyüklüğün üzerinde olan Y-TZP'nin stabilitesi azdır ve hiçbir dış etken olmaksızın tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşebilmektedir. Buna karşılık tanecik boyutunun çok küçük olması (<1µm) durumlarında faz değiştirme eğilimi azalmakta ve buna bağlı olarak materyalin kırılma sertliği azalmaktadır. Ayrıca, sinterizasyon sıcaklığı ve süresi Y-TZP kitlesini oluşturan tanecik boyutunu etkilemektedir. Yüksek sinterizasyon sıcaklığı ve uzun sinterizasyon süresi daha büyük taneciklerin oluşmasına neden olur. Sonuç olarak, sinterizasyon sıcaklığı ve süresi, Y₂O₃ içeriği ve tanecik boyutu materyalin stabilitesi ve mekanik özellikleri üzerinde önemli etkiye sahiptirler (Denry ve Kelly 2008).

Yttrium katyonlu tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP), yüksek dayanıklılık ve kırılma sertliği gibi üstün mekanik özelliklere sahip bir seramiktir (Karakoca ve Yılmaz 2006). İn vitro çalışmalarda, bu materyalin kırılma direncinin 9-10 MPa ve bükülme dayanımının 900-1200 MPa olduğu bildirilmiştir (Raigrodski 2004). Bu da alüminadan iki kat, cam seramiklerden 5 ila 10 kat (McLaren ve Giordano 2005), feldspatik porselenden ise 6 kat (Yavuzylmaz ve ark. 2005) daha sert ve dayanıklı olduğunu göstermektedir. Zirkonyum dioksit seramiklerin mekanik özelliklerinin bu derece iyi olması, kuvvetli yüklere maruz kalan posterior bölgede çok üyeli köprü olarak kullanılmasına imkân vermektedir (Yavuzylmaz ve ark. 2005). Klinik çalışmalarda zirkonya alt yapının başarı oranı %97,8 olduğu tespit edilmiştir (Molin ve ark. 2008).

1.4.2.3. Zirkonyum Dioksitin Tipleri

Klinik dişhekimliğinde kullanılmak üzere temel olarak üç tip zirkonyum dioksit mevcuttur:

- 1. HIP (Hot Isostatic Pressing -Tam sinterlenmiş) zirkonya**
- 2. Non-HIP (kısmi sinterlenmiş) zirkonya**
- 3. Green (sinterlenmemiş) zirkonya**

Zirkonyanın HIP tipi "Hot Isostatic Pressing" kelimelerinin baş harflerinden oluşmuştur. Seramik sanayinde kullanılan bir sinterleme tekniğidir. Malzemenin yoğunluğunu artırmak için yüksek sıcaklık ve basınç kullanır (Richard 2007). Materyal önce 1500°C'da sinterlenir ve böylece %95 yoğunluğa ulaşır. Ardından partikül yoğunluğunu artırmak amacıyla 1000 bar basınç altında 1400°C - 1500°C arasına kadar izostatik bir ortamda genellikle argon gazı kullanılarak ısıtılır (Piconi ve ark. 2006). Bu işlem sonunda gri-siyah renk halini alan yapı devamında oksitlenip beyazlaşmaya kadar atmosfer basıncı altında sinterleme işlemine tabi tutulmaya devam edilir. Sinterlenme işlemi tamamlandığında HIP bloklar %99 yoğunluğa sahip olmaktadır (Denry ve Kelly 2008). HIP zirkonya %5 mol yitrium içerir. Gren boyutu 0,28 µm'dir (Tinscher ve ark. 2001). Tamamen sinterlenmiş zirkonyanın bu tipine örnek olarak DC-Zirkon (DCS Dental AG) ve Everest-ZH (KaVo) verilebilir (Richard 2007).

Non-HIP bloklar %40 yoğunluğa sahiptirler. Yapıyı daha kompakt hale getiren sinterlenme işlemi tam olarak uygulanmadığı için yapı oldukça porözdür ve mekanik özellikleri zayıftır. Isı uygulamadan basınçla sıkıştırılan bu zirkonya tozu 1350-1550°C'da 2-5 saat süreyle ön sinterleme işlemine tabi tutulur. Bu safhada uygulanan ısıtma derecesi ve ısıtma hızı materyalin özelliklerini etkilemektedir (Denry ve Kelly 2008). Bu zirkonya tipi HIP zirkonya tipine göre daha yumuşaktır ve daha kolay frezelenir. Frezlenmeden sonra, zirkonya 1350°C-1500°C'lik fırında tamamen fırınlanır ve final şekil, dayanıklılık ve fiziksel özellikler sağlanır. Böylelikle Non-HIP zirkonyaya nazaran, dayanıklılığında yaklaşık %20'lik bir artış olur (3M- ESPE Dental ürün kataloğu). Non-HIP zirkonyanın gren boyutu 0,21 µm'dir ve daha yoğun poröziteye sahip porlardan oluşmaktadır. Non-HIP zirkonya %3 mol yitrium içerir (Tinscher ve ark. 2001). Bu tiplere örnek olarak Lava (3M ESPE), BruxZir (Glidewell), Cercon (Dentsply Ceramco) ve Vita YZ (Vident) verilebilir (Richard 2007).

Green (sinterlenmemiş) zirkonya tipi, Y-TZP tozunun basınçsız bir şekilde preslenmesi ile üretilen bloklardır. Üretim aşamasında materyal herhangi bir sinterleme işlemine tabi tutulmadan sadece basınç uygulanarak sıkıştırılması sonucu hazırlanmaktadır. Blokların aşındırılması işleminden sonra restorasyon sinterleme işlemine tabi tutulur (Denry ve Kelly 2008).

HIP zirkonya ile üretilen restorasyonlarda zirkonya yüzeyi, fazla miktarda monoklinik faz içerir. Bu da yüzey mikroçatlaklarının oluşmasına, düşük ısılarda bozulmalara ve güvenilirliğin azalmasına neden olur. Non-HIP zirkonyanın üretilmesinde, sinterleme işlemi aşındırma işleminden sonra yapıldığından, stresin başlattığı Tetragonal → Monoklinik dönüşümü ve buna bağlı olarak yüzeyde serbest monoklinik fazın bulunması engellenir (Guazzato ve ark. 2004). Tüm bu sebeplerden dolayı non-HIP sistemi daha çok kullanılmaktadır (Richard 2007).

1.4.2.4. Diş hekimliğinde Zirkonyum Destekli Restorasyonlar

1990'ların başlarından itibaren zirkonyum diş hekimliğinde; kompozit rezinlerde inorganik doldurucu olarak, endodontik post, implant, implant abutmenti, ortodontik braket ve kuron, köprü restorasyonları olarak kullanımları yaygınlaşmıştır (Raigrodski 2004, Nothdurft ve ark. 2006, Conrad ve ark. 2007).

1990'ların sonlarından itibaren tam seramik anterior ve posterior sabit restorasyonlar için geliştirilen malzeme zirkonyum oksit bazlı materyallerdir. Zirkonyum oksit bazlı materyaller mükemmel mekanik özelliklere sahiptir, biyouyumludurlar, düşük bakteri adezyonu gösterirler ve konvansiyonel simantasyon yöntemleri ile simante edilebilirler (Schreiner ve ark. 1998, Ernst ve ark. 2005).

Felspatik düşük-ısı porseleni ile ZrO_2 alt yapıları kaplanırlar. Termal genişleme katsayılarının (coefficient of thermal expansion, CTE) zirkonya ile porselenlerin uyumlu olması gereklidir. Diş preparasyonu yeterli olmazsa opak görüntü oluşabilir (Awliya ve ark. 1998) . Alt yapı porseleni ile üst yapı porseleni arasındaki bağlantıda en önemli faktör, ısıl genişleme katsayıları arasındaki uyumdur (Hegenbarth 2007).

1.4.2.5. Zirkonyum Destekli Seramik Restorasyonların Sınıflandırılması

Zirkonyum içerikli restorasyonlar üretim şekline göre iki grupta elde edilirler.

1. Cam İnfiltrate Edilmiş Seramikler

a- In-Ceram Zirkonia

2. Polikristalin Seramikler

a- CAD-CAM sistemler ile hazırlanan zirkonyum restorasyonlar

b- MAD-MAM sistemler ile hazırlanan zirkonyum restorasyonlar

1.4.2.5.1. Cam İnfiltrate Edilmiş Seramikler

1.4.2.5.1.1. In-Ceram Zirkonia

In-Ceram Zirkonia (VITA Zahnfabrik, Vita, D-Bad Sackingen), %99,56 saf alumina içeren In-Ceram Alumina sistemine, %35 oranında zirkonya infiltrate edilmiş bir modifikasyonudur. In-Ceram zirkonia seramik materyalinin bükülme direnci 421-800 Mpa, kırık direnci ise 6-8 Mpa arasındadır (Hager ve ark. 2001). Bunun yanında % 35 kısmi stabilize edilmiş zirkonyum oksit kristalleri içermektedir. Kristaller sayesinde cam infiltrate edilmiş porselenin bükülme dayanıklılığı artar (Sorensen ve ark. 1992).

1.4.2.5.2. Polikristalin Seramikler

1.4.2.5.2.1. CAD-CAM Sistemleri ile Hazırlanan Zirkonyum Restorasyonlar

CAD/CAM, bilgisayar kontrolü ile çalışan makine ile üretilecek malzemenin bilgisayar ekranında üç boyutlu tasarımı anlamında kullanılan makine teknolojisinde kullanılan bir kelimedir. CAD/CAM teriminin tam açılımı: CAD: Computer Aided Design (Bilgisayar destekli dizayn) CAM: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli üretim) dir (Tinschert ve ark. 2006).

Zirkonya bloklarını kazımak için kullanılan farklı CAD-CAM sistemleri:

1. Cerec – Sirona Dental (Siemens, Almanya)
2. Celay – Mikrona (Zürich, İsviçre)
3. Duret – Sopa Bioconcept System (Los Angeles, ABD)
4. Cicero – Cicero dental (Hoorn, Hollanda)
5. Precident- DCS Dental (Allschwil, İsviçre)
6. Procera- Nobel Biocare (Goteborg, İsveç)
7. Lava- 3M ESPE (St. Paul, ABD)
8. Everest- KaVo Dental (Biberach, Almanya)
9. Cercon – DeguDent (Hanau, Almanya)
10. Zeno Tech- Wieland (Pforzheim, Almanya)
11. IPS e- Max CAD Sistemi (Schaan, Almanya)
12. BruxZir™ milling blanks (Glidewell Direct, ABD) 'dir (Conrad ve ark. 2008).

1.4.2.5.2.1.1. Cerec (Ceramic Reconstruction) Sistemi

Cerec ya da 'ceramic reconstruction' sistemi orjinal olarak Brains Ag tarafından dizayn edilmiştir ve klinikte kullanılan ilk CAD-CAM sistemidir (Heymann ve ark. 1996). Siemens (Sirona Dental Systems) firması tarafından geliştirilmiştir (Otto ve ark. 2002). Mörmann ve arkadaşlarının (2002) Cerec 2 sisteminin aşındırma hassasiyetini ve adaptasyonunu incelediği çalışmalarında, Cerec 2'nin aşındırma hassasiyetinin Cerec 1'e göre 2,4 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Cerec 2 ile yapıştırma simanı aralığı $56 \pm 27 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur. Bu da Cerec 1'e göre %30 daha iyi adapte olduğunu göstermiştir. Cerec 3 sisteminde köprü restorasyonlarının altyapısı için In-Ceram Zirconia (Vita) porseleni kullanılmaktadır.

1.4.2.5.2.1.2. Celay Sistemi

Seramik blokların makine ile şekillendirilmesine dayanan bir başka sistem de Celay sistemidir. 1990'ların başlarında tanıtılan bu sistem, kopyalayıp- şekillendirme tekniğine dayanır. Kavite preparasyonunun orjinal geometrisi ilk olarak alınan

ölçüden elde edilen klasik güdük üzerinde mum modelaj hazırlar gibi polimerden hazırlanır, daha sonra ışınla sertleştirilir. Bu model (procad) bilgisayar tarafından taranarak final restorasyonu şekillendirilir (Kreulen ve ark. 2000, O Brein 2007).

1.4.2.5.2.1.3. Duret Sistemi

Bu sistem de 3 üniteden; bilgi aktarımı için bir kameradan, restorasyonu dizayn etmek için bir CAD modülünden ve şekillendirme modülünden; oluşmaktadır (Crispin 1992).

1.4.2.5.2.1.4. Cicero (Computer Integrated Ceramic Reconstruction) Sistemi

Bu sistem optik tarama, seramik sintering ve bilgisayar ile modelleme (CAM) temeline dayanır. Farklı olarak kor materyali olarak zirkonya cam fazı içeren alumina oksit kullanılır. Dentin ve insizal porselen farklı porselen tabakaları ile yüksek alumina kor, gibi maksimum dayanıklılık ve estetik sağlanmaktadır (Zel ve ark. 2001)

1.4.2.5.2.1.5. DCS Precident Sistemi

Preciscan lazer tarayıcısı ve Precimill CAM frezeleme cihazından oluşur. Aynı anda 14 destek ve 30 üyeye kadar çalışma kapasitesi vardır. DCS, titanium blokları ve yoğun sinterlenmiş ZrO_2 çalışabilen ender sistemlerdendir (Tinschert ve ark. 2001).

1.4.2.5.2.1.6. Procera Sistemi

Procera sisteminde laboratuarda özel tarayıcı kalem (Procera Forte) ile ana modelden okunan 3-boyutlu görüntüler modem aracılığı ile merkez laboratuara (Türkiye için İsveç'teki merkez) aktarılır. ilk model materyalin büzülmesini karşılayabilecek bir büyüklükte elde edilir.

1.4.2.5.2.1.7. Lava Sistemi

Lava 2002 yılında piyasaya sürülmüştür. Lazer optik sistem, prepare edilen dişler dijitize edilir. CAD yazılımı otomatik olarak kenar dizaynı ve gövde tasarımını yapar. Sinterleme büzülmesini kompanse etmek amacı ile altyapının %20 geniş hazırlanması gerekmektedir. Dizayn bittikten sonra ön-sinterlenmiş ZrO₂ seramik bloğu frezelenir. CAM ünitesi 21 üye çekirdeğe kadar müdahale gerektirmeden çalışabilir. Frezelenen bloklar nihai boyut, yoğunluk ve dirençlerini kazanmak üzere sinterlenirler. Sistemde maksimum estetik için altyapıyı boyayan sekiz ayrı renk mevcuttur (Hertlein ve ark. 2003).

1.4.2.5.2.1.8. Kavo Everest Sistemi

KaVo Everest (KaVo Dental GmbH, Biberach, Almanya) CAD/CAM sisteminde tarama ünitesinde alçı model döner bir platoya monte edilerek CDD kamera ile 20 µm hassasiyette 1:1 oranında taranır. Üç-boyutlu model sanal ortamda işlenerek oluşturulur. Bu sanal model üzerine Windows bazlı yazılımda köprü dizaynı oluşturulur. Beş aksta hareket kabiliyeti olan frezeleme makinasında lösit-takviyeli cam seramikler, kısmi ve tam sinterlenmiş ZrO₂ seramikler ve titanyum çalışılabilir (Perng 2005).

1.4.2.5.2.1.9. Cercon Zirconia

Cercon Zirconia sistemi Avrupa'da Cercon Smart Ceramics (DeguDent) adı ile bilinmektedir. Cercon sisteminde farklı olarak bilgisayar destekli dizayn yapılmaz. Diş teknisyenin yapmış olduğu mum modelaj esas alınarak CAM sistemiyle altyapı hazırlanmaktadır. Tek kron, 3-5 üniteli köprü ya da implant üstü kron köprü restorasyonlarında kullanılabilir (Cercon 2006).

1.4.2.5.2.1.10. Zeno Tec Sistemi

Alçı model 3Shape D 200 tarayıcısı ile optik olarak taranır. Veriler Dental Designer yazılımında çalışılarak protez dizayn edilir. Zirkonya malzemesi olarak ön-sinterlenmiş, Y-TZP sınıfındaki, bükülme dayanıklılığı 1300MPa olan Zeno Zr discs çalışılır (Tosun ve ark. 2008).

1.4.2.5.2.1.11. IPS E- Max CAD Sistemi

IPS e-max sistemi basınçlı enjeksiyon sistemi ile CAD/CAM teknolojisinin avantajlarının birleştirilmiş şekli olup, materyale maksimum estetik ve yüksek derece dayanıklılık özelliklerini kazandırmıştır. Anterior ve posterior kuron ve köprülerin yapımında kullanımı tavsiye edilmektedir. IPS e.max Press teknolojisi, alanında, çok estetik cam seramik ingotlar olan IPS e.max Press, ve zirkonyum dioksit üstünde çabuk ve etkin bir cam seramik olarak kullanılan IPS e.max Zirpress ürünleri bulunmaktadır (Ivoclar 2010).

1.4.2.5.2.1.12. BruxZir Sistemi

CAD/CAM teknolojisi ile solid zirkon bloklar millenerek şekillenir. CAD sisteminde üç akslı iki kameralı optik tarayıcı bulunmaktadır. Modeller tarandıktan sonra protez tasarlanması amacıyla özel programlı bir bilgisayara aktarılır. 5 akslı bir milling sisteminde üretilen kuron- köprüler daha sonra 1530 °C' de sinterlenerek hacminden yaklaşık %25 oranında küçülme ile normal boyutlarına gelir. İmplant üstü, anterior ve posterior kuron ve köprüler, kanatlı köprüler, inlay ve onlay çalışılabilen bir sistemdir. 2009 yılında Glidewell ABD (GmbH) firmasının piyasaya sürdüğü BruxZir solid zirconia adlı ürün bruksizmi hastalarda kullanılabilecek kadar dayanıklı ve aynı zamanda estetik olduğunu iddia etmiştir. Monolitik yapısı kimyasal ve hacimsel kararlılık biçiminde olan ve faz geçişi sırasında meydana gelen sertleşme dönüşüm mekanizması sayesinde yapısında bulunan çatlaklar bastırılır. Bu özelliği sayesinde zirkonyum oksit kullanımı artmıştır. Kimyasal kompozisyonunda Y_2O_3

4.1 % mol, HfO₂ 4.0 % mol , Al₂O₃ 0.34 % mol , SiO₂ ,Fe₂O₃, Na₂O <0.01 % mol ve ana yapı ZrO₂ şeklindedir.

Bruxzir özellikleri aşağıdaki gibidir:

- Çok yüksek eğilme dayanımı (1000+ MPa)
- Yeterli ve makyajlanabilinen estetik
- Minimal diş kesimi yeterlidir
- Karşıt dişlerde aşınma derecesinin orta seviyede olması
- Milleme işleminin yaklaşık 8.5 saat sürmesi
- Kron kenarı sınırlarının sorunsuz bir şekilde bitirilmesi
- Yapıştırma işlemi öncesi kumlama yapılması gerekir
- Glazeme işlemi esnasında boyutsal küçülme olur.

BruxZir yarı sinterlenmiş bloklar halinde piyasada bulunmaktadır. Üretici firma bruxZir'in kırılma dayanımının çok yüksek olduğunu ve bruksizimli hastalarda kullanılabileceğini belirtmektedir.

1.4.2.5.2.2. MAD-MAM sistemler ile hazırlanan zirkonyum restorasyonlar

Zirkonya alt yapı, MAD-MAM (Manual Aided Design-Manual Aided Manufacturing) prensibi ile elde dizayn ve kazıma yapılarak da üretilebilir. Dizaynı manuel olarak modele edilen alt yapı, yaş zirkonya bloklarından kazınır. Hazırlanan model üstünde alt yapı kompozitten modelaj yapılarak dizayn edilir.

Bu prensip ile çalışan 2 sistem mevcuttur:

1. Zirkonzahn GmbH (ZirkonZahn GmbH, İtalya)
2. Ceramill-Amann Grrbach GmbH (Österreich, Avusturya)

1.4.2.5.2.2.1. ZirkonZahn Sistemi

Zirkon-Zahn (Zirkonzahn GmbH, Bruneck, Italy) MAD-MAM prensibi ile çalışan bir pantografi cihazıdır. Sistemin avantajları; 14 üyeye kadar full ark restorasyonları ve her türlü implant üstü abutment aparatları yapılabilmesi, çiğneme kuvvetlerine karşı daha dirençli bir alt yapı oluşturması, vita skalasındaki 16 renge boyanabilmesi ve her tür undercut“lı bölgede frezelenbilmesidir (ZirkonZahn 2010).

1.4.2.5.2.2.2. Ceramill Sistemi

Dizaynı manuel olarak elde edilen alt yapı, yaş zirkonya bloklarından yine manuel olarak kazınır. Elde edilen hacimli alt yapı sinterlendikten sonra gerçek boyutlarına ulaşır (Sailer ve ark. 2003).

1.4.2.6. Zirkonyum Destekli Seramik Restorasyonlarda Simantasyon

Y-TZP“li altyapılar hem geleneksel simantasyon yöntemleri (çinko fosfat, cam iyonomer) ile hem de adeziv simantasyon yöntemleri ile simante edilebilir. Zirkonyanın kimyasal ve yapısal yüzey karakterinden ötürü lösit seramiklerde olduğu gibi asitleme yapılamaz. Al₂O₃ kumlama ile iç yüzeylerin retansiyonunda artış olduğu bildirilmiştir (Awliya ve ark. 1998). Atsü ve ark. (2006) metal ve seramik braketleri kumlama ve silan ile mineye yapışma dirençlerini araştırdıkları bir çalışmada işlem yapılmayan kontrol grubu metal ve seramik braketlere oranla daha yüksek bağlantı dirençi olduğunu göstermişlerdir. Lawn ve ark. (2001) tüm seramik restorasyonlarda başarısızlığın en önemli nedeninin, siman ve diş dokusu arasında bağlayan radikal çatlaklar ve alt yapıda meydana gelen radikal çatlaklar olduğunu belirtmişlerdir. Radikal kırıkların en önemli meydana geliş sebebi tam seramik alt yapının yeterli kalınlığa sahip olmaması olarak gösterilmiş. Alt yapı kalınlığının en az 2 mm olması, yeterli oklüzal indirgeme yapılmasının gerekliliği ve yapıstırıcı

simanın dentin ile yeterli bağlantı sağlayabilmesi için, kron içinde her yerde aynı film kalınlığında olması gerektiği bildirilmiştir (Lawn ve ark. 2001, Lawn ve ark. 2002).

İmplant üstü sabit protezlerin simantasyonunda kullanılan simanlar restorasyon kaybını önleyecek şekilde retansiyon sağlamalıdır fakat istenildiğinde restorasyon dayanağa, implanta ve implant çevresi dokulara zarar vermeden çıkarılabilmelidir (Pan ve ark. 2006).

Genel olarak simanların doğal dişle olan bağlanma dayanımları yüzey düzensizlikleri olmayan titanyum implant dayanaklarından daha fazladır (Misch 2005). Bu nedenle implant destekli restorasyonlarda siman seçilirken doğal dişlere oranla daha güçlü simanlar tercih edilmelidir (Proussaefs ve ark. 2004). Zirkonya seramik restorasyonların simantasyonunda geleneksel adeziv simanlar ve geleneksel simanlar da kullanılabilir (Tinschert ve ark. 2001). Çeşitli yüzey koşulları ve yapıştırma simanlarının zirkonyum oksitle olan bağlantı oranlarına bakıldığı bir çalışmada silika içerikli AlO_3 ile kumlama ve Panavia F ile simantasyon zirkonyum oksitlerin bağlantısını artırdığı bildirmişlerdir (Atsu ve ark. 2006).

Panavia F 2.0 (Kuraray Noritake Dental Inc.; Suite, Japonya) hem metal destekli köprülerde hemde zirkon alt yapı köprülerde endikasyonu olan bir yapıştırma simanıdır. Panavia F 2.0 pastasının yüzeyi, içerdiği yüksek duyarlılıktaki ışınla aktive olan katalizör ile kısa sürede sertleşir, pastanın ışığın ulaşamayacağı kavite tabanına yakın olan bölümü ise ED Primer' daki kimyasal aktivatör ile polimerize olur.

Özellikleri;

1. İnce film kalınlığı oluşturur (18 μ m).
2. Son derece iyi kenar kapatması ile mikrosızıntıyı önler.
3. İçerdiği yüksek inorganik doldurucular sayesinde mekanik özellikleri ve aşınmaya direnci mükemmeldir.
4. Endikasyon alanı geniştir.
5. ED Primer ile kesilmiş mine ve dentinde etkili ve tek aşamalı pürüzlendirme sağlanır, bu sayede ayrıca asitle pürüzlendirmeye gerek kalmaz, bu da simantasyon sonrası duyarlılığı ortadan kaldırır.

Endikasyonları

1. Metal kron, köprü, inley ve onleylerin simantasyonunda
2. Seramik kron, inley ve onleylerin simantasyonunda
3. Kompozit kron, inley ve onleylerin simantasyonunda
4. Adeziv köprülerin simantasyonunda
5. Endodontik kor ve prefabrike postların simantasyonunda
6. Amalgam restorasyonlarda bonding olarak kullanımı endikedir.

Kontrendikasyonları

Müköz membranlarla temas ederse, bu membranlarda protein koagülasyonu oluşturabilir ve membranlar beyazımsı bir renk alır, ancak bu renk birkaç gün içerisinde kaybolur (Kuraray 2013).

1.5. Restoratif Materyallerin Yorulmaları

Çoğu materyal belli bir süre strese maruz kaldığında, yorulma adı verilen bir fiziksel durum meydana gelir. Yorulma, kırılma, verimsizlik ya da aşınma ile kendini gösterir ve sıklıkla çevresel faktörlerden etkilenir. Stres oluşumu, statik (zaman ile sürekli olarak), dinamik (zaman ile değişen sıklıkta) ya da döngüsel (zaman ile değişen stres değerleri ile) olabilir. Materyalin yorulmaya bağlı başarısızlığı ise, bu süre sonunda materyalde olan stress (gerilme) ya da strain (gerinim) değerine bağlıdır (Ferrando ve ark. 1983).

Ağız ortamında protez yapımı için kullanılan materyaller, yorulmaya maruz kalırlar ve buna bağlı olarak aşınma ya da kırılma söz konusudur (Wiskott ve ark. 1995). Dolayısıyla araştırmalar ve araştırmacılar, protez yapımı için kullanılan materyallerin iç yapılarındaki ya da aralarındaki farklılıkların tespiti ve yorulmaya karşı dayanıklı olan materyallerin belirlenmesi amacıyla, laboratuvarında yapılan yorulma testleri üzerine yoğunlaşmışlardır. Testler, özel tasarımların değerlendirilmesi, temel materyal özelliklerinin elde edilmesi ya da kullanım ömürlerinin arttırılmasına yönelik verilerin sağlanması amacıyla uygulanmaktadır (Baran ve ark. 2001).

Griffith teorisine göre, kırılğan materyaller olarak bilinen cam ve seramikler, yapımları sırasında önceden oluşmuş defektler içerirler. Maddenin yüzeyinde ya da içerisinde bulunan bu defektler, çatlak gelişimi için çekirdek görevi görür. Çatlakların boyutu ve kritik stresin derecesi, bu materyallerin kırılma dayanıklılığını belirler. Kırılma değerini aşan streslerde katastrofik bir çatlak gelişimi olurken, altındaki değerlerde çatlaklar korunabilir. Önceleri, buna ve kırılğan materyallerin test edilmesindeki güçlüklerle bağılı olarak, cam ve kırılğan materyallerin yorulma göstermediklerine yönelik bir görüş mevcut idi. Ancak, günümüzde bilinmektedir ki, bu materyaller, özellikle de silika içeren camlar, statik bir yorulmaya maruz kalmaktadır. Bununla birlikte, çatlaklar daha stabil bir şekilde de oluşabilir, bu da Griffith' in teorisine uymamaktadır. Döngüsel yorulma etkileri, çeşitli kristalin seramiklerde gözlenmektedir, ki materyal her ne kadar plastik özellik göstermese de, döngüsel stres uygulaması sırasındaki başarısızlık süreçleri, benzer stres değerlerinde statik yorulmaya göre daha kısa olmaktadır (Baran ve ark. 2001).

Tüm bunlardan da anlaşılacağı gibi, en yüksek gerilme kuvvetinin altındaki stres değerleri, seramiğin öncül başarısızlığına neden olabilmektedir, çünkü uzun süre döngüsel strese maruz kalındığında, mikroskobik çatlaklar gelişecek ve bu durum yorulma başarısızlığını oluşturacaktır. Dolayısıyla, dental restoratif materyaller statik ya da dinamik olarak yorulma başarısızlığı sergileyebilirler, bu durum yüklemenin ya da rezidüel stresin doğasına bağılı olarak değişecektir. Ancak her iki durumda da, başarısızlık, katastrofik kırılmanın oluşumuna kadar devam eden bir çatlak olarak başlamaktadır (Saunders 2003).

Yorulma dayanıklılığının dental materyaller açısından önemi, restoratif materyallerin uzun dönemli başarıları açısından son derece önemli olmasıdır. Özellikle çiğneme kuvvetlerine maruz kalan dental restorasyonların, yorulmaya ait özelliklerinin bilinmesi gerekmektedir. Tam protezler, implantlar, kron ve köprüler, hareketli bölümlü protezlerin kroşeleri, tekrarlayan kuvvetlere maruz kalmaktadır ve çiğnemeye bağılı olarak bir yılda yaklaşık olarak 300.000 kez stres uygulaması meydana gelebilmektedir. Bununla birlikte, materyalin bulunduğu ortam da yorulma özelliklerinin belirlenmesinde nem oldukça önemlidir. Nem, sulu ortam, biyolojik maddeler ve pH değişimleri yorulma özelliklerini etkileyebilmektedir. Dolayısıyla,

restoratif materyaller, bu özelliklerin oluşturulabildiği ortamlarda in vitro olarak test edilirse, yorulmaya ait veriler daha anlamlı olacaktır (Craig ve ark. 2002).

Dental seramiklerin yorulma özelliklerinin araştırıldığı çeşitli araştırmalar vardır. Yeni çıkan materyallerin yorulma sonrası dayanıklılıklarının tespiti, bu materyallerin uzun dönemde klinik başarıları açısından çok önemlidir. Zirkonya, tam seramik dental uygulamalarda yeni ve başarılı bir materyaldir. Dolayısıyla, metal destekli seramikler yerine, zirkonyum esaslı materyallerin kullanılması, günümüzde oldukça başarılı sonuçlar vermektedir. Metal destekli seramiklerden tam seramiklere geçiş süresinde farklı içeriklere ait tam seramik restorasyonlar, uzun dönemli başarıları ve yorulmaya karşı kırılma dayanıklılıkları açısından test edilmişlerdir. Bu amaçla, ağız ortamının en iyi yansıtıldığı ortamların kullanılmasına özen gösterilmiştir. Ağız ortamını laboratuvar ortamını yansıtılabilmek için dual akslı çiğneme simülatörü geliştirilmiştir (Beschnidt ve ark. 1999, Kheradmandan ve ark. 2001, Chitmongkolsuk ve ark. 2001, Strub ve ark. 2001).

1.6. Çiğneme Simülatörü

Ağız ortamı, protezlerin yorulmaya bağlı başarısızlıkları için gerekli tüm faktörleri içermektedir. Bu amaçla, dental restorasyonların uzun ömürlülük ve dayanıklılık karakterlerinin gerçekçi verileri için uzun dönemli klinik araştırmalar gerekmektedir. Bu da parametrelerin standardize edilmesi konusunda güçlükler ortaya çıkarmaktadır ve maliyetler de yine oldukça yüksek olmaktadır (Florian ve ark. 2012). Bu nedenle yorulmanın test edilebilmesi amacıyla örneklere özelleştirilmiş frekans, amplitude ve stres uygulayabilen birçok alet geliştirilmiştir. Bunlardan bazıları ise klinik ortamın çok daha gerçeğe yakın olması amacıyla, test ortamlarına ilave nem ve kontrollü sıcaklık da uygulayabilmektedir (Kern ve ark. 1993). Sulu ortama maruz kalmak dental seramiklerin mekanik özelliklerini etkilemektedir (Florian ve ark. 2012). Bu nedenle laboratuvar ortamında yapılan araştırmalar, termal değişkenlikleri yansıtmak durumundadır.

Literatüre göre çiğneme simülatöründe yaklaşık olarak 240.000- 250.000 adet döngü bir yıllık klinik ortamdaki kullanıma karşılık gelmektedir. Araştırmalarda

kullanılan, dinamik yüklemeye maruz bırakılan ve 1.200.000 döngü sonunda kırılmadan kalan örnek gruplarının kullanım süreleri 5 yıllık bir klinik ömre eşdeğerdir (DeLong ve ark. 1983, Heydecke ve ark. 2001, Komine ve ark. 2004 , Florian ve ark. 2012). Dual akslı çiğneme simülatörü, bilgisayar ile kontrol edilen, ve çift yönde (dikey ve yatay) kuvvet uygulayabilen bir alettir. Plastik örnek tutucular içerisine örnekler yerleştirilir, çiğneme simülatöründeki karşıt mekanizma çalışmacının belirlediği miktarda yatay ve dikey hareket ederek belirlenen çiğneme siklüsünü yerine getirir. Antagonist olarak çeşitli materyallerden ve çaplardan yapılmış top uçları vardır. (Wassel ve ark. 1994). Simüle edilen çiğneme döngüsü, test sırasında kuvvetlerin döngüsel olarak oluşturulabilmesi amacıyla bilgisayar tarafından kontrol edilir. 1.3 Hz-1.8 Hz lik çiğneme frekansı ile her 0.6-1.1 saniyede bir siklus fizyolojik sınırlar içerisinde kabul edilir (Yu-Seok ve ark. 2010, Florian ve ark. 2012). Çiğneme simülatöründe çeşitli ağırlıklarla ve çeşitli sikluslarla örneklerle yüklemeler yapılabilinmektedir. Çalışmalarda sıklıkla posterior bölgedeki normal okluzyon ve çiğneme kuvvetlerini yansıtmak amacıyla 49N'luk bir kuvvet uygulanır (Florian ve ark. 2012).

Literatür incelemesinde bir çalışmada ; doğal dişler üzerine 3 üyeli anterior köprüler galvano-seramik, Celay“ In-Ceram“ Alumina, heat-pressed lithium disilicate seramik ve metal-seramik (kontrol) restorasyonlardan yapılmıştır. Örnekler çiğneme simülatöründe dinamik yüklendikten (25N, 13.3Hz) sonra, kırılan örnekler belirlenmiş ve kırılmayan örnekler universal test cihazında test edilmiştir (Kheradmandan ve ark. 2001). Diğer bir çalışmada; IPS Empress ve E-max Press materyalleri, PPMA daylara cam iyonomer ve resin simanla yapıştırıldıktan sonra, dinamik olarak farklı yükleme koşullarında (40-100-40N, 40-60-80-100N ve 100N, her 100.000 siklusda uygulanan kuvvet değiştirilmiştir) 1.200.000 kere siklusa tabi tutulmuştur. Kırılma olmayan örneklerle universal test cihazında kırılma oluncaya kadar kuvvet uygulanmıştır (Heintze ve ark. 2008). Att ve ark. (2009) doğal diş üzerine farklı zirkonyum oksit materyallerinden posterior bölgede 3 üyeli köprüler yaparak bu örneklerin yarısını çiğneme simülatöründe dinamik yüklemeye (1.200.000 siklus, 1.6 Hz) maruz bırakırken diğer yarısını kontrol grubu olarak kabul edip çiğneme simülatöründe dinamik yükleme yapılmadan universal test cihazına sokmuşlardır.

Çiğneme simülatörü ile yapılan çalışmalarda siklüs sayıları ve uygulanan kuvvetler araştırmacıların amacına uygun olarak değişiklik göstermektedir. Mi-Jin ve ark. (2012) çalışmalarında örnekleri çiğneme simülatöründe 300,000 siklüsta 49 N ile yaşlandırma yapılarak yüzey aşınma oranlarına bakmışlardır. Lars ve ark. (2008) implant dayanak arası bağlantı özelliklerini araştırdıkları çalışmada çiğneme simülatöründe 120 N altında 1,200,000 siklüs, Wiebke ve ark. (2006) ise yaptığı bir çalışmada tam seramik post ve cor yapıları çiğneme simülatörü altında 1,200,000 siklüs da 30N yükleme yapmışlardır. Ghazal ve ark.(2008) bir çalışmalarında çiğneme simülatöründe 49N kuvvetle 200,000 siklüs uygularken diğer bir çalışmalarında üç farklı kuvvet (20 N, 49 N ve 78 N) ve 300000 siklüs ile yaşlandırma yapmışlardır (Ghazal ve ark. 2009). Yine diğer bir çalışmada polisaj yapılmış tam kron, glaze yapılmış tam kron , sinterleme işlemi yapılmış tam kron ve kontrol grubu olarak veneer kuron dan oluşan örnekler 120,000 siklüsta 5kg yük uygulanarak 0,7 mm yatay hareket ile çiğneme simülatöründe yaşlandırma yapıldıktan sonra kırma testine tabii tutulmuştur (Florian ve ark. 2012).

1.7. Amaç

Bu çalışmanın amacı: in vitro koşullarda gece bruksizmi sırasında oluşan hareket ve kuvvetler çiğneme simülatöründe yansıtılarak implant dayanaklar üzerindeki metal-seramik ve solid zirkon köprülerin dayanma dirençleri ve başarısızlık tiplerinin incelenmesidir.

1.8. Hipotez

Bruksizmi yansıtan çiğneme simülatöründe dinamik yükleme sonrası implant üstü solid zirkon köprülerin, implant üstü metal destekli seramik köprülerden bir üstünlüğü gözlenmeyeceği düşünölmektedir.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız; on adet üç üyeli metal destekli implant üstü köprü ve on adet üç üyeli solid zirkonyumdan implant üstü köprünün; bruksizmi yansıtan çiğneme simülatöründe otuz aylık yaşlandırma sürecini içeren; 600000 siklus ve 50N-250N arası kuvvet yüklemesi sonrası örneklerin instron test cihazında statik yük altında kırılma dayanıklılığının ölçülmesi ve sonrasında kırılan örneklerin SEM analizi ile incelenmesi şeklindedir.

Çalışmamızda izlenecek yöntemler aşağıdaki gibidir.

- 1- Dayanakların hazırlanması
- 2- İmplant üst yapıların tasarlanıp elde edilmesi.
- 3- İmplant üst yapıların dayanaklara simante edilmesi.
- 4- Örneklerin çiğneme simülatöründe bruksizmli hastaları taklit edecek şekilde yaşlandırmaya tabi tutulması
- 5- Kırılma dayanıklılığı
- 6- Stereo mikroskopta ve tarama elektron mikroskobunda görüntüleme
- 7- İstatistiksel olarak verilerin değerlendirilmesi

2.1. Dayanakların Hazırlanması

Çalışmamızda 5,5 mm çapında 20 adet implant analogu (Oxy; Biomec SRL, İtaly) ve dayanak (Oxy; Biomec SRL, İtaly) kullanıldı (Şekil 2.1). Dayanaklar implant analoglarına implant anahtarı aracılığıyla vidalandı ve 30 N kuvvetle torklandı (Şekil 2.2). İmplant dayanakları ve analogları çiğneme simülatörünün plastik kalıbında akriliğe (Panacril, İtalya) mandibular 1.molar diş eksiliğini yansıtacak şekilde, mandibular 2. premolar ve 2. molar bölgelerine iki implant arası mesafe yaklaşık 15mm olacak şekilde yerleştirildi.

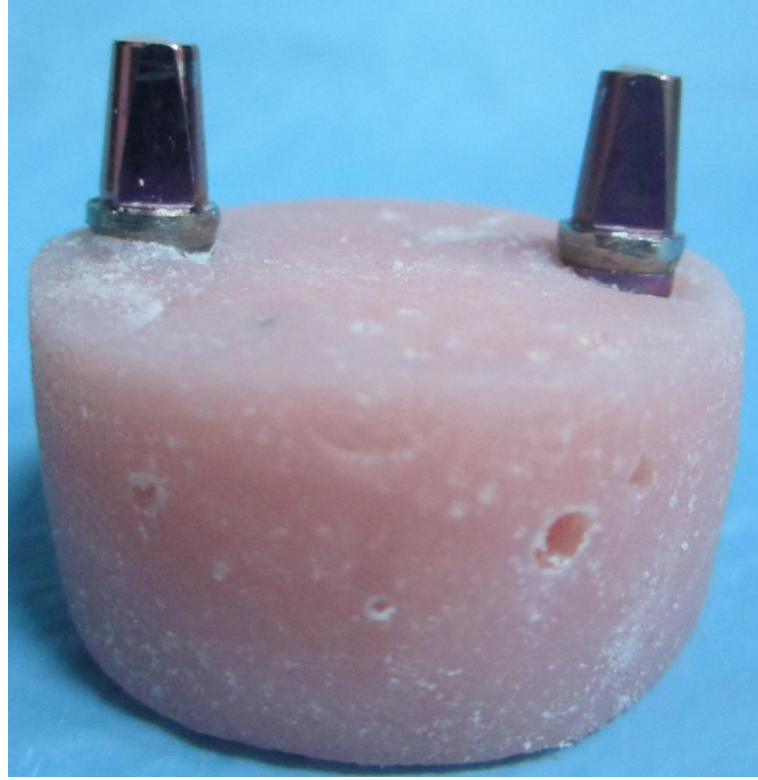
İmplantlar arası mesafe her modelde eşit olması ve kullanılan implantlar birbirine paralel olması amacıyla modelleme öncesi akril rehber (Panacril, İtalya) hazırlandı. Dayanakların bir birine olan paralelliği paralolometre ile kontrol edildi (Şekil 2.3). Dayanıklara hiç bir preparasyon yapılmadı.



Şekil 2.1 İmplant dayanağı ve analog



Şekil 2.2 Torklanmış dayanak



Şekil 2.3 Dayanakların akril kalıba gömülmüş hali

2.2. İmplant Üst Yapıları Tasarlanıp Elde Edilmesi

2.2.1. İmplant Üstü Metal Destekli Seramik Köprülerin Elde Edilmesi

Dayanaktaki vida boşluklarına pamuk yerleştirilerek üstleri kompozitle (Filtek™ Ultimate; 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) kapatıldı. On adet üç üyeli implant üstü metal destekli sabit protez yapmak amacıyla dayanaklar önce laboratuvar tarayıcı (Dental Wings Inc.; Avenue Letourneux, Montreal) ile tarandı ve sisteme aktarıldı. Daha sonra DWOS CAD yazılımıyla (Dental Wings Inc.; Avenue Letourneux, Montreal) alt yapı tasarımları yapılmış ve freze ünitesinde mum bloklardan (Polywax,Bilkim Chemical Company; İzmir, Türkiye) alt yapıların mum örnekleri elde edildi.

Elde edilen mum örneklerden konvansiyonel yöntemle (Kayıp mum tekniği) baz metal (Kera N Eisenbacher Dentalwaren GmbH, Almanya) alt yapıları elde edildi (Şekil 2.4). Döküm için bir Nikel-Krom alaşımı olan Kera N (Nikel % 61,4 Krom % 25.9, Molenyum % 11, Silisyum % 1.5, Magnezyum %0.02, Kobalt % 0.02) kullanıldı. Bu alaşımın, erime derecesi 1260- 1330 °C’ dir. Tesviye sonrasında tüm metal kalınlıkları farklı bölgelerden ölçülerek 0.5 mm’ lik metal kalınlığı sağlandı (Şekil 2.5). Daha sonra porselen veneerleme uygulamasına geçildi. Porselen üst yapılarda Vita MK Master (Vident, Almanya) porselen kullanıldı. Alt yapılar, öncelikle iki kez opak pastası (Vita porcelain opak, Vident Co., Germany) daha sonra ise dentin seramik materyali (Vita MK Master, Germany) uygulandı. İki adet dentin fırınlamasından geçen kronlara porselen kalınlığı kole bölgesinde 1,5 mm, oklüzal yüzde ise 2 mm olacak şekilde kumpasla ölçülerek tesviyeleri yapıldı. Son olarak sistemin glaze materyali (Vita Akzent porcelain glaze, Germany) uygulanarak restorasyonlar bitirildi (Şekil 2.6). Çizelge 2.1’ de VitaMK Master porselenin üretici firma doğrultusunda fırınlama ısıları verilmiştir.

Çizelge 2.1 Metal destekli seramik fırınlama ısıları

	Opak Fırınlaması	Dentin Fırınlaması	Glaze
Kuruma Zamanı (dak)	8 dk	6 dk	4 dk
Başlangıç Sıcaklık (C°)	500	500	500
Vakum Başlangıç (C°)	500	500	-
Isı artışı (C°/dak)	55	55	55
Vakum seviyesi (kPa)	96	96	0
Vakum Bitiş (C°)	890	870	-
Bekleme zamanı (dak)	1	0	0
En Yüksek Sıcaklık (C°)	930	920	860



Şekil 2.4 İmplant üstü metal alt yapı



Şekil 2.5 Metal alt yapıların kalınlık kontrolü



Şekil 2.6 İmplant üstü metal destekli köprülerin porselen yapılarının kontrolü

2.2.2. İmplant Üstü Solid Zirkon Köprülerin Elde Edilmesi

Dayanaktaki vida boşluklarına pamuk yerleştirilerek üstleri kompozitle (Filtek™ Ultimate; 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) kapatıldı. On adet model üzerindeki yirmi adet dayanak yüzey spreyi (Labor O-Spray S&S Scheftner, Almanya) ile kaplanarak tarama işlemine hazır hale getirildi (Şekil 2.7).



Şekil 2.7 Dayanaklar üzerine spreyc uygulaması

Daha sonra örnekler tarayıcıya (Aadva Lab Scan, Gc Europe N.V, Japonya) yerleştirildi (Şekil 2.8-9).

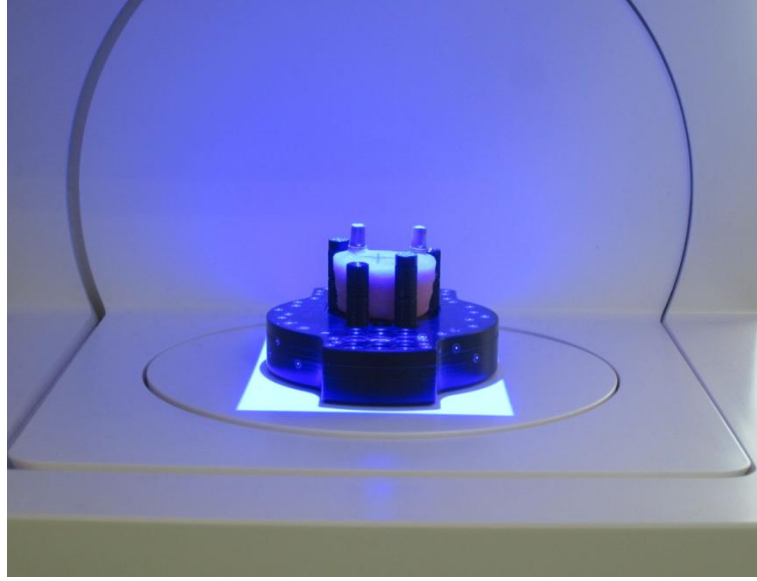
Kullanılan tarayıcının özellikleri aşağıda belirtilmiştir:

- 2 adet kamerası vardır.
- Çözünürlüğü 2 megapixseldir.
- Işık kaynağı mavi leddir.
- İki eksenli hareket kabiliyeti vardır.
- Tek bir dayı tarama süresi 50 sn'dir.
- Tek çene modeli 2 dk da tarayabilimektedir.
- 6 µm kadar detay tarama yapabilir.
- AC 110 / 220 Volt, 50 - 60 Hz gücü ile çalışmaktadır.

Taranan modeller üzerinde solid zirkonyum (BruxZir Glidewell Direct, ABD) köprülerin (n=10) tasarım aşamasına geçildi (Şekil 2.10).

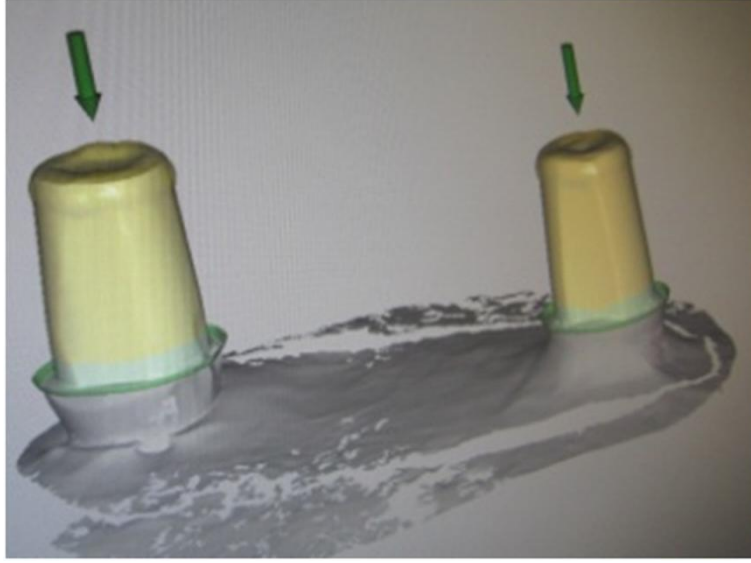


Şekil 2.8 Tarayıcının hazırlanması aşaması

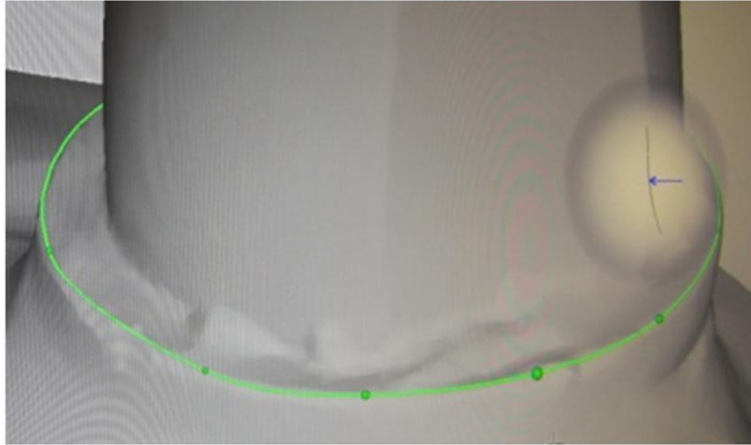


Şekil 2.9 Dayanakların tarayıcı ile taranması

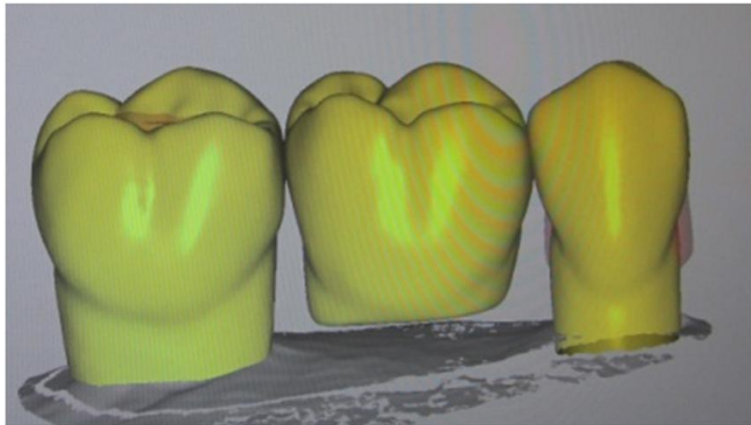
Tasarım yapılırken ilk önce dayanakların kole bölgeleri dijital ortamda belirlendi (Şekil 2.11). Daha sonra dayanaklar üzerine ve gövde kısmına kütüphanede bulunan diş yapılarından seçim yapıldı, dişlerin açıları ve konumları ayarlandı (Şekil 2.12). Köprü tasarımında oklüzyon ayarlanmasına geçildi. Tüberkül yükseklikleri ve santral fossanın derinliği gibi anatomik oluşumlar metal-destekli seramik köprülerin ölçülerine göre düzenlendi (Şekil 2.13). Gövde ve destek diş arası konnektörlerin konumu, kapladığı yüzey alanı ve şekilleri belirlendi (Şekil 2.14) ve solid zirkonyum köprülerin elde edilmesinde yarı sinterlenmiş kimyasal kompozisyonunda Y_2O_3 4.1 % mol, HfO_2 4.0 % mol , Al_2O_3 0.34 % mol , SiO_2 , Fe_2O_3 , Na_2O <0.01 % mol ve ana yapı ZrO_2 olan BruxZir bloklar (BruxZir, Glidewell Dental labs, ABD) kullanıldı. Tasarım sonrası solid zirkonyum köprü tekrar kontrol edildi (Şekil 2.15). Tasarlanan köprü dizaynı milling işlemi öncesi solid zirkon kalıp için konumlandırma yapılarak BruxZir blok içinde alan kontrolü yapıldı (Şekil 2.16). Tekrardan iç yüzeyi ve basamaklar milling işlemi öncesi herhangi bir sistem hatası var mı diye kontrol edildikten sonra kalıp içinde konumu yeniden ayarlandı (Şekil 2.17, 2.18). Daha sonra CAM cihazında milling işlemine geçildi (Şekil2.19). Milling işleminden sonra solid zirkonların tij bağlantıları tesviye ile düzeltildi (Şekil 2.20)



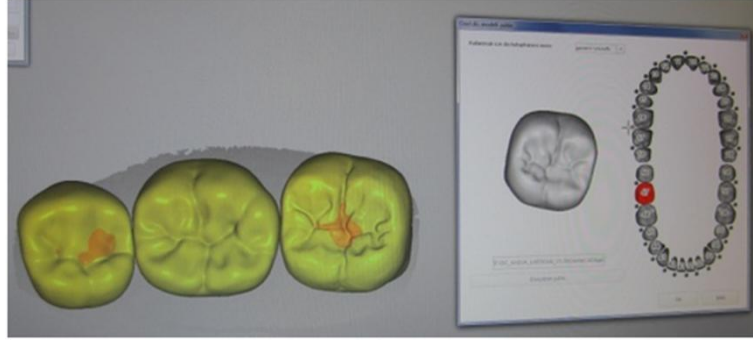
Şekil 2.10 Taranan dayanakların bilgisayara aktarılması



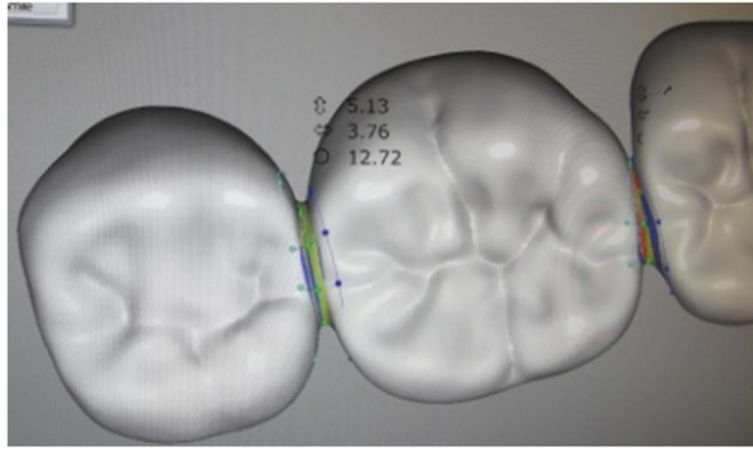
Şekil 2.11 Dayanakların dijital görüntüsünde kole bölgesinin belirlenmesi



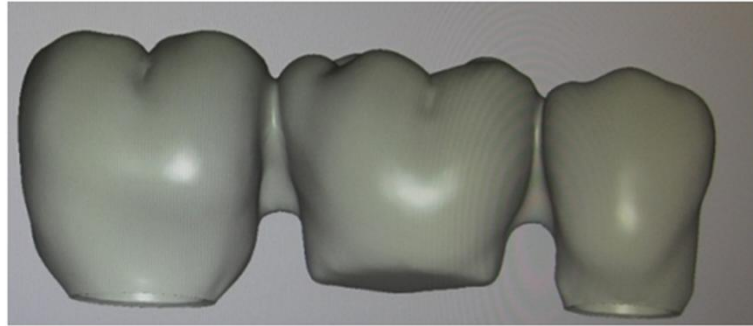
Şekil 2.12 Dijital kütüphaneden gövde tasarımlarının seçilmesi



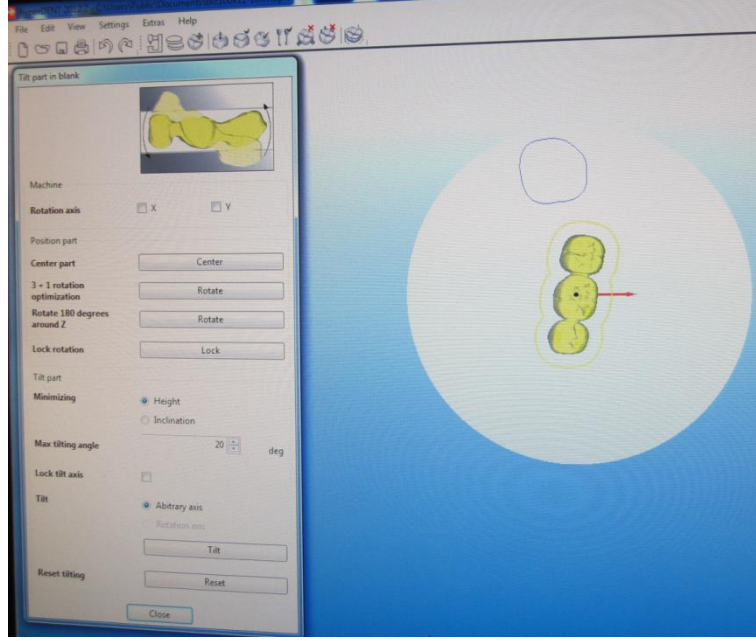
Şekil 2.13 Oklüzyonun ayarlanması



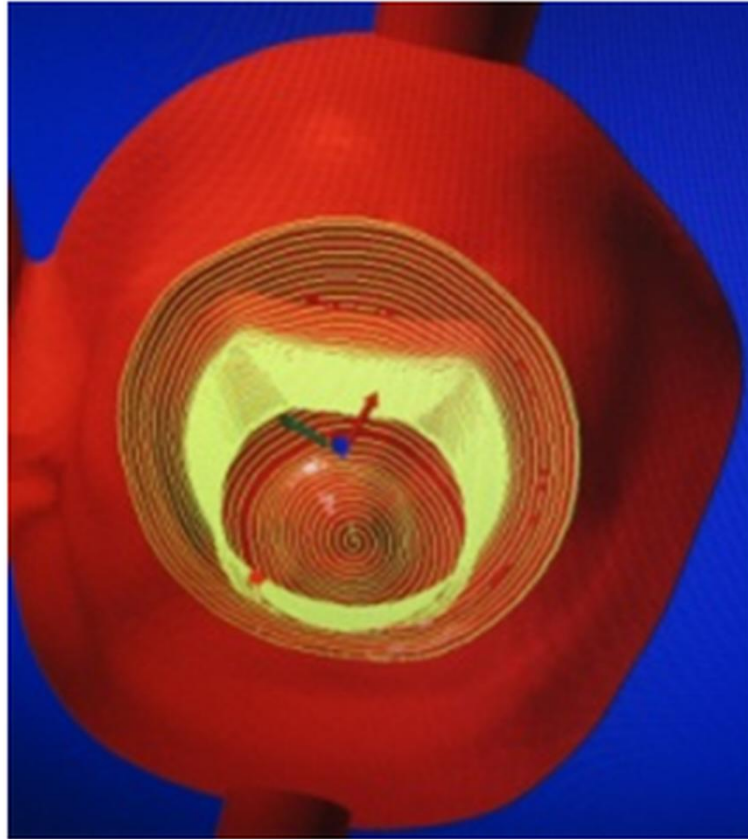
Şekil 2.14 Konektör kalınlığı ve alanının ayarlanması



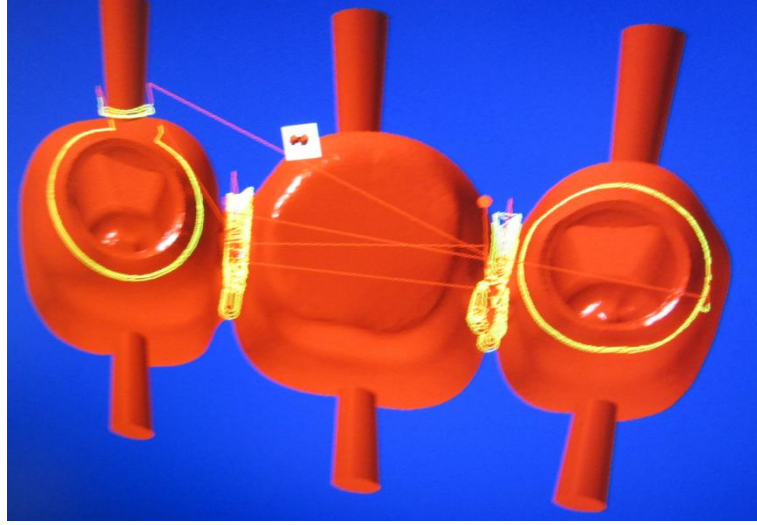
Şekil 2.15 Tasarımın bitmiş hali



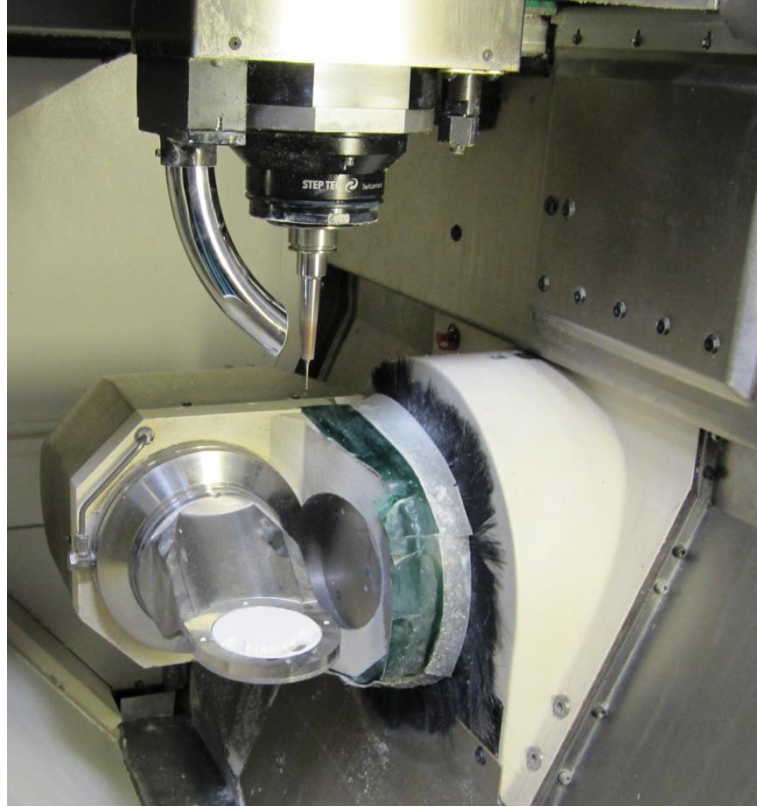
Şekil 2.16 Üç üyeli köprünün BruzZir blok da konumunun belirlenmesi



Şekil 2.17 Köprünün milleden önce iç yüzeyinin kontrolü



Şekil 2.18 Milleme öncesi köprünün kontrolü



Şekil 2.19 BruxZir bloktan köprünün millenme aşaması



Şekil 2.20 İşlenmiş köprünün tesviyesi

Solid zirkon köprülerin kaba tesviyesi bittikten sonra 1530°C 'de 2 saat sinterlenme işlemi yapıldı bu işlem sonrası solid zirkon köprüler hacimsel olarak %25 oranında küçüldü. Solid zirkon ardından renklendirme ve 770°C ' de glaze işlemi yapıldı (Şekil 2.21-22).



Şekil 2.21 1530°C 'de iki saat sinterlenen köprü daha sonra makyaj ve glaze aşamasına alınır



Şekil 2.22 Solid zirkon köprünün glaze fırınana girme aşaması

Glaze işlemi sonrası on adet implant üstü solid zirkon köprüler elde edilmiş oldu (Şekil2.23).



Şekil 2.23 BruxZir solid zirkon implant üstü üç üyeli köprünün bitmiş hali

2.3. İmplant Üst Yapıların Dayanaklara Simante Edilmesi

Simantasyon öncesi metal destekli seramik ve solid zirkon köprüler 50 µm Al₂O₃ ile iç yüzeyleri kumlandı. Solid zirkon köprülerin iç yüzeylerine silan (Clearfil™ Ceramik Primer Kuraray Noritake Dental Inc. Japonya) bir fırça yardımı ile uygulandıktan sonra kuru hava ile kurutuldu. Simantasyon için fosfat monomer içerikli self etch dual cure rezin siman Panavia F 2.0 (Kuraray Noritake Dental Inc. Japonya) kullanıldı (Şekil 2.24).



Şekil 2.24 İmplant üstü köprülerin simantasyonunda kullanılan rezin siman

Alloy primer dayanaklar üzerine sürüldü ve 30 sn beklendi. Daha sonra dayanaklar hava ile kurutuldu. Panavia F Paste A ve Paste B 1:1 oranında setin içinde olan özel spatülü ile 20 sn karıştırıldı. Karıştırılan rezin siman köprülerin iç yüzeylerine yerleştirildi ve dayanaklara oturtuldu. Köprülere çiğneme simülatörün de 5 N sabit bir şekilde yüklendi. Yükleme esnasında artık simanlar uzaklaştırıldı. Ardından Oxyquard II uygulandı ve 3 dk beklendi. Çiğneme simülatöründen çıkarılan köprüler üzerindeki Oxyquard II, pamuk rulo ve su spreyi ile uzaklaştırıldı. Taşan siman artıkları kretuvar ile temizlendi.

2.4. Örneklerin Çiğneme Simülatöründe Bruksizimli Hastaları Taklit Edecek Şekilde Yaşlandırmaya Tabi Tutulması (Dinamik Yükleme)

Araştırmamızda iki farklı gruba ait onar adet üç üyeli implant üstü köprüler, dual akslı çiğneme simülatörü ile dinamik olarak yüklendi. Deneyler Kırıkkale Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD. Laboratuvarları'nda gerçekleştirildi. Dual akslı çiğneme simülatörü (SD Mecatronik Chewing Simülatör CS-4.2. Willytech, Münih,Almanya), bilgisayar ile kontrol edilen, çift yönde (dikey ve yatay) kuvvet uygulayabilen bir alettir. Lateral hareket kapasitesi çiğneme simülatörünün bruksizimli hastaların ağız içi hareketlerini yansıtmaları açısından önemli bir avantajdır. Çalışmamızda kullanılan dual akslı çiğneme simülatörü bruksizimli hastaların ağız içi kuvvetlerini yansıtabilmesi için firma tarafından özel olarak modifiye edilerek 250 N kuvvet yükleme kapasitesi kazandırılmıştır. İki adet örnek tutucusu ve bu tutucuları çevreleyen sıvı haznesi bulunmaktadır . Plastik örnek tutucular içerisine uyumlu olarak hazırlanan örnekler, alete örnek tutucular içerisinde yerleştirildi ve çiğneme siklusu sırasında örnekler ve antogonist metal top arasında ısınmayı önlemek ve tükürüğü yansıtmaları amacıyla NaCl solusyonu içinde ayrı ayrı deney uygulandı (Yu-Seok ve ark. 2010, Florian ve ark. 2012).

Çalışmamızda diğer çalışmalarda da kullanılan karşıt diş yerine çapı 6 mm olan metal top kullanıldı (Heydecke ve ark. 2001, Komine ve ark. 2004, Yu-Seok ve ark. 2010, Florian ve ark. 2012). Bu çalışmada NaCl solusyonu içinde, oda sıcaklığında (22° C), çiğneme simülatöründe 600 bin siklusda (30 ay) (1.3 Hz) yükleme yapıldı. Tüm test gruplarına ait örnekler 50 N' luk ve 250 N kuvvetlere maruz kaldı. 50N' luk değer, posterior bölgedeki normal okluzyon ve çiğneme kuvvetlerini yansıtmaktadır. Bruksizm sırasında oluşan hareketlerin bütün uyuma zamanının %8 ini oluşturduğu belirtilmektedir (Baba ve ark. 2003). Çiğneme simülatöründe gece bruksizmini taklit etmek için NaCl solusyonu içinde 30 aylık periodda 552000 siklus 50N ve 48000 siklus 250N ile yükleme yapılarak toplam 600.000 siklus tamamlanmış oldu (Şekil2.25-2.26). Siklus sırasında karşıt diş yerine konulan metal topun dikey ve yatay hareketi 2 mm olarak ayarlandı (Heintze ve ark. 2011). Dinamik yükleme esnasında yük değişimi siklus sayısı literatürlere uygun bir şekilde gerçekleştirilmiştir (Clarke ve ark. 1984, Nishigawa ve ark. 2001, Baba ve ark. 2003,

Cosme ve ark. 2005, Heintze ve ark. 2008, Steiner ve ark. 2009). Kullanılan dual akslı çiğneme simülatörün özellikleri şöyledir:

Yükselme Hızı: 55 mm/sn

İnme Hızı: 55 mm/ sn.

Yatak Hareket Miktarı: 2mm

Dikey Hareket Miktarı: 2mm

İlerleme Hızı: 60 mm/ sn.

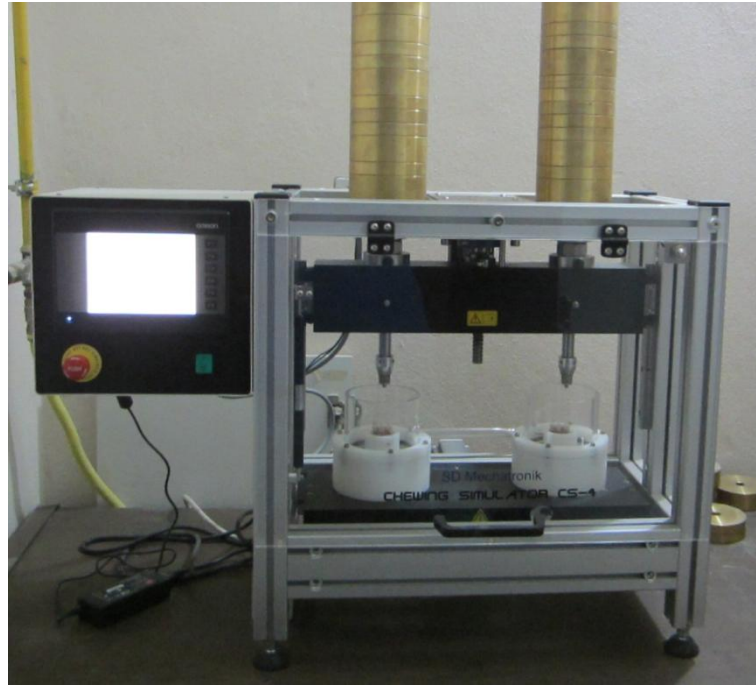
Gerileme Hızı: 60 mm/sn.

Siklus Frekansı: 1.3 Hz.

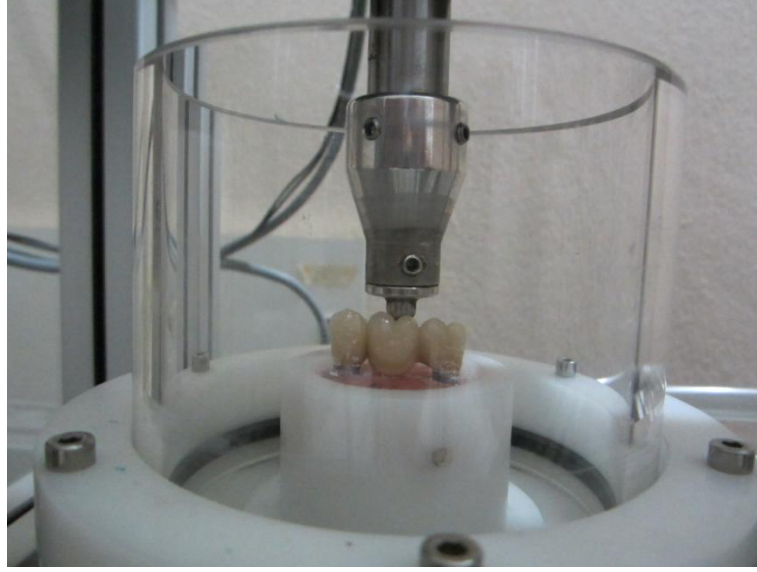
Herbir Örnek için Ağırlık : 50 N-250 N.

Kinetik Enerji: $7,563 \cdot 10^{-6}$ J

Dinamik yükleme esnasında hiç bir örnekte kırılma olmadığı gözlemlendi.



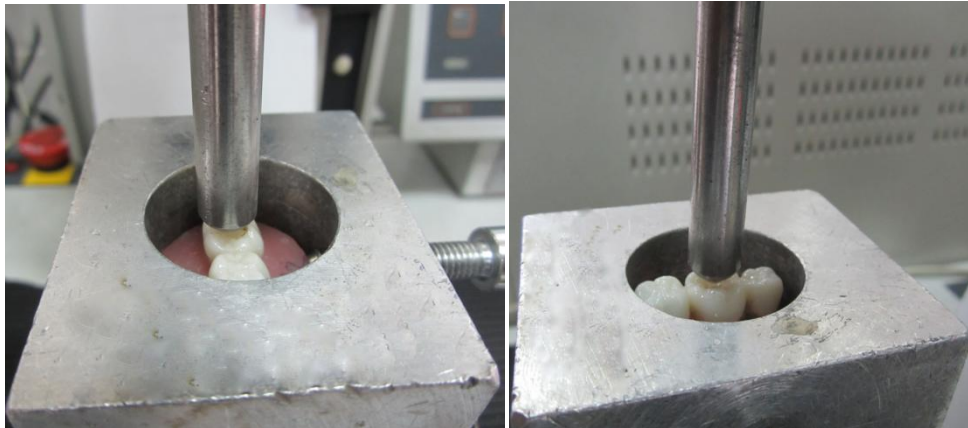
Şekil 2.25 Çiğneme simülatörünün 250 N yükleme aşaması



Şekil 2.26 İmplant üstü köprülerin çığneme simülöründe yorulma aşaması

2.5. Kırılma Dayanıklılığı

Statik bir yük altında örneklerin dayanıklılığı MPa veya psi olarak tespiti için Lloyd LRX (Llyod Instruments Ltd., Hampshire United Kingdom) İnstron Test Cihazı kullanıldı. Kırma işlemi; 6 mm çapında metal bir uç ile yapıldı. Örnekler, kırma cihazının alt tablasına sabitlendi ve 0.5 mm/ dak hız ile basma tipi kuvvet uygulandı (Pallis ve ark. 2004, Sundh ve ark. 2005). Yirmi adet örnek kırılma dayanıklılıkları açısından test edildi (Şekil 2.27).



Şekil 2.27 İmplant üstü köprülerin İnstron test cihazında kırılması

2.6. Stereo Mikroskopta ve Tarama Elektron Mikroskobunda Görüntüleme

Örneklerin kırılma testinden sonra kırılma bölgeleri stereo mikroskopta (Olympus SZ 40,SZ-PT, Japan) incelendi. Örneklerin kırılma hattı, kırılma yüzeyleri ve mikro yapılarını değerlendirmek amacı ile Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) kullanıldı. Örnekler önce altın kaplama cihazında (Polaron Sc 500 Sputter Coater) (Şekil 2.28) vakum altında altın püskürtme ile ince bir altın tabakası ile kaplandı (Şekil 2.29). Ardından örneklerin makro ve mikro yapıları Tarama Elektron Mikroskobu' nda (JEOL JSM-5600 Scanning Microscope, Tokyo, Japan) incelendi. Her iki gruptaki kırılma hattı, kırılma yüzeyleri ve kırılmayan bölgelerdeki yapıların görüntüleri kayıt edildi.



Şekil 2.28 Araştırmamızda kullanılan Altın kaplama cihazı



Şekil 2.29 İmplant üstü köprülerin altın kaplanması

2.7. İstatistiksel Olarak Verilerin Değerlendirilmesi

Araştırmada dinamik yükleme ile yorulan örneklerin, kırılma anındaki yük verileri elde edildi. Bağımsız T testi ile iki grubun ortalamaları karşılaştırılarak, aradaki farkın rastlantısal mı, yoksa istatistiksel olarak anlamlı mı olduğuna karar verildi. Bağımsız T testinin homojenitesi Tek yönlü varyans analizi (One Way Anova) ile kontrol edildi. Box-Plot Analizi ile veriler görsel olarak gösterildi. İstatistik işlemleri SPSS 22 (IBM SPSS Statistic 2013 USA) programı ile yapıldı. İstatistiksel önemlilik düzeyi $p < 0.005$ olarak kabul edildi.

3. BULGULAR

Çalışmamızda çiğneme simülöründe 50-250 N' luk yüklemde, 600.000 siklusta (1.3 Hz), implant destekli üç üyeli metal seramik ve solid zirkonyum posterior köprülerde dinamik yüklemeler sonrası kırılma olmadığı gözlemlenmiştir. İnstron test cihazı ile yapılan statik yüklemde örneklerin gösterdiği kırılma değerleri Çizelge 3.1' de verilmiştir. İmplant üstü metal destekli seramik köprülerin kırılma kuvvetlerinin ortalaması $1708.72 \text{ N} \pm 105,5 \text{ N}$, minimum değeri 1520.46 N, maksimum kırılma kuvvet değeri 1820.88 N, bulunurken implant üstü soldi zirkon köprülerin kırılma kuvvetleri ortalaması $3220.14 \text{ N} \pm 449,6 \text{ N}$, minimum değeri 2608,87 N, maksimum değeri 3970,99 N bulunmuştur.

Çizelge 3.1 Tanımlayıcı istatistik

Örnekler	Örnek sayı	Ortalama	Standart sapma	Minumum	Maksimum
Metal destekli köprüler	10	1708,72	105,54	1520,46	1820,88
Solid zirkon köprü	10	3220,14	449,64	2608,87	3970,99

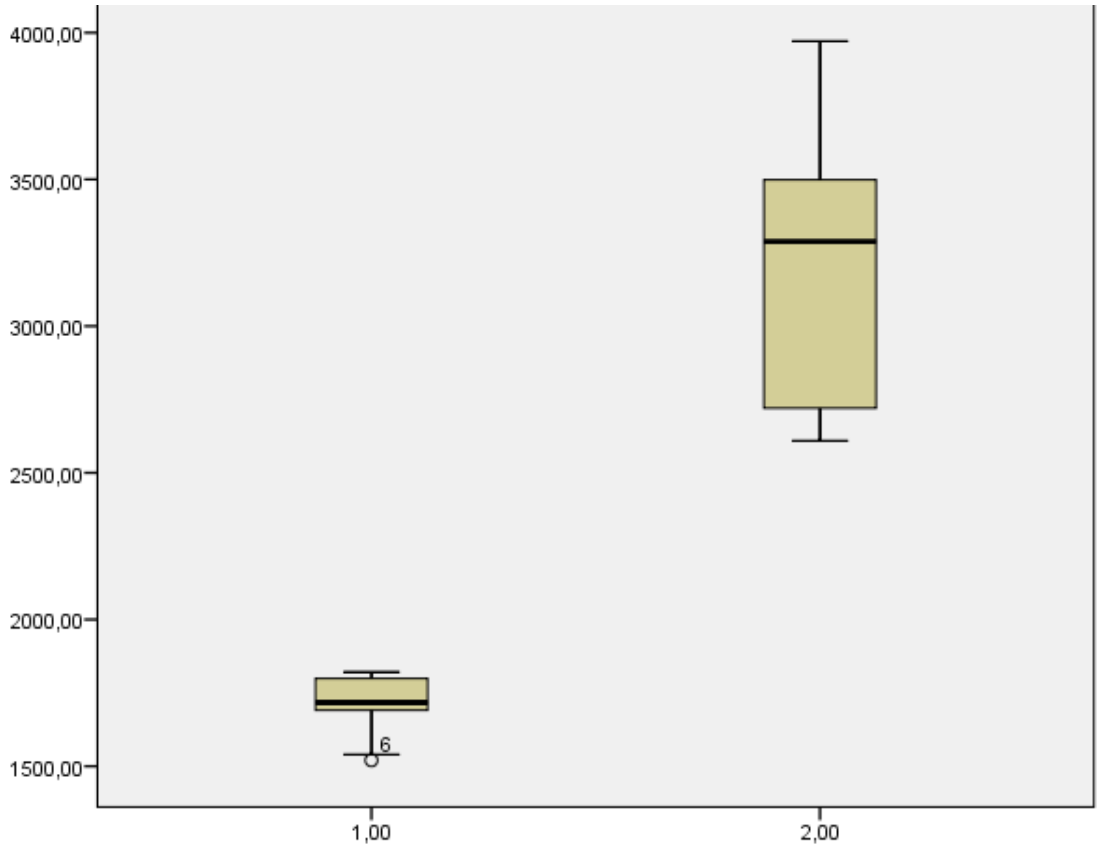
Bağımsız T testi ile gruplar arasında kırılma dirençleri açısından anlamlı fark olduğu ve solid zirkon köprülerin metal seramik köprülerden daha yüksek kırılma direnci gösterdiği bulunmuştur ($p < 0.005$) Çizelge 3.2' de Bağımsız T testi tablosu görülmektedir.

Çizelge 3.2 Bağımsız T Testi

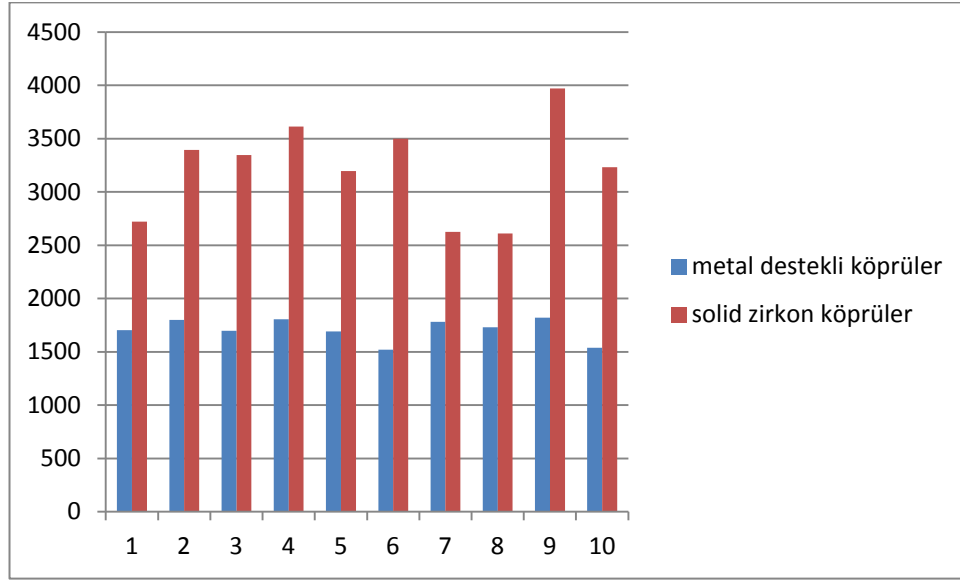
	Varyansların Eşitliği için Levene Testi		Örneklerin Eşitliği T testi						
	F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Ortalama Farkı	Standart sapma farkı	95% Güvene aralığı farkı	
								Düşük	Yüksek
İki değişken									
Eşit kabul edilen varyanslar	9,803	,006	-10,348	18	,000	-1511,42	146,05	-1818,27	-1204,57
Eşit kabul edilmeyen varyanslar			-10,348	9,98	,000	-1511,42	146,05	-1836,90	-1185,94

Çizelge 3.3'de Box-plot analizi ile grupların statik yükleme sonrasındaki yük değerleri görülmektedir. Kutuların içindeki işaretli alanlar medyan noktasını göstermektedir. Kırılma anındaki yük değerleri açısından dinamik yükleme uygulanmış örneklerimizde solid zirkon köprülerin değerlerinin metal destekli seramik köprülere göre daha yüksek olduğu görülmektedir.

Çizelge 3.3 Box-Plot Analizi



Çizelge 3.4 Kırılma dirençlerini gösteren Çubuk Grafik



Çizelge 3.4 de implant üstü solid zirkon köprüler kırmızı sütun ile gösterilirken implant üstü metal destekli seramik köprüler mavi sütunlarla gösterilmiştir.

Tek yönlü varyans analizi ve varyans homojenlik testi ile grupların varyanslarının homojen olduğu ($p < 0,005$) ve grupların ortalamaları arasında fark olduğu ($p < 0,005$) bulunmuştur (Çizelge 3.5).

Çizelge 3.5 Tek yönlü varyans analizi ve varyans homojenlik testi

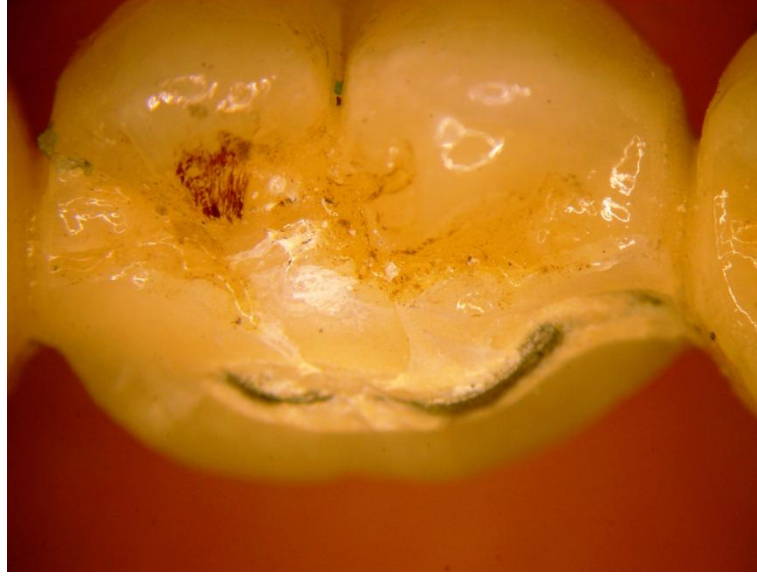
		Levene'in İstatistiği	df1	df2	Sig.
İki Değişkenli	Ortalamaya göre	23,972	1	18	,000
	Ortancaya göre	18,765	1	18	,000
	Ortalamaya ve düzeltilmiş tabana göre df	18,765	1	9,231	,002
	Kesilmiş ortalama göre	22,616	1	18	,000

3.1. Stereo Mikroskopta Ve Tarama Elektron Mikroskobunda İnceleme

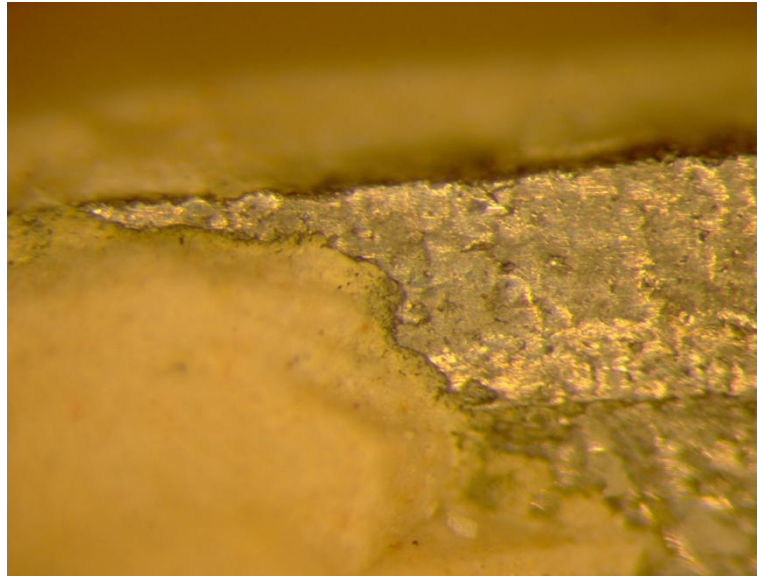
Örneklerin kırılma testinden sonra kırılma bölgeleri stereo mikroskopta (Olympus SZ 40,SZ-PT, Japan) incelenmiştir. İmplant üstü metal destekli köprülerin hepsinde kırılma noktaları gövde üzerinde metal porselen bağlantı noktasında olmuştur (n=10) (Şekil 3.1-3). İmplant üstü solid zirkon köprülerin de ise kırılmalar konnektör noktasında gözlemlenmiştir (n=10) (Şekil 3.4-6).



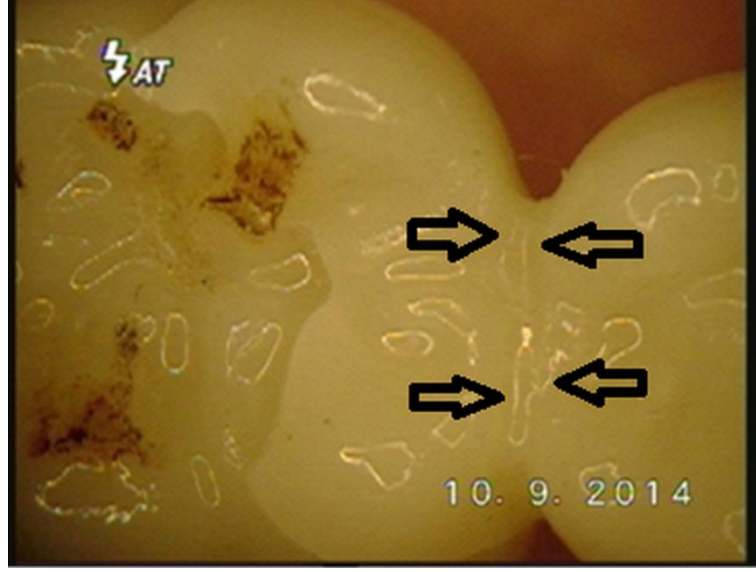
Şekil 3.1 Metal destekli seramiklerin kırılma bölgeleri



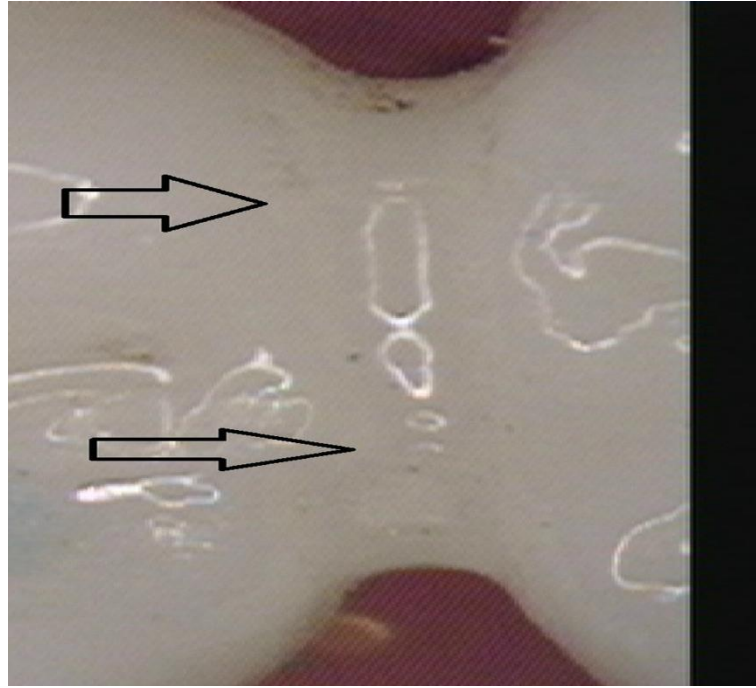
Şekil 3.2 Metal destekli seramik kırılma hattı



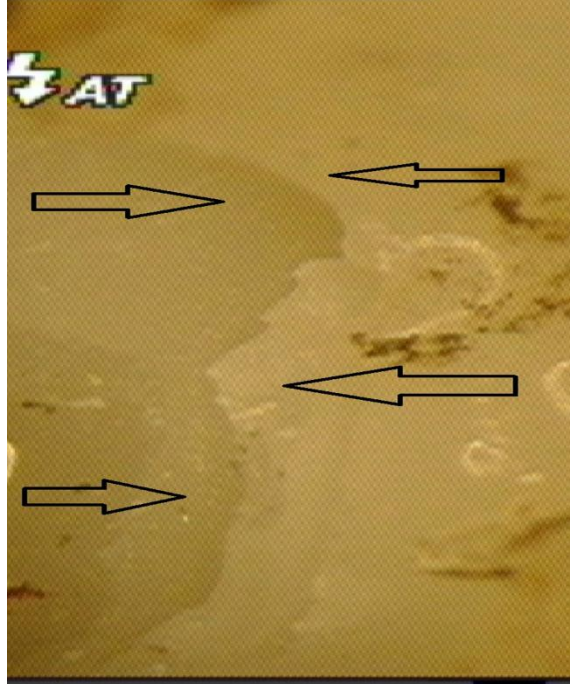
Şekil 3.3 Metal porselen ayrılma bölgesi



Şekil 3.4 Solid zirkon köprülerinin kırılma bölgeleri

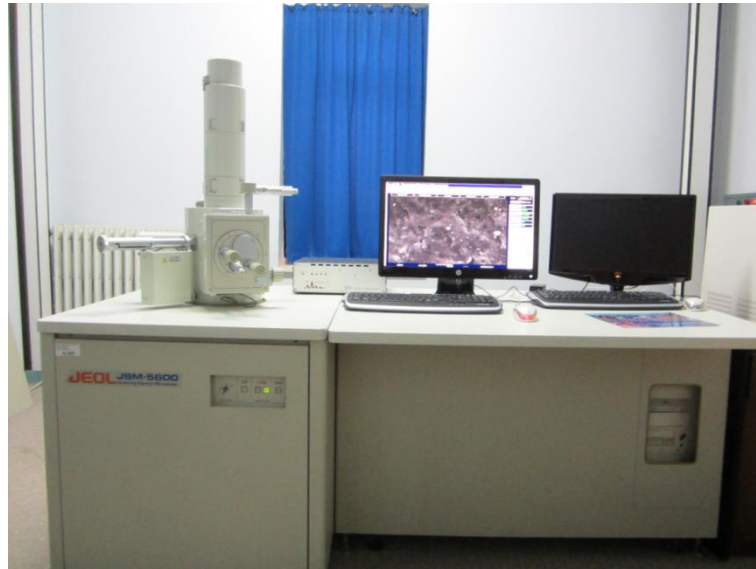


Şekil 3.5 Solid zirkon kırılma hattı



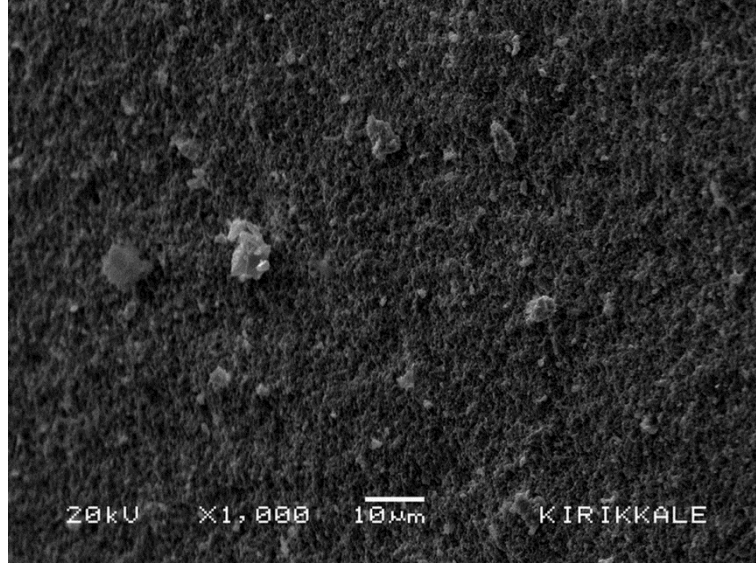
Şekil 3.6 Solid zirkon köprünün kırık hattı

Örneklerin mikro yapılarını değerlendirmek ve kırılan yüzeylerin karakteristiklerinin incelenmesi amacıyla Taramalı Elektron Mikroskobu (JEOL JSM-5600 Scanning Microscope, Tokyo, Japan) kullanıldı (Şekil 3.3).



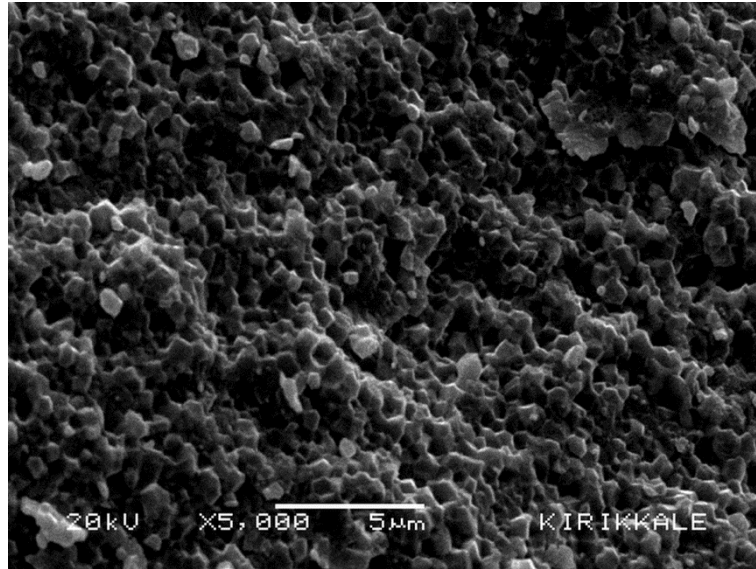
Şekil 3.7 Taramalı Elektron Mikroskobu

Örneklerin SEM görüntüleri şekillerde izlenmektedir (Şekil 3.8-18).



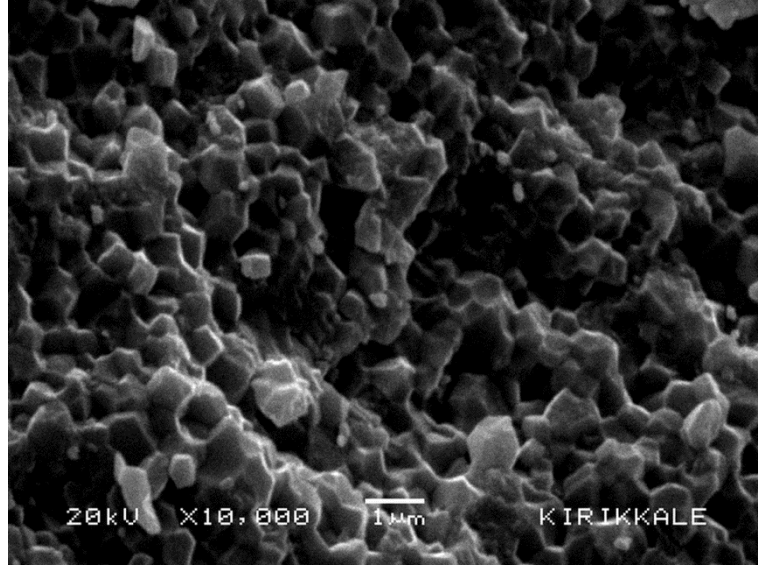
Şekil 3.8 Solid zirkonun $\times 1.000$

Solid zirkonun kırılmış yüzeyinden 1000 büyütme ile alınan görüntüde homojen ağ yapısının sık bir şekilde olduğu görülmektedir (Şekil 3.8).



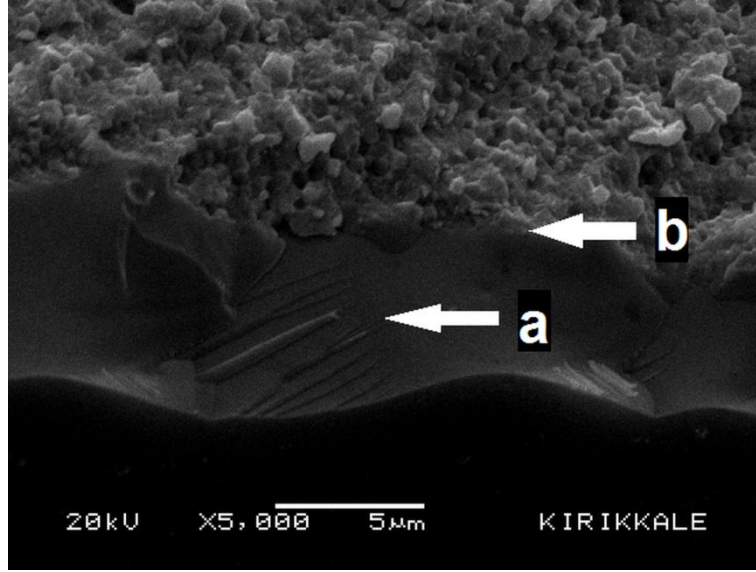
Şekil 3.9 Solid zirkonun kırıl yüzeyinin $\times 5.000$

Solid zirkonun beş bin büyütmede kırık yüzeyinin homojen yapısı izlenmektedir (Şekil 3.9).



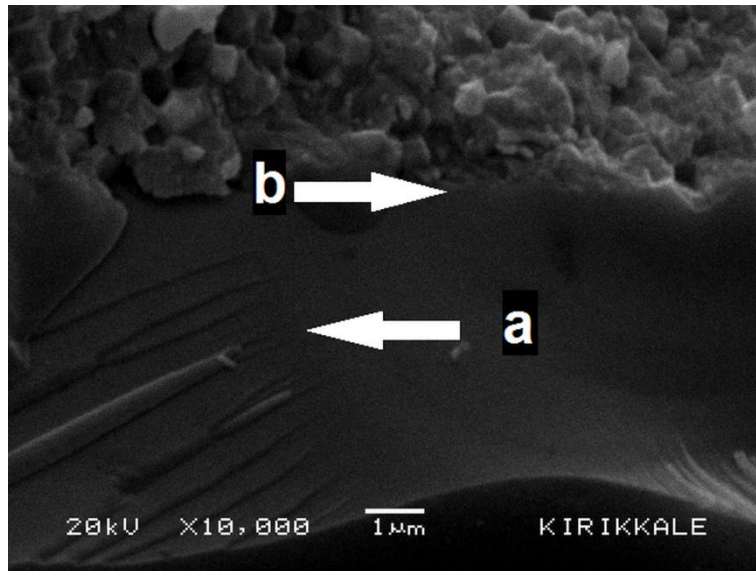
Şekil 3.10 Solid zirkonun kırılmış yüzeyinden $\times 10.000$

On bin büyütmede solid zirkonun kırık yüzeyinin homojen yapısı ve kristal özelliği izlenmektedir (Şekil 3.10).



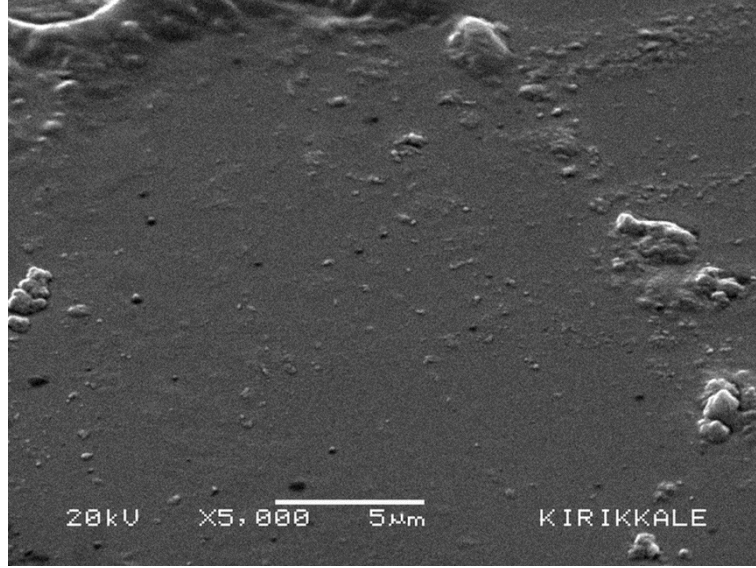
Şekil 3.11 Solid zirkon kırılma hattı $\times 5.000$

Solid zirkon kırılma hattı ile kırılmamış yapının birleşimin beş binlik büyütmede görüntüsü a: solid zirkonda kırılma anında oluşan stress hattı b: kırılma hattı (Şekil 3.11).



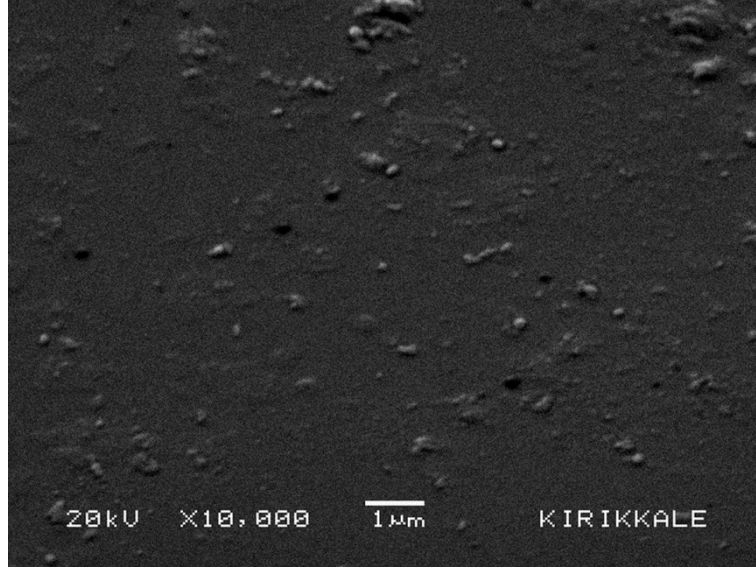
Şekil 3.12 Solid zirkon kırılma hattı $\times 10.000$

Solid zirkon kırılma hattı ile kırılmamış yapının birleşimin on binlik büyütmede görüntüsü a: solid zirkonda kırılma anında oluşan stress hattı b: kırılma hattı (Şekil 3.12).



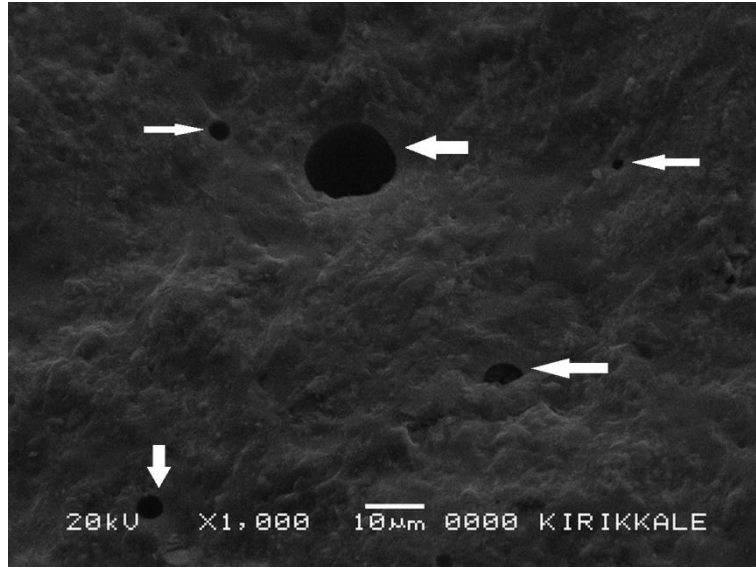
Şekil 3.13 Solid zirkonun kırılmayan yüzeyinin $\times 5.000$

Solid zirkonyum köprülerin kırılmayan glazli yüzeyinin beş bin büyütmede düz ve homojen yapısı görülmektedir (Şekil 3.13).



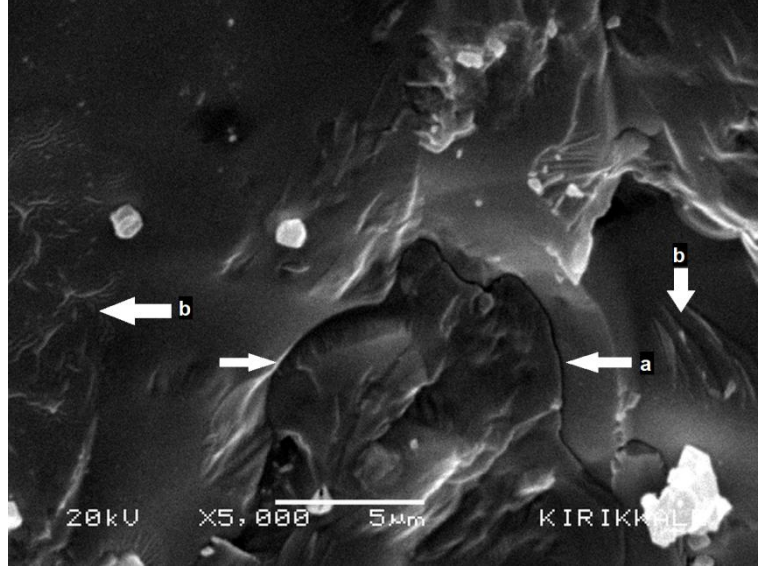
Şekil 3.14 Solid zirkonun kırılmayan yüzeyinin $\times 10.000$

Solid zirkonun kırılma olmayan yüzeyinin on bin büyütme görüntüsünde glaze yüzeyinin homojen ve porözsüz yapısı izlenmektedir (Şekil 3.14).



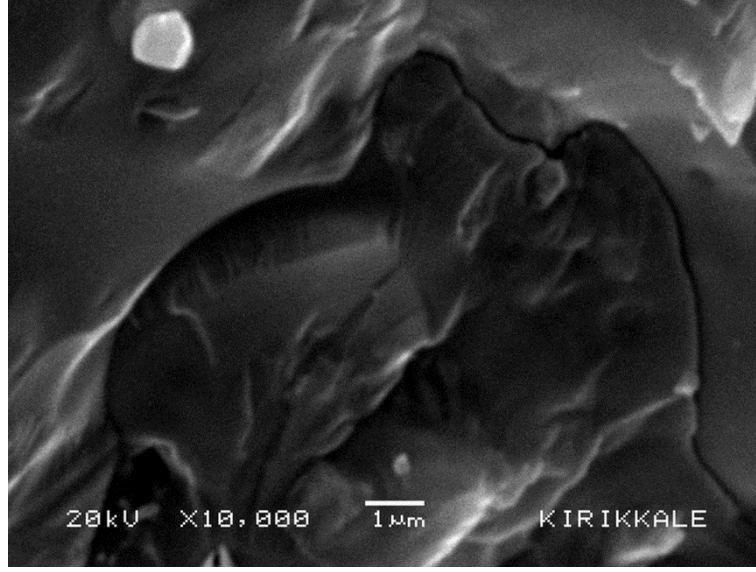
Şekil 3.15 Metal destekli seramik $\times 1.000$

Metal destekli seramik yapının kırık yüzeyinin 1000 büyütmede ki görüntüsünde ok ile pöröz yapılar gösterilmiştir (Şekil 3.15).



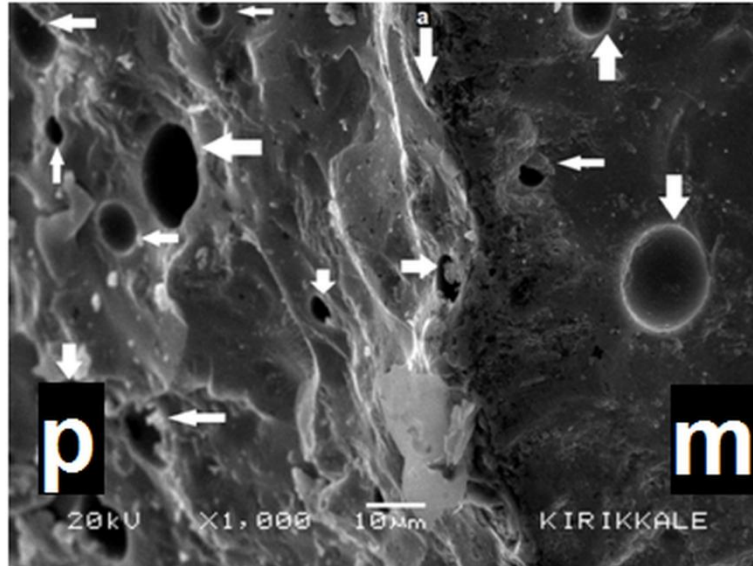
Şekil 3.16 Metal destekli seramiğin $\times 5.000$

Metal destekli seramik yapının kırılan yüzeyinin beş bin büyütmede a: kırılma hattı b: stress alanlarını göstermektedir (Şekil 3.16).



Şekil 3.17 Metal destekli seramiğin kırılma hattı $\times 10.000$

Metal destekli seramik yapının on bin büyütmede porselen yapıdaki kütlelesel kırılma hattı izlenmektedir (Şekil 3.17).



Şekil 3.18 Metal destekli seramiğin kırılma hattı $\times 1.000$

Metal destekli seramik yapının metal porselen kırık hattında m:metal alt yapı , p: porselen yapının bin büyütmedeki görüntüsünde pöröz yapılar ok ile gösterilmiştir (Şekil 3.18).

SEM solid zirkon kırılmış yüzeyden alınan görüntüler incelendiğinde homojen dağılımlı , sık bir ağ şeklinde yapı gözlenmektedir.

4. TARTIŞMA VE SONUÇ

İmplant üstü sabit protezlerde metal destekli seramik kron/köprüler geçmişten günümüze dek başarıyla kullanılmaktadır. Ancak estetik beklentilerin artması ve bazı metal alaşımlarının biyolojik uyumluluğunun sorgulanmasıyla metal seramik restorasyonlara alternatif materyaller geliştirilmeye başlanmıştır (Guess ve ark.2008). 1990' ların sonlarından itibaren tam seramik anterior ve posterior sabit restorasyonlarda zirkonyum oksit bazlı materyaller kullanılmaya başlanmıştır. Zirkonyum oksit bazlı materyaller mükemmel mekanik özelliklere sahiptir, biyoyumludurlar, düşük bakteri adezyonu gösterirler ve konvansiyonel simantasyon yöntemleri ile simante edilebilirler (Venkatachalam ve ark. 2009, Guess ve ark. 2011).

Zirkonyum oksit esaslı altyapı materyallerinin geliştirilmesiyle, güçlü altyapı ve estetik üst yapı seramik kombinasyonları başarıyla kullanılmaya başlanmıştır. Zirkonyum oksit esaslı restorasyonların uzun dönemli fonksiyonel, biyolojik ve estetik gereksinimleri yerine getirebilmesi için, güçlendirilmiş altyapı ve estetik üst yapı seramik arasındaki bağlantının başarılı olması gerekmektedir (Fleming ve ark. 2004). Zirkonyum oksit alt yapıli restorasyonların uzun ömürlü olabilmesi için gerekli olan şartları inceleyen araştırmalar yapılmıştır (Kelly 1995, Carrier ve ark. 1995, Pallis ve ark. 2004). Kelly (1995), In-ceram Zirconia altyapılarla yapılan tam seramik restorasyonlarda gerçekleşen kırılmaların %70-78 oranında altyapı ve üst yapı porselenlerinin bağlantı bölgesinden kaynaklandığını göstermiştir. Carrier ve Kelly (1995), tam seramik köprülerle ilgili yürüttükleri çalışmalarda başarısızlığın hem ara yüzeyden; hem de gerilim bölgelerinden kaynaklandığını ve kırık başlangıcının ara yüzeye dik gerçekleştiğini belirtmişlerdir. Başka bir çalışmada Pallis ve ark. (2004) üç tam seramik sistemin kırılma dirençlerini araştırmışlar ve en fazla başarısızlık gösteren bölgelerin altyapı ve üst yapı porseleni ve altyapı ile yapıştırma simanı arasında olduğunu göstermişlerdir. DC-Zirkon tekniğinin 2 yıl süreyle klinik olarak gözlemlendiği başka bir çalışmada, Steyern ve ark. (2005)

altyapı materyali tasarımının, üstyapı porselenini destekleyecek şekilde yapılması gerektiğini vurgulamışlardır.

Zirkonyum alt yapının porselenlerle veneerlendiği sistemdeki başarısızlıklar nedeni ile bu tekniğe alternatif olarak solid zirkonyum restorasyonlar geliştirilmiştir. Solid zirkonyum restorasyonlar üzerine porselen kaplanmadan, CAD/CAM teknolojisiyle tasarlanan ve işlenen kuron ve köprülerdir. Solid zirkonyum ile yapılan kuron ve köprülerin, metal alt yapıya veya zirkonyum alt yapıya kuron ve köprülere göre kırılma dirençlerinin daha yüksek olduğu belirtilmektedir. (Venkatachalam ve ark. 2009, Guess ve ark 2011, Anmar 2014)

İmplant üstü sabit protezlerin başarılarını değerlendirdiğimizde normal diş destekli protezlere oranla chipping (atma) şeklinde kırık tiplerinin daha fazla olduğu görülmektedir (Pjetursson ve ark. 2007, Cheng ve ark. 2013). Benzer olarak Niklaus ve ark. 2004 yılında yaptıkları derlemede inceledikleri yayınlar sonucunda implant üstü sabit protezlerde kırık oluşumun doğal diş destekli sabit protezlere oranla daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Shweta ve ark. (2014) klinik olarak gözlemledikleri implant destekli alt ve üst full mount protez çalışmalarının 4 yıllık takibi sonucu özellikle sabit protezlerin insizal kenarlarında kırılmalar olduğunu göstermişlerdir.

Bir diğer klinik gözlemlerde implant üstü sabit protez yapılan 89 hastanın üç yıllık takipleri sonucu sabit protezlerde kırılmalar gözlemlenmiştir. Kırılmaların sebebi olarak implant bölgesinde peridontal ligament ve proseptik duyu kaybı nedeni ile kontrolsüz çiğneme hareketleri olduğunu bildirmişlerdir (Josephine ve ark. 2014).

İmplant üstü restorasyonlarda tedavi planında dikkate alınması gereken bir konu da dişlerin fonksiyon dışı teması olarak tanımlanan diş sıkma ve/veya gıcırdatma hareketlerini içeren brüksizmdir (Lavigne ve ark.2008, Daniele ve ark. 2014). Bruksizm parafonksiyonel alışkanlığı, kas kuvvetlerinde artışa sebep olmakta, böylece dişlere gelen yükler artmaktadır (Attanasio 1997, Ahlberg ve ark. 2004, Basic ve ark. 2004). Bruksizmin implant tedavisinde yetersiz osseoz iyileşme, krestal kemik kaybı, abutment vida gevşemesi, porselen ve/veya implant komponentlerinde kırık ve protez başarısızlığı gibi durumlara neden olduğu

bilinmektedir (Misch 2005). Sağlıklı bireylerde çiğneme sırasında besinin cinsine göre posterior bölgede ortalama 2-12 kg (20-120 N) kuvvet uygulanırken, gece bruksizminde bu değer ortalama 22-26 kg (220-260 N) ulaşmakta özellikle de dişlerin ve restorasyonların kırılmasına neden olabilecek lateral, fizyolojik olmayan kuvvetler daha da artmaktadır (Clarke ve ark. 1984, Cosme ve ark. 2005, Att ve ark. 2009, Heintze ve ark. 2008, Steiner ve ark. 2009). Yapılan çalışmalarda metal destekli ve desteksiz kuron ve köprüler bruksizmi olan hastalarda kullanıldığında restorasyon başarısızlıklarının daha sık olduğu görülmektedir (Clarke ve ark. 1984, Cosme ve ark. 2005, Att ve ark. 2009, Att ve ark. 2007, Conrad ve ark. 2008).

Araştırmamızda bruksizimli vakalarda implant üst yapılarında sıklıkla karşılaşılan başarısızlıklar göz önüne alınarak, bruksizm sırasında ağız içinde oluşan kuvvetleri yansıtmak için özel olarak yükleme kapasitesi 250 N çıkarılmış, lateral hareket özelliği olan çiğneme simülatörü kullanılmış ve 3 üyeli posterior metal destekli seramik köprülerle, solid zirkonyum köprülerin dinamik yükleme (NaCl solusyonu içinde, 600.000 siklus, 50-250 N, 1.3 Hz) sonrası kırılma dirençlerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır. Araştırmamız sonucunda, çalışmanın hipotezi olan bruksizm de oluşan ağız içi kuvvetlerinin yansıtıldığı çiğneme simülatöründe dinamik yükleme sonrası metal destekli köprülerin kırılma direnç değerlerinin solid zirkonyum köprülerden daha yüksek olduğu görüşünün doğru olmadığı bulunmuştur.

Çalışmamızda kullanılan çiğneme simülatörü (SD Mechatronik Chewing Simülatör CS-4.2 Willytech, Münih, Almanya) pek çok araştırmada kullanılmış ve güvenilirliği saptanmış bir çiğneme simülatörüdür (Heintze ve ark. 2008, Lars ve ark. 2008, Florian ve ark. 2012, Mi-Jin ve ark. 2012). Üretici firması tarafından lateral hareket edebilme özelliği ile bruksizm sırasında oluşan kuvvetleri yansıtılabildiği belirtilmektedir (Sd mechatronik 2014). Ayrıca bu çalışmada kullanılmak üzere çiğneme simülatörü modifiye edilerek standart yükleme kapasitesi olan 50 N, 250 N' a çıkarılmıştır.

Literatür incelemesi yapıldığında bruksizmde ağız içinde oluşan kuvvetlerin ölçüldüğü az sayıda çalışma olduğu görülmektedir. Nishigawa ve ark. (2001) uyku bruksizmi sırasında oluşan kuvvetleri, alt ve üst çeneye yaptıkları akrilik intraoral

splintler ile ölçmüşlerdir. İki tane minyatür strain-gage transduser sağ ve sol birinci büyükazı diş bölgesine üst splint üzerine yerleştirilmiştir ve 10 hastadan üç gece süreyle kayıtlar alınmışlardır. Bruksizm sırasında oluşan ortalama ısırma kuvveti 220.6 ± 127.5 N, ortalama bruksizm süresi ise 7.1 ± 5.3 sn bulunmuştur. (Nishigawa ve ark. 2001). Diğer bir çalışmada bu değerler saatte 13.5 kere 5.7 sn süreyle oluştuğunu göstermektedir (Baba ve ark. 2003). Bruksizm sırasında oluşan hareketlerin bütün uyuma zamanının %8 ini oluşturduğu belirtilmektedir (Baba ve ark. 2003)

Literatürde dinamik yükleme deneylerinin siklus sayısı ve kuvvet değerleri çeşitlilik göstermektedir. Dewji ve ark. (1998) yorma testinde 1000 kez döngü uygularken, Kheradmandan ve ark. (2001) ile Beschnidt ve Strub (1999) 1.200.000 kez döngü uygulamışlardır. Literatürde restorasyonların bir yıllık kullanım için 240.000 kez yükleme yapılması gerektiğini belirten çalışmalarda mevcuttur (Strub ve ark. 1998, Koutayas ve ark. 2000, Heydecke ve ark. 2001, Komine ve ark. 2004, Florian ve ark. 2012). Çiğneme simülatöründe siklus sayısının yanında uygulanan kuvvetlerde de değişiklik gösteren yayınlar vardır. IPS Empress ve E-max Press materyalleri, PPMA daylara cam iyonomer ve resin simanla yapıştırıldıktan sonra, dinamik olarak farklı yükleme koşullarında (40-100-40N, 40-60-80-100N ve 100N, her 100.000 siklusda uygulanan kuvvet değiştirilmiştir) 1.200.000 kere siklusa tabi tutulmuştur. (Heintzea ve ark. 2008). Dejak ve arkadaşları (2005) ise bir molar dişine gelen parafonksiyonel kuvveti temsil etmek için 0-200 N arasında artan kuvvet değerini kullanmışlardır. Bunun yanında bazı finite element çalışmalarında tek kuron veya abutment üzerine 100N-250N arasında kuvvetlerin uygulandığı analizlere rastlanılmaktadır (Bozkaya ve ark. 2004, Juodzbalys ve ark. 2005).

Çalışmamızda çiğneme simülatöründe yükleme yapılacak kuvvet değerlerini belirlerken literatürdeki invitro çalışmalar ve parafonksiyonel kuvvetleri inceleyen klinik çalışmalar dikkate alınmıştır (Clarke ve ark. 1984, Nishigawa ve ark. 2001, Cosme ve ark. 2001, Heintzea ve ark. 2008, Steiner ve ark. 2009). Çalışmamızda, çiğneme simülatöründe dinamik yükleme esnasında 22 °C oda ısısında ve NaCl solüsyonu içinde örneklere 2 mm yatay ve 2 mm dikey yönde olmak üzere iki yönlü

hareket ile 50 N ve 250 N' luk dinamik yükleme, 1.3 Hz çiğneme frekansında otuz aylık süreyi yansıtan 600.000 siklus şeklinde uygulanmıştır (Yu-Seok ve ark. 2010, Florian ve ark. 2012). Çalışmamızda bruksizmin simüle edilmesi için literatürden sağlanan değerlere uygun olarak cihaz 50 N 920 siklus yüklendikten sonra 250 N 80 siklus olacak şekilde (Bu döngü 600 defa gerçekleşti) yüklendi. Böylece 30 aylık periodda 552000 siklus 50 N ve 48000 siklus 250 N ile yükleme yapılarak toplam 600.000 siklus tamamlanmış oldu (Şekil2.25-2.26). Ortalama uyku süresi 8 saat, 1 yıllı yansıtan siklus değeri ise yaklaşık 240.000 olarak alındı (Clarke ve ark. 1984, Nishigawa ve ark. 2001, Cosme ve ark. 2001, Heintzea ve ark. 2008, Steiner ve ark. 2009)

Bruksizm sırasında ağız içinde oluşan kuvvetler ve restoratif materyallerin bu kuvveler karşısında gösterdiği dirençle ilgili çiğneme simülöründe yapılan invitro çalışmalar incelendiğinde literatürde bu konuda sınırlı sayıda çalışmanın olduğu görülmektedir. Schmitter ve ark. (2014) yaptıkları çalışmada bruksizmin lateral hareketlerini yansıtmak amacı ile molar dişler üzerine yapılan örnekleri 30° acı ile akriliğe gömmüşler ve çiğneme simülöründe dinamik yükleme (120.0000 siklüs, 100 N) yapmışlardır. Eleftheria ve ark. (2008) çalışmalarında hazırladıkları örnekleri 50,000 siklusta 20- 200 N dinamik yükleme yaparak bruksizmi yansıtmaya çalışmışlardır.

Çalışmamızda çiğneme simülöründe 30 aylık kullanım süresini yansıtan 600.000 siklusta (1.3 Hz) NaCl solüsyonundaki 50 -250 N arasındaki dinamik yükleme sonrasında metal-seramik ve solid zirkonyum köprülerde başarısızlık gözlenmemiştir. Dinamik yükleme sonrasında örneklerin maksimum kırılma dirençleri (N) instron test cihazında ölçülmüş ve metal-seramik restorasyonlar için $1708,7 \pm 105,5$ N, solid zirkonyum köprüler için $3220,14 \pm 449,6$ N bulunmuştur.

Metal destekli porselen restorasyonlar uzun yıllardır sabit protetik restorasyonlarda güvenle kullanılmakta ve altın standart olarak görülmektedir (Conrad ve ark. 2007, Stefan ve ark. 2013). Metal destekli seramik restorasyonların yaşam ömrünün değerlendirildiği birçok çalışma mevcuttur. Scurria ve ark. (1998),

yayınladıkları uzun dönem takip çalışmalarında metal destekli restorasyonların yaşam ömrünü 5 yılda % 95, 10 yılda % 85 ve 15 yılda % 67 olarak bildirmiştir. Libby ve ark. (1997), takibini yaptıkları sabit protetik restorasyonlarda %15 başarısızlık bildirmişlerdir. Metal destekli porselen restorasyonlarda en çok gözlenen başarısızlık sebeplerini sırayla; çürük oluşumu, okluzal yüzeylerin aşınması ve diş kırığı olarak bildirmişlerdir. Porselen kırığı % 1 ile en az gözlenen başarısızlık sebebidir. Pjetursson ve ark. (2007), yayınladıkları çalışmalarında metal destekli seramik restorasyonlarda venter kırığı ile oluşan komplikasyonları 5 yılın sonunda % 2.9 olarak bildirmişlerdir. Çalışmamızda bir çok çalışmada olduğu gibi kontrol grubu olarak metal destekli seramikler kullanılmış ve dinamik yükleme sonrası kırılma değerleri solid zirkonyum köprülerle karşılaştırılmıştır (Kheradmandan ve ark. 2001, Chitmongkolsuk ve ark. 2002, Cosme ve ark. 2005, Conrad ve ark. 2007, Conrad ve ark. 2008, Kohorst ve ark. 2008, Sailer ve ark. 2009, Stefan ve ark. 2013).

Att ve ark. (2009) doğal diş üzerine farklı zirkonyum oksit materyallerinden posterior bölgede 3 üyeli köprüler yaparak çiğneme simülöründe dinamik yüklemeye (1.200.000 siklus, 50 N, 1.6 Hz) maruz bırakmışlar ve fraktüre uğramamış örneklere universal test cihazında kırılma oluncaya kadar kuvvet uygulamışlardır. Dinamik yüklemeye tabi tutulan örneklerin kırılma değerlerinin ortalama 1797-1394 N olduğu ve bu değerlerin literatürde normal çiğneme (50 N-120 N) için verilen değerlerin üzerinde olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızdaki solid zirkonyum köprülerin kırılma direnci ($3220,14 \pm 449,6$ N) daha yüksek değerlerde bulunmuştur. Bunun nedeni Att ve ark. çalışmalarında posterior bölge için tasarladıkları köprülerin solid zirkonyum köprüler değil, zirkon alt yapı üzerine porselen veneerleme ile yapılan köprüler olması ile açıklanabilir.

Mekanik yorulmanın zirkon alt yapının kırılma direncini düşürdüğünü gösteren Anders ve ark. (2005) yaptıkları çalışmada Yttria-stabilize zircon (Y-TZP) alt yapıları ve üzerlerine uygulanan farklı tabakalama tekniğinin kırılma dirençlerini araştırmışlardır. Çalışmalarında 4.5 mm yüksekliğinde 3.1mm çapında paslanmaz çelikten iki adet dayanak ve üzerlerine yapılan üç üyeli köprüler kullanılmıştır. Köprüler alt çene 2.premolar ve 2.molar diş arasına yapılmıştır. Bu gruplar da, cam

seramik ile veneerlenen ve feldspar yapıda seramik ile veneerlenen zirkonyum alt yapılı üç üyeli köprü elde edilmiştir (n = 10). Her grubu da iki alt gruba ayıran (n = 5) araştırmacı veneerleme yöntemini ısı ile presleme ve tabakalama olarak yapmıştır. Kontrol grubundan biri hariç tüm örnekler çiğneme simülatöründe her bir grubun bir alt grubuna 50 N altında 100,000 siklus uygulamıştır. Sonuçlarında kırılma dirençleri şu şekilde bulmuştur: Dinamik yüklemeye girmeyen Ytria-stabilize zircon alt yapıların kırılma direnci 3480 N, dinamik yüklemeye giren Ytria-stabilize zircon alt yapıların kırılma direnci 3291 N, ısı ile preslenen cam seramiğin kırılma direnci 2251 N, tabakalama yöntemi ile yapılan cam seramiğin kırılma direnci 2237 N, ısı ile preslenen feldspatik yapıdaki seramiğin kırılma direnci 1611N, tabakalama yöntemi ile preslenen feldspatik yapıdaki seramiğin kırılma direnci 1973 N bulunmuştur. Bu çalışma sonuçları araştırmamız sonuçları ile kıyaslandığında dinamik yüklemeye için kullanılan siklus sayısı ve uygulanan kuvvetin az olduğu görülmektedir. Çalışmamızda solid zircon köprülerde bulunan $3220,14 \pm 449,6$ N değerini, Anders ve ark. çalışmasındaki alt yapısı zircon olan gruplarla benzer olduğu görülmektedir.

Solid translüsent Y-TZP, porselen ile veneerlenmiş translüsent Y-TZP ve ısı ile preslenmiş solid lityumdisilikat üç adet örnek grubunda (n=10), metal day üzerinde tek üye kuron olarak hazırlanan ve instron test cihazında kırılma dirençlerine bakılan çalışmada kırılma değerleri solid translüsent Y-TZP için 2795 N, veneerlenmiş translüsent Y-TZP için 2229 N ve solid lityum disilikatlı kuronlar için 1856 N bulunmuştur (Johansson ve ark. 2014). Çalışmamızda solid zircon köprülerin kırılma direnç değerinin ($3220,14 \pm 449,6$ N) bu çalışmadaki kırılma direnç değerinden daha yüksek bulunması solid zirkonun translüsent özellik kazandırılması sırasında yapılan işlemlerin kırılma dirençini düşürmesi ile açıklanabilir (Anmar 2014).

Y-TZP, lityumdisilikat ve feldspatik seramik bar örnekler üzerine yapılan bir çalışmada en yüksek kırılma direnci Y-TZP olarak bulunmuştur (Yu ve ark. 2013). Restorasyonların kırılma direnci, veneerlenmiş solid zirkonyum, monolitik lityum disilikat ve feldspatik porselenlerle kıyaslanmıştır. Monolitik zirkonyum restorasyonların direnci (2795 N) çalışmamızdaki monolitik zirkonyum köprülerin değerleri gibi ($3220,14 \pm 449,6$ N) diğer gruplardan yüksek bulunmuştur.

Ting ve ark. (2014) akril molar diş üzerine yaptıkları monolitik zirkon kuron, monolitik lityumdisilikat kuron, porselen tabakalı zirkon kuron ve metal seramik kurondan (n=10) oluşan 4 grubun instron da kırılma dirençlerini inceledikleri çalışmalarında kırılma dirençleri sırasıyla monolitik lityumdisilikat kuronlar için 1863.16 N , metal seramik kuronların için 2284.77 N, porselen tabakalı zirkon kuronların için 2308.0 N, monolitik zirkon kuronların için 4109.93 N bulunmuştur. Jee ve ark. (2013) yılında yaptıkları bir çalışmada lityum disilikat cam seramik olan E-max (IPS e.max CAD), zirkonyum dioksit alt yapı ve flourapatit porselenle tabakalanan ZV grubu(Rainbow IPS e.max Ceram) ve zirkonyum dioksit alt yapısı ve flourapatit cam seramikle ısı altında basınçla tabakalanan ZP grubu (ZirPress zirconia crown, Rainbow , IPS e.max ZirPress) olmak üzere her gruptan sekizer adet implant üstü kuron yapmışlardır. Örnekleri instron test cihazında kırmışlardır. Değerler ZP grubu için 5229.6 N, E-max grubu için 3852.1 N ve ZV grubu için 3100.3 N olarak bulunmuştur. Bu araştırmalarda kırılma dirençlerinin çalışmamızdan yüksek çıkmasının sebebi dinamik yükleme yapılmaması ve örneklerin tek kron olarak hazırlanması ile açıklanabilir.

Çalışmamızda kullanılan monolitik yapıdaki BruxZir solid zircon 2009 yılında Glidewell Europe (GmbH) firması tarafından piyasaya sürülmüştür ve bruksizimli hastalarda kullanılabilecek kadar dayanıklı, aynı zamanda estetik olduğunu iddia etmektedirler. Monolitik yapısı kimyasal ve hacimsel kararlılık biçimde olan ve faz geçişi sırasında meydana gelen sertleşme dönüşüm mekanizması sayesinde yapısında bulunan çatlakların ilerlemesinin durdurulduğu belirtilmektedir. Glidewell firması BruxZirin çok yüksek eğilme dayanımı (1000+ MPa), yeterli ve makyajlanabilinen estetik özelliklerinin olduğunu, minimal diş kesiminin yeterli olduğunu ileri sürmekte ayrıca solid zirkonun karşıt dişlerde aşınma derecesinin orta seviyede olduğunu, kron kenarı sınırlarının sorunsuz bir şekilde bitirildiğini de söylemektedirler. Kimyasal kompozisyonunda Y_2O_3 4.1 % mol, HfO_2 4.0 % mol , Al_2O_3 0.34 % mol , SiO_2 , Fe_2O_3 , Na_2O <0.01 % mol ve ana yapı ZrO_2 şeklindedir. BruxZir yarı sinterlenmiş bloklar halinde piyasada bulunmaktadır.

Diş aşınması uyku bruksizminin klinik muayene ile tespit edilebilen ikincil özelliğidir. Anterior dişlerin kesici kenarlarında ya da posterior dişlerin çiğneme yüzeyleri üzerinde oluşan diş aşınması uyku bruksizminin bir göstergesi olabilir. Bu nedenle bruksizimli hastada yapılan restorasyonların karşıt dişlere en az zarar verecek yapıda olması beklenmektedir (Menapace ve ark. 1998). Yapılan bir çalışmada BruxZir ve Ceramcoâ3 materyallerinden yapılmış blokların çiğneme simülatöründe (Version 3.1.29, Willytech; Munich, Almanya) 50 N altında 0,2 mm yatay hareketle, NaCl içinde ; 1.2 milyon siklusda yaşlandırma işlemi yapılmış, ve siklus sırasında karşıt yapı olarak 6 mm kompozit top kullanmıştır. Çalışma sonunda örneklerdeki ve kompozit top üzerindeki aşınma miktarı 3-D profilometer ile ölçülmüştür. Sonuç olarak BruxZir malzemesi ile yapılan örneklerde aşınma miktarı ortalama 1µm ve karşıt topun aşınma miktarı 72 µm , Ceramco 3 'da aşınma miktarı : 54 µm ve karşıt topun aşınma miktarı 110 µm şeklinde bulunmuştur (Geis-Gerstorfer 2010). Yüzey özelliklerinin dış etkenlere karşı stabil yapısı materyalin kırılma dayanımı ile bağdaştırılır. Solid zirkonların yüzey özellikleri küçük kristal yapısının homojen dağılımından dolayı kırılma dayanımlarında daha yüksektir. Polisaj yapılmış zirkon tam kuron, glaze yapılmış zirkon tam kuron, sinterleme işlemi yapılmış zirkon tam kuron (ZirLuna, ACF, Amberg, Almanya) ve kontrol grubu olarak metal destekli kuronlardan oluşan dört farklı gruptan toplam on iki örnek 120,000 siklуста 5k g yük uygulanarak 0,7 mm yatay hareket ile çiğneme simülatöründe yaşlandırma işlemi esnasında kırılmalarının izlendiği çalışmada mikro çatlamların en az olduğu grup olarak glaze işlemi yapılmış zirkon tam kronlarda, en yüksek değerin kontrol grubu olan metal destekli kuronlarda olduğunu belirtmişlerdir (Florian ve ark. 2012). Marijana ve ark. (2014) solid zirkon restorasyonların estetik nedenlerle makyaj işlemi yapılmasının solid zirkon yüzeyi üzerinde etkisini araştırdıkları çalışmada solid zirkon kuronlar (BruxZir, Glidewell Dental labs, Amerika) yapılan örneklerin (n=8) ilk gruba sadece glaze işlemi uygulanırken diğer gruba A3 (VITA Classical Shade Guide) ile gölgelendirme yapıldıktan sonra yüzey analizleri yapılmıştır. Yüzey analizleri sonucu istatistiksel anlamda fark bulunamamıştır.

Anmar (2014) yaptığı çalışmada translüsens tam zirkon kronların kırılma dayanımını ölçmek amacı ile BruxZir , KDZ Bruxer , Suntech , CAP FZ ve kontrol grubu olarak da lityum disilikat yapısındaki IPS e.max ve translüsens olmayan CAP QZ almış ve her bir gruptan sekiz adet kronu instronda 1mm/dk ile yüklemeye tabii tutmuştur. Buldukları değerler sırası ile: E.max 2366.9 N, BruxZir 2382.3 N, FZ 2456.4 N, KDZ 2232.9 N, QZ 2489.8 N, Suntech 2131.8 N şeklinde olmuştur ve örnekler arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Çalışmamızda implant üstü solid zirkon olarak kullandığımız BruxZir'in Anmar' ın (2014) yaptığı çalışmadan yüksek değerde bulma sebebimiz Anmarın translüesent yapıda zirkon kullanması ve anterior bölgeye uygulanan kron şeklinde tasarlanması nedeni ile olabilir.

Çalışmamızda, daha önceki çalışmalarda zirkonyum ve implant üst yapılarında kullanım başarısı ispatlanmış fosfat monomer içerikli, self etch adhesive sisteme sahip olan Panavia F resin siman kullanılmıştır. Panavia F' in tercih edilmesinin nedeni, özellikle zirkonyum oksit seramiklere ve metal alt yapıya olan uzun dönemli ve yüksek bağlantı başarısı nedeniyledir (Blatz ve ark. 2003). Çalışmamızda simantasyon işleminden önce metal destekli seramik ve solid zirkon köprüler 50 µm Al₂O₃ ile iç yüzeyleri kumlanmış ve silan uygulaması yapılmıştır. Mansour ve ark. (2002) döküm kuronların 5,5 mm yüksekliğinde ITI solid titanyum dayanaklar da tutuculuğa 6 farklı siman (Rezin siman, çinko polikarboksilat, rezinle güçlendirilmiş cam iyonomer, çinko fosfat, çinkooksit ojenol ve ojenolsüz geçici siman) kullanarak baktıkları çalışmalarında en yüksek bağlantı değerinin Panavia F 2.0 ait olduğunu bulmuşlardır. Friederich and Kern (2002) çalışmalarında Panavia F ve RelyX Unicem simanlarının zirkon altyapılı restorasyonlarda kullanımı ile en yüksek bağlantı kuvvetlerinin elde edildiğini açıklamışlardır. Bunun nedeni olarak fosforik-asit metakrilatları içeren bu simanların kimyasal bağlantı kurma kapasitesine sahip olmalarını göstermiştir (Guazatto ve ark. 2005). In-Ceram Alumina nın 5 farklı siman kullanılarak kırılma dayanıklılıklarının test edildiği Leevailoj ve ark' larına ait araştırmada, en yüksek kırılma dayanıklılığı değeri, 142 kgr ile bir rezin siman olan Panavia 2.0 de bulunmuştur (Leevailoj ve ark. 1998). Cerec 3 sisteminde, akrilil molar diş üzerine 1. grup monolitik lityumdisilikat (VP 2297, Ivoclar Vivadent), 2. grup lösit (ProCAD, Ivoclar Vivadent) ve 3. grup feldspatik (Mark II, Vita

Zahnfabrik, Almanya) yapıda kron yaparak iki farklı simantasyon malzemesi kullandıkları çalışmada çinkofosfat siman ile yapıştırılan kuronların kırma testi sonuçları 1, 2 ve 3 grup kuronlar için sırası ile 807 N, 915 N ve 985 N olarak bulunurken Panavia F adeziv simanla yapıştırılan kuronların kırma testi sonuçları 1, 2 ve 3 grup kuronlar için sırası ile 1456 N, 1684 N ve 1548 N olarak bulunmuştur (Andreas ve ark. 2006).

Çalışmamızda statik yükleme sonrasında örneklerde oluşan fraktürler stereo mikroskopta incelenmiştir, inceleme sonucunda implant üstü metal destekli köprüler de kırılma noktaları gövde üzerinde metal porselen bağlantı noktasında olmuştur (n=10) (Şekil 3.1-3). İmplant üstü solid zirkon köprülerin de ise kırılmalar konnektör noktasında gözlemlenmiştir (n=10) (Şekil 3.4-6).

Taşkonak ve ark. (2008) Cercon sistemi ile yapılan köprü restorasyonlarında oluşan kırıkların mikroskopik değerlendirmesinde, kırık merkezinin Cercon alt yapı materyali ile üst yapı porseleni arasında olduğunu gözlemlenmiş ve Cercon sistemi ile yapılan sabit protetik restorasyonlarda üst yapı porseleni ile alt yapıda kullanılan Y-TZP zirkonya arasındaki bağlantı direncinin düşük olduğunu ve bu durumun da kırık riskini arttırabileceğini belirtmiştir. Kelly ve ark. (1995), alümina alt yapı 3 üyeli köprü restorasyonlarının kırıklarını in vivo ve in vitro olarak değerlendirmişler ve elde ettikleri verileri Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi (SEA) ile elde edilen verilerle karşılaştırmışlardır. Örneklerin %75'inde kırık ara yüzden başlamıştır ve SEA ile elde edilen maksimum asal stresler gövde ara yüzlerinde lokalize olmuşlardır. Dittmer ve ark. (2009), posterior 4 üyeli zirkonyum destekli köprü restorasyonlarında okluzal kuvvetlerle oluşacak stresleri (SEA) ile değerlendirmişler ve in vitro metotla karşılaştırmışlardır. Modellerdeki maksimum asal stres lokalizasyonu ile deneysel metottaki kırık başlangıç yerlerinin aynı olduğunu bildirmişlerdir.

Sekiz adet posterior üç üyeli Y-TZP alt yapının İnstron test cihazında kırma işlemi sonrası kırılma bölgeleri ve SEM analizi yapılmıştır. Kırılma hattı konnektör bölgesine yakın bir yerde olmuştur (Kou ve ark. 2010). Yaptığımız çalışmada implant üstü üç üyeli solid zirkon köprülerin dinamik yükleme sonrası statik

yüklemede kırılma bölgeleri konnektör bölgelerinde olmuştur ki bu da çalışmalarla paralellik göstermektedir.

Jong-Wook ve ark. (2010) yaptıkları çalışmada metal destekli seramik üç üyeli köprülerinin kırılma direncini ölçüldüğü çalışmada instronda kırılma testi sonrası kırılma hatlarının gövdede metal porselen bağlantı bölgesinde olduğunu bildirmiştir.

Çalışmamızda da metal destekli seramik köprülerin kırılma hattı gövdede metal porselen bağlantı alanında bulunmuştur.

Zhiqiang ve arkadaşları 2012 yılındaki Finite element analizi ile yaptıkları çalışmada doğal diş destekli üç üyeli köprülerin simülasyonunda farklı materyaller kullanılarak oluşan stress bölgelerini incelemiştir. Yaptıkları analiz sonucunda lityum disilikat içerikli cam seramik ile metal destekli seramiklerde stress bölgeleri gövde bölgesinde porselen bağlantı yerinde olurken, solid zirkon da konnektör bölgesinde olduğunu bildirmiştir ki zirkon yapının en ince bölgesi konnektör bölgesi olarak kabul edilmektedir. Çalışmamızda da implant üstü solid zirkon köprülerin kırılma bölgesi konnektör alanında olurken, metal destekli seramik köprülerde metal-porselen arasında görüldü.

Çalışmamızda Sem analizinde solid zirkon köprünün kırık yüzeyinin 1000, 5000 ve 10.000 büyütmedeki analizlerinde kristal yapısının küçüklüğü, sık ve homojen yapısı dikkat çekmektedir.

Anmar (2014) translüsent zirkonlar ile yaptığı çalışmasında kırılma direncinin en yüksek olduğu BruxZirin gruplar arasında SEM incelemesinde kristal yapısı en küçük ve en homojen grup olduğunu belirtmiştir.

IPS e.max ve Lava zirkon olmak üzere iki gruptan onar adet molar tam kuron instron test cihazında kırıldıktan sonra SEM de incelenen bir çalışmada Lava zirkondan yapılan örneklerin ortalama kırılmaya karşı direnci 1150 ± 170 N ve IPS e.max yapılan kuronların kırılmaya karşı direnci 857 ± 66 N şeklinde bulunmuştur. SEM incelemesinde Lava zirkon yapısında kütleli kırılmalar olduğu görülmüştür (Raorao ve ark. 2013).

Jee ve ark. (2013) yılında yaptıkları bir çalışmada lityum disilikat cam seramik olan E-max (IPS e.max), zirkonyum dioksit alt yapı ve flourapatit porselenle tabakalanan ZV (IPS e.max Ceram) ve zirkonyum dioksit alt yapısı ve flourapatit cam seramikle ısı altında basınçla tabakalanan ZP(ZirPress zirconia crown) olmak üzere her gruptan sekizer adet implant üstü kuron yapmışlardır. Örnekler instron test cihazında kırılmışlardır. En yüksek değer ZP grubunda buldukları çalışmalarının SEM incelemesinde de en yüksek kırılma direncine sahip yapının daha homojen ve yoğun yapıda olduğu göstermişlerdir.

Øilo ve ark. (2009) yılında Y-TZP içerikli DC Zircon, Lava, EZ A5 ve kontrol grubu olarak lityum disilikat içerikli cam seramik olan IPS Empress 2 kullanıldığı bir çalışmada her grup için onar çubuk üç nokta kırma testinden sonra SEM analizi yapılmıştır. En yüksek kırılma direnci Y-TZP içerikli DC Zircon olurken en düşük değerde ise lityumdisilikat yapıdaki IPS Empress 2 olmuştur. Sem analizinde 1.000 ve 10.000 büyütmede aldıkları görüntülerin karşılaştırmalarında DC Zircon yapının kristal boyutunun en küçük yapıda ve en büyük kristal yapının IPS Empress 2' de olduğu belirten araştırmacı yoğun ağ ve küçük kristalize yapının DC Zirconun kırılma direncinin yüksek olma nedeni olarak açıklanmaktadır.

Çalışmamızda da solid zirkonun SEM incelemelerinde 1.000, 5.000 ve 10.000 büyütme görüntülerinde (Şekil 3.8-10) yoğun homojen ve küçük kristalize yapısı anlaşılmıştır. Çalışmamızda Solid zirkonun bu homojen ve küçük yapı taşlarından oluşması ile kırılma direncinin yüksek olmasında olumlu anlamda paralellik olduğu görüşü diğer çalışma bulgularıyla da desteklenmektedir (Øilo ve ark. 2009, Jee ve ark. 2013, Taşkonak ve ark. 2008, Raorao ve ark. 2013).

Sonuç olarak;

Bu çalışmanın sınırlamaları çerçevesinde elde edilen sonuçlar şu şekilde sıralanabilir;

- 1.** Bruksizmi yansıtmak amacı ile 2mm lateral hareketlerde, 50 N- 250 N arasında, 600.000 siklus dinamik yükleme sonrasında implant üstü 3 üyeli metal destekli seramik köprülerin kırılma kuvvetlerinin ortalaması $1708,7 \pm 105,5$ N, solid zirkon köprülerin kırılma kuvvetleri ortalaması ise $3220,14 \pm 449,6$ N olarak bulunmuş ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu anlaşılmıştır ($p<0.005$)
- 2.** Çiğneme simülatöründe 30 aylık süreyi yansıtan 600.000 siklustaki dinamik yükleme sonrasında metal destekli seramik köprüler ve solid zirkon köprülerde kırılma olmamıştır.
- 3.** Metal destekli seramik köprülerde kırılma metal seramik ara yüzeyinde oluşurken, solid zirkon köprülerde kırılma konnektör bölgesinde oluşmuştur.
- 4.** SEM incelemesi sonrası solid zirkonun küçük kristal yapısının homojenitesi, sık ağ yapısı gözlenmiştir. Solid zirkonun homojen yapısının kırılma direncinin yüksek olmasını sağladığı düşünülmektedir.
- 5.** SEM incelemesi sonrası metal destekli seramiklerin yapısında ne kadar hassas çalışılsa da poroz yapının olduğu gözlenmiştir.
- 6.** Solid zirkon restorasyonlar implant destekli sabit protez yapılacak bruksizimli vakalarda, metal-seramik köprülere alternatif olarak kullanılabilir.

5. KAYNAKLAR

AHLBERG J, SAVOLAINEN A, RANTALA M, LINDHOLM H, KONONEN M (2004) Reported bruxism and biopsychosocial symptoms: a longitudinal study. *Community Dent Oral Epidemiol*;32:307–11.

AKIN E (1999). Diş hekimliğinde porselen. 3. baskı, istanbul üniversitesi yayımları, istanbul.

AKKAYAN B, GÜLMEZ T (2002) Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent*, 87: 431-7.

AMEMORİ Y, YAMASHİTA S, Aİ M, SHİNODA H, SATO M, TAKAHASHİ J (2001) Influence of nocturnal bruxism on the stomatognathic system. Part 1: a new device for measuring mandibular Movements During Sleep. *J Oral Rehabil*;28:943-9.

ANDREAS B, HEİNZ L, WERNER HM (2006) Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dental Materials* ,22, 29–36.

ANDERS S, MARGARETA M, GO RS (2005) Gren fracture resistance of yttrium oxide partially stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dental Materials* 21, 476–482.

ANITUA E, TAPIA R, LUZURIAGA F, ORIVE G (2010) Influence of implant length, diameter, and geometry on stres distribution: a finite element analysis. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*, 30: 89-95.

ANMAR U J (2014) The mechanical properties of full-contour zirconia indiana university school of dentistry.

ANUSAVİCE KJ (2003). Phillip’s science of dental materials. 11th Ed, Saunders/Elsevier, St. Louis, p. 582-589.

- ANUSAVIĆE KJ (2012) Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater*, 28:102-111.
- ATT W, KOMINE F, GERDS T, STRUB JR (2009) Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*; 101(4):239-247.
- ATTANASIO R (1991) Nocturnal bruxism and its clinical management. *Dent Clin North Am*; 35: 245-52
- ATTANASIO R (1997) An overview of bruxism and its management. *Dent Clin North Am* ;41:229-41.
- ATSU SS , GELGÖR İE, SAHİN V (2006) Effects of silica coating and silane surface conditioning on the bond strength of metal and ceramic brackets to enamel. *Angle Orthodontist*, Vol 76, No 5.
- ATSU SS, KİLİCARSLAN MA, KUCUKESMEN HC, AKA PS (2006) Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent*, 95:430-6.
- AWLIYA W, ODEN A, YAMAN P (1998). Shear bond strength of a resin cement to densely sintered high-purity alumina with various surface conditions. *Acta Odontol Scand*. 56: 9-13.
- BAARGHĪ N, RUGH J, DRAGO C (1979) Experimentally induced occlusal disharmonies, nocturnal bruxism and mpd. *J Dent Res*;58:316.
- BABA K, CLARK GT, WATANABE T, OHYAMA T (2003) Bruxism force detection by a piezoelectric film-based recording device in sleeping humans. *J Orofac Pain* ,;17:58–64.
- BALIK A (2007) Farklı İmplant Abutment Bağlantılarının Oluşturduğu Stresin Fem Analiz Yöntemi İle İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Abd. Doktora Tezi. İstanbul.

- BARAN G, BOBERIĆ K, MCCOOL J (2001) Fatigue of the restorative materials, *Crit. Rev. Oral. Biol. Med.*, 12, 350-360
- BASIĆ V, MEHULIĆ K (2004) Bruxism: an unsolved problem in dental medicine. *Acta Stomat Croat*; 38:93-6.
- BESCHNİDT SM, STRUB JR (1999) Evaluation of the marginal accuracy of different all ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 1999; 26: 582-593.
- BLATZ M B, SADAN A, KERN M (2003) Resin cement bonding: a review of the literature. *J. Prosthet. Dent.*, 89, 268-74.
- BOTHE RT, BEATON LE, DAVENPORT HA (1940) Reaction of bone to multiple metallic implants. *Surg, Gynecology, And Obstetrics*;71:598-602.
- BOZKAYA D, MUFTU S, MUFTU A (2004) Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent*;92:523-30.
- BRÅNEMARK PI, HANSSON BO, ADELL R, BREİNE U, LİNDSTRÖM J, HALLÉN O, OHMAN A (1977) Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*;16:1-132.
- BRÅNEMARK R, BRÅNEMARK PI, RYDEVİK B, MYERS RR (2001) Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: a review. *J Rehabil Res Dev*;38:175-81.
- BERGMAN B, NİLSON H, ANDERSSON M. A (1999). Longitudinal clinical study of procera ceramic-veneered titanium copings. *Int J Prosthodont*, 12(2):135-9.
- BESCHNİDT SM, STRUB JR (1999) Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulations in the artificial mouth. *J. Oral Rehabil.*, 26, 582-593.

- CARRIER DD, KELLY JR (1995) In-ceram failure behavior and core-veneer interface quality as influenced by residual infiltration glass. *J. Prosthodont.*, 4: 237-242.
- CARLSON B, CARLSSON GE (1994) Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants*;9:90-4.
- CENAN K (2005) Sabit Restorasyonlarda Stres Dağılımının İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Abd Doktora Tezi. İstanbul.
- CENGİZ T, MISIRLIGİL A, AYDIN M (2004) tıp ve diş hekimliğinde genel ve özel mikrobiyoloji. Ankara, Güneş Kitabevi, s: 27-32.
- CERCON SMART CEREMİCS- SYSTEM. KULLANMA KILAVUZU (2006) . Degudent GmbH, Hanau, Almanya.
- CHEN HY, HİCKEL R, SETCOS J, KUNZELMANN K H (1999) Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of cad-cam and pressed-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 82: 468-75.
- CHENG CW, CHİEN CH, CHEN CJ, PAPASPYRIDAKOS P (2013) Complete-mouth implant rehabilitation with modified monolithic zirconia implant-supported fixed dental prostheses and an immediate loading protocol: a clinical report. *J Prosthet Dent* 109: 347-52.
- CHİTMONGKOLSUK S, HEYDECKE G, STAPPERT C, STRUB JR (2002) Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.*10, 15-22.
- CHRİSTEL P, MEUNIER A, HELLER M, TORRE J, PEİLLE C (1989) Mechanical properties and short-term in vivo Evaluation Of Yttrium-Oxidepartially- Stabilized Zirconia. *J Biomed Mater Res.*;23:45–61.

CHRCANOVIC BR , ALBREKTSSON T, WENNERBERG A (2014) Review reasons for failures of oral implants. Journal Of Oral Rehabilitation 41; 443--476.

CLARKE NG, TOWNSEND GC, CAREY SE (1984) Bruxing patterns in man during sleep. Journal Of Oral Rehabilitation, 11, 123.

Columbia Encyclopedia, Sixth Edition 2003 E-Library

CONRAD HJ, WOOK-JİN SEONG WJ, PESUN IJ (2007) Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. J Prosthet Dent 98: 389-404.

COSME DJ, BALDISSEROTTO SM, CANABARRO SA, SHINKAI RS (2005) Bruxism and voluntary maximal bite force in young dentate adults. Int J Prosthodont;18:328–332.

COŞKUN A (2002) Farklı Metal Desteksiz Porselen Sistemlerinin Kenar Uyumu Ve Mikrosızıntıya Etkisi İle Eğilme Dayanıklılıklarının İncelenmesi. Sivas, Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi.

CRAIG RG (1993) Restorative dental materials. Ninth Ed. Mosby Year Book Inc. St. Louis,chapter5.

CRAIG RG, POWERS JM, WATAHA JC (2004) Dental materials: properties and manipulation. St Louis Mosby;8:578-80.

CRISPİN BJ (1992) Computerized design and manufacturing of esthetic dental restorations. Dent Clin North Am, 36(3):797-807.

DANIELE M, MARCO BB, VINCENZO BS, FRANK L (2011) Bruxism: overview of current knowledge and suggestions for dental implants planning. The Journal Of Craniomandibular Practice. 1;29:4.

- DANIELE M, CARLO EP, FRANK L(2014) Is bruxism a risk factor for dental implants? a systematic review of the literature. *Clinical Implant Dentistry And Related Research*, 16: 3.
- DAVIS DM, RIMROTT R, ZARB GA (1988) Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: part 2. the effect of adding acrylic resin or porcelain to form the occlusal superstructure. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 3:275-80.
- DELAAT A, MACALUSO GM.(2002) Sleep bruxism as a motor disorder. *Movement Disorders*; 17:67-9.
- DE LEEUW R, EDITOR (2008) Orofacial pain: guidelines for assessment, diagnosis and management. 4th Ed. Illinois (IL): American Academy Of Orofacial Pain; Quintessence Publishing Co., Inc.p: 45-58.
- DELLA BONA A, ANUSAVICE KJ, MECHOLSKY JJ (2003) Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater.*;19:693-9.
- DELONG R, DOUGLAS W H (1983) Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control, *J. Dent. Res.*, 1, 32-36.
- DEJAK B, MLOTKOWSKI A, ROMANOWICZ M (2005) Finite element analysis of mechanism of cervical lesion formation in simulated molars during mastication and parafunction. *J Prosthet Dent*;94:520-9.
- DEWJI H, DRUMMOND J, FADAVI S, PUNWANI I (1998) Bond strength of Bis- GMA and glassionomer pit and fissure sealent using cyclic fatigue. *Eur J Oral Sci* 1998; 106: 594-599.
- DILEK PINAR ŞENYILMAZ (2005) Dual Akıllı Çiğneme Simülatörü İle Yapılan Dinamik Yorulmanın Tam Seramik Ve Metal Destekli Seramik Kronların Kırılma Dayanıklılığına Etkisi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Programı Doktora Tezi Ankara.

- DİTTMER MP, KOHORST P, BORCHERS L, SCHOLZ MS (2009). Finite element analysis of a four-unit all-ceramic fixed partial denture. *Acta Biomaterialia*, 5:1349-1355.
- DUYCK J, NAERT IE, VAN OH, VAN DSJ, DE CM, LIEVENS S, PUERS B (1997) Biomechanics of oral implants: a review of the literature. *Technol Health Care*;5:253-73.
- DÜNDAR M, ÖZCAN M, GÖKÇE B, ÇÖMLEKOĞLU E, LEİTE F, VALANDRO LF (2006) Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dent Mater*, 23(5):630-6.
- EDUARDO T, CARLO E, MAJD AM ,CGERALD NG, ROSS HT , AND LUCA C (2004) A Comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained and cement-retained implant-supported metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*;91:532-7.
- ERNST CP, COHNEN U, STENDER E, WİLLERSHAUSEN B (2005) In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent*, 93: 551-8.
- EVİRİM GÖRE (2010) Bruksizmi Olan Hastalarda İmplant Üstü Sabit Protezler İçin Farklı Oklüzyon Tiplerinin İmplant Başarısına Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi İle Değerlendirilmesi İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı/ Çene-Yüz Protezleri Bilim Dalı Doktora Tezi İstanbul.
- FAULKNER KDB (1990) Bruxism: a review of the literature. part 1. *Aust Dent J*;35:266-76.
- FERRANDO JM, GRASER GN, TALLENTS RH, JARVIS RH (1983) Tensile strength and microleakage of porcelain repair materials. *J. Prosthet. Dent.*, 50:5.44-50.
- FERRARIO VF, SFORZA C, SERRAO G, DELLAVIA C, TARTAGLIA GM (2004) Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil* 2004; 31: 18-22.
- FISCHER J (1999) Esthetics and prosthetics, an interdisciplinary consideration of the state of the art. *Quintessence Publishing Co Inc*;1:207.

- FISCHER J, ZBAREN C, STAWARCZYK B, HAMMERLE CHF (2009). The effect of thermal cycling on metal-ceramic bond strength. *J Dent*, 37:549-553.
- FLEMING GJP, EL-LAKWAH SFA, HARRIS J J, MARQUIS PM (2004) Influence of interfacial surface roughness on bilayered ceramic specimen performance. *Dent.Mater.*, 20: 142-149.
- FLORIAN B, MICHAEL S , JAN FG, DANIEL E , MICHAEL N (2012) In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental Material*, 28 449–456.
- FRIEDERICH R, KERN M.(2002) Resin bond strength to densely sintered alumina ceramic. *Int J Prosthodont*;15:333-8.
- GAHLERT M, BURTSCHER D, GRUNERT I, KNIHA H (2012) Steinhauser. failure analysis of fractured dental zirconia implants; *clin. Oral Impl. Res.* 23, / 287–293.
- GEIS-GERSTORFER (2010) Wear behavior of BruxZir. *Expertise.* 15.1.
- GEMINIANI A, LEE H, FENG C, ERCOLI C (2010) The influence of incisal vennering porcelain thickness of two metal ceramic crown systems on failure resistance after cyclic loading. *J Prosthet Dent*, 103:275-282.
- GENG JP, TAN KB, LIU GR.(2001) Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*; 85:585-98.
- GHAZAL M, HEDDERICH J, KERN M (2008) Wear of feldspathic ceramic, nano-filled composite resin and acrylic resin artificial teeth when opposed to different antagonists. *Eur J Oral Sci*; 116: 585–592.
- GHAZAL M, KERN M (2009) Wear of human enamel and nano-filled composite resin denture teeth under different loading forces. *Journal Of Oral Rehabilitation* 36; 58–64.

- GILLINGS BRD, GRAHAM CH (1973) Jaw movements in young adult men during chewing. *J. Prosthet. Dent.*, 29, 616.
- GIORDANO R (2006) Materials for chairside cad/cam-produced restorations. *J Am Dent Assoc*, 137:14-21.
- GIVAN DA (2007) Precious metals in dentistry. *Dent Clin N Am*, 51:591-601.
- GRIGGS JA, THOMPSON JY, ANUSAVICE KJ (1995) Effect of flaw size and auto-glaze treatment on porcelain strength. *J Dent Rest*, 74:214-218.
- GUAZZATO M, ALBARCY M, SWAIN MV, IRONSIDE J (2002) Mechanical properties of in-ceram alumina and in-ceram zirconia. *Int J Prosthodont*, 15: 339-346.
- GUAZZATO M, PROOS K, QUACH L, SWAIN MV (2004) Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (y-tzp) dental ceramics. *Biomaterials.*;25:5045-52.
- GUESS PC, KULIS A, WITKOWSKI S, WOLKEWITZ M, ZHANG Y, STRUB JR (2008). shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater*, 24:1556-1567.
- GUESS PC, SCHULTHEIS S, BONFANTE EA, COELHO PG, FERENCZ JL, SILVA NRFA (2011) All ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin N Am*, 55:333-352.
- HAGER B, ODEON A, ANDERSSON B, ANDERSSON L (2001) Procera allceram laminates: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 85(3):231-2.
- HASELTON DR, DIAZ AA, HILLIS SL (2000) Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 83: 396-401.

- HECKER DM, ECKERT SE, CHOI YG (2006) Cyclic loading of implant-supported prostheses: comparison of gaps at the prosthetic-abutment interface when cycled abutments are replaced with as-manufactured abutments. *J Prosthet Dent*;95:26-32.
- HEINZ LT, FRANK F, OLIVIER L, MADELEINE S, LUDWIG JG, CHRISTOPH HF (2005) Hammerle strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges . *Dental Materials* 21, 930–937.
- HEINTZEA SD, CAVALLERÌ A, ZELLWEGERA G, BUCHLERB A, ZAPPINIA G (2008) Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols. *Dental Materials*:24:1352–1361.
- HEINTZE SD , ALBRECHT T, CAVALLERÌ A, STEINER M (2011) A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dental Materials*, 27:10-19.
- HEGENBARTH EA (2007) Estetik ve zirkonyumdioksit çelişki mi? *Quint Türkçe*, 1: 53-66.
- HERTLEIN G, KRAEMER M, SPRENGART T (2003) Milling time vs. marginal fit of cad/cam-manufactured zirconia restorations. *J Dent Res*, 82: 194-98.
- HEYDECKE G, ZHANG F, RAZOOG ME (2001) In-Vitro color stability of double layer veneers after accelerated aging. *J. Prosthet. Dent.*, 85, 551-7.
- HEYMANN HO, BAYNE SO, STURDEVANT JR, WILDER AD, ROBERSON TM (1996) The clinical performance of cad-cam-generated ceramic inlays. *Jada*, 127: 1171-81.
- ISAACSON G, ISAACSON D (1981) Cerometal fixed partial dentures. Quintessence Publishing Co, Inc., Berlin. chapter 3.

IVOCLAR SCIENTIFIC DOCUMENT (2010) Ips-Empress 2, Research And Development. Ivoclar Vivadent Scientific Service, Liechtenstein .

JACOBS R, VAN STEENBERGHE D (1993) Comparison between implant-supported prostheses and teeth regarding passive threshold level. *Int J Oral Maxillofac Implants*;8:549-54.

JEE HK, SU JL, JUN SP, JAE JR (2013) Fracture load of monolithic cad/cam lithium disilicate ceramic crowns and veneered zirconia crowns as a posterior implant restoration. *Implant Dentistry* , 22;1.

JEMT T (1996) in vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants*;11:151-8.

JONG WY, SUNG HK, JAI BL, JUNG SH, JAE HY (2010) A Study on the fracture strength of collarless metal-ceramic fixed partial dentures. *J Adv Prosthodont*;2:134-41.

JOHANSSON C, KMET G, RIVERA J, LARSSON C, VULT VON SP (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 Odontol Scand*.72(2):145-53.

JOSEPHINE FE , ALEX M , ARTHUR EC, DAN N , KENNETH JA (2014) Fracture analysis of randomized implant-supported fixed dental prostheses. *Journal of Dentistry* ,42; 1335 – 1342.

JUODZBALYS G, KUBILIUS R, EIDUKYNAS V, RAUSTIA AM (2005) stress distribution in bone: single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. *Implant Dent*;14:166-75.

JÜRGEN GG (2010) Wear behavior of bruxzirâ glidewell laboratories, Newport Beach, Ca (Usa).

KARAKOCA S, YILMAZ H (2006) Zirkonyum ve sabit protezlerde kullanımı. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.;36-44.

KAVAKLI Y (2006) Polisomnografi İle Teshis Edilen Uyku Bruksizmi Hastaların Tedavisinde İki Farklı Apareyin Etkinliğinin Değerlendirilmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protez Programı. Doktora Tezi. Ankara.

KERN M, DOUGLAS WH, FECHTİG T, STRUB JR, DELONG R (1993) Fracture strength of all-porcelain, resin bonded bridges after testing in an artificial oral environment. J. Dent., 21, 117-121.

KELLY JR (1995) Perspectives on strength. Dent. Mater.,11:103-110.

KELLY JR, TESK JA, Sorensen JA (1995) Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: Analysis and modelling. J Dent Res, 74:1253-1258.

KELLY JR (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. Dent Clin N Am, 48:513-530.

KELLY JR, DENRY I (2008) Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. Dent Mater.;24(3):289-98.

KERN M, DOUGLAS WH, FECHTİG T, STRUB JR, DELONG R (1993) Fracture strength of all-porcelain, resin bonded bridges after testing in an artificial oral environment. J. Dent., 21, 117-121.

KİNSEL RP, LİN D (2009) Retrospective analysis of porcelain failures of metal ceramic crowns and fixed partial dentures supported by 729 implants in 152 patients: patientspecific and implant-specific predictors of ceramic failure. J Prosthet Dent, 101:388-394.

- KHERADMANDAN S, KOUTAYAS SO, BERNHARD M, STRUB JR (2001) Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermomechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. *J. Oral Rehabil.*, 28, 361-369.
- KOUTAYAS SO, KERN M, FERRARESSO F, STRUB JR (2000) Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all ceramic resin bonded fixed partial dentures: An invitro study in a dual axis chewing simulator. *J Prosthet Dent*, 83: 540-547
- KOÇAK A (2006) Cercon Zirkonya Sistemi ile Yapılan Posterior Sabit Protezlerin Uzun Dönem Klinik Başarılarının incelenmesi. M.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul.
- KOMİNE F, TOMIĆ M, GERDS T, STRUB JR (2004) Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminium oxide ceramic posterior crowns. *J. Prosthet. Dent.*, 92, 359-364.
- KOHORST P, DİTTMER MP, BORCHERS L, STİESCH M (2008) Influence of cyclic fatigue in water on the load bearing capacity of dental bridges made of zirconia. *Acta Biomaterialia*,4(5):1440-7.
- KOU W, SJOGREEN S (2010) Fracture behaviour of zirconia FPDs substructures. *Journal of Oral Rehabilitation*,37; 292–299.
- KREULEN CM, MOSCOVISH H, DANSEN KA, CREUGERS NHJ (2000) Time and motion study on class II copy-milled ceramic inlays. *J Dent*, 28: 429-36.
- KURARAY DENTAL PANAVIA F (2013) Çift Donma Mekanizmalı Dental Adeziv Sistem: Kullanım İçin Talimatlar.
- LARS S, STEFAN W, KLAUS L, MATTHIAS K (2008) Implant–abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin. Oral Impl. Res.* 19, / 1276–1284.

- LAUTENSCHLAGER EP, MONAGHAN P (1993) Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J*;43:245-53.
- LAVIGNE GJ, ROMPRÉ PH, MONTPLAISIR JY (1996) Sleep bruxism: validity of clinical research diagnostic criteria in a controlled polysomnographic study. *J Dent Res*; 75:546-52.
- LAVIGNE GJ, KHOURY S, ABE S, YAMAGUCHI T, RAPHAEL K (2008) Bruxism physiology and pathology: an overview for clinicians. *J Oral Rehabil*; 35:476-94.
- LAWN BR, DENG Y, THOMPSON VP (2001) Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *J Prosthet Dent*, 86: 495-510.
- LAWN BR, DENG Y, LLOYD IK, JANAL MN, REKOW ED, THOMPSON VP (2002) Materials design of ceramic based layer structures for crowns. *J Dent Res*, 81; 433-438.
- LEEVAILOJ C, PLATT JA, COCHRAN M, MOORE BK (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. *J. Prosthet. Dent.*, 80, 699-707.
- LEKHOLM U VS, HERRMANN I, BOLENDER C, FOLMAN T, GUNNE J, HENRY P, HIGUCHI K, LANEY WR, LINDÉN U (1994) Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implant*; 9:627-35.
- LİBBY G, ARCURI MR, LAVELLE WE, HEBL L (1997) Longevity of fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*, 78:127-131.
- LOBBEZOO F, NAEIJE M (2001) Bruxism is mainly regulated centrally, not peripherally. *J Oral Rehabil*;28:1085-91.
- LOBBEZOO F, BROUWERS JEIG, CUNE MS, NAEIJE M (2006) Dental implants in patients with bruxing habits. *J Oral Rehabil*;33(2):152-9.

- LOBBEZOO F, VAN DER ZAAG J, NAEÏJE M (2006) Bruxism: its multiple causes and its effects on dental implants. *Journal of Oral Rehabilitation* 33: 293–300.
- LUNDGREN D, LAURELL L (1994) Biomechanical aspects of fixed bridgework supported by natural teeth and endosseous implants. *Periodontol* 2000,4:23–40.
- MAGNE P, BELSER UC (2002) Rationalization of shape and related stress distribution in posterior teeth: a finite element study using nonlinear contact analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 22(5):425-33.
- MÄNTYVAARA J, SJÖHOLM T, KIRJAVAINEN T, WALTIMO A, IIVONEN M, KEMPPAINEN P, PERTOVAARA A (1999) Altered control of submaximal bite force during bruxism in humans. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*;79:325-30.
- MANSOUR A. CARLO E. GERALD G. ROSS T. MARK M (2002) Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements. *Clin. Oral Impl. Res.*13,343–348.
- MARIJANA M.R, LIDIJA C, SANJA S, DANKO C. (2014) Indentation size effect of Y-TZP dental ceramics. *Dental Materials*.30.371–376.
- MAY KB, RUSSELL MM, RAZZOOG ME, LANG BR (1998) Precision of fit procera allceram crown. *J Prosthet Dent*, 80: 394-404.
- MCLEAN JW (1979) *The science and art of dental ceramics, Volume 1, The Nature Of Dental Ceramics And Their Clinical Use*. Illionis. Quintessence Publishing Co Inc.;34-49.
- MCLEAN JW, ODONT D (2001) Evolution of dental ceramics in twentieth century. *J Prosthet Dent*, 85:61-66.
- MCLAREN EA, GIORDANO RA (2005) zirconia-based ceramics: material properties, esthetics, and layering techniques of a new veneering porcelain, *vm9. qdt.*;99-111.

- MCNEILL C (1997) Science and practice of occlusion. Illinois: Quintessence Publ,Capter 2.
- MEHL A, HICKEL R (1999) Current state of development and perspectives of machine based production methods for dental restorations. Int J Comput Dent 2:9-35.
- MENICUCCI G, MOSSOLOV A, MOZZATI M, LORENZETTI M, PRETI G (2002) Toothimplant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. Clin Oral Implants Res;13:334-41.
- MERICSKÉ SR, VENETZ E, FAHRLÄNDER F, BÜRGİN W (2000) In vivo force measurements on maxillary implants supporting a fixed prosthesis or an overdenture: a pilot study. J Prosthet Dent;84:535-47.
- MÍ-JÍN K, SUN HO, JÍ HK, SUNG WJ, DEOG GS, SANG HJ, JÍN SA, JAE JR (2012) Wear evaluation of the human enamel opposing different y-tzp dental ceramics and other porcelains. Journal of Dentistry;40 9 7 9 – 9 8 8.
- MÍSCH CE (2002) The effect of bruxism on treatment planning for dental implants. dent today;21:76-81.
- MÍSCH CE (2005) Dental implant prosthetics. 1st Ed. St Louis: Elsevier Mosby,capter 6.
- MOHL ND, ZARB GA, CARLSSON GE, RUGH JD (1988) A textbook of occlusion. Chicago: Quintessence Publishing,p:17-25.
- MOLÍN MK, KARLSSON SL (2008) Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based denzir 3- unit fpds. Int J Prosthodont.;21(3):223-7.
- MORENA R, BEAUDRAU GM, LOCKWOOD PE, EVANS AL, FAIRHURST CW (1986) Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. J. Dent.Res., 65, 993.

- MÖRMANN WH, BİNDL A (2002) All ceramic, chair-side computer aided design/computer aided machining restorations. *Dent Clin N Am*, 46: 405-426.
- NAEİJE M ,LOBBEZOO F, VAN DER ZAAG J (2006) Bruxism: its multiple causes and its effects on dental implants – an updated review. *J Oral Rehabil*;33:293–300.
- NAYLOR WP (1992) Introduction to metal ceramic technology. Quintessence Publishing Co, Inc., Illinois, P:24-28.
- NEL JC, BESTER SP, SNYMAN WD (1995) Bruxism threshold: an explanation for successful treatment of the multifactorial aetiology of bruxism. *Aust Prosthodont J*;9:33-7.
- NİKLAUS PL, BJARNİ EP, KEN T, URS B, MATTHİAS E, MARCEL Z (2004) A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years II. Combined tooth–implant-supported FPDs. *Clin. Oral Impl. Res.* 15, 643–653.
- NİSHİGAWA K, BANDO E, NAKANO M (2001) Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *J Oral Rehabil*; 28: 485-91.
- NİSHİMURA I, HUANG Y, BUTZ F, OGAWA T, LİN A, WANG CJ(2007) discrete deposition of hydroxyapatite nanoparticles on a titanium implant with predisposing substrate microtopography accelerated osseointegration. *Nanotechnology*;18:5101-9.
- NOTHDURFT FP, POSPIECH PR (2006) Clinical evaluation of pulpless teeth restored with conventionally cemented zirconia posts: a pilot study. *J Prosthet Dent*, 95: 311-4.
- O'BRIEN WJ (2008) Dental materials and their selection. 4th Ed, Quintessence Publishing Co. Inc., Istanbul, chapter 15, pg: 212-229.

- O'CONNOR RP, MACKERT JR, MYERS ML (1996) Castability, opaque masking, and porcelain bonding of 17 porcelain-fused-to-metal alloys. *J Prosthet Dent*, 75:367-374.
- ODMAN P, ANDERSSON B (2001) Procera allceram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthodont*. 14: 504-509.
- OTTO T, DE NISCO S (2002) Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of cerec cad-cam inlays and onlays. *Int J Prosthodont*, 15: 122 -28.
- ÖRTORP A, JÖNSSON D, MOUHSEN A, VON STEYREN PV (2011) The fit of cobalt chromium three unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: A comparative in vitro study. *Dent Mater* 27: 356-363.
- ÖZCAN M (2003) Fracture reasons in ceramic-fused-to metal restorations. *J Oral Rehabil*, 30:265-269.
- PALLIS K, GRIGGS JA, WOODY RD, GUILLEN G, MILLER AW (2004) Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J. Prosthet. Dent.*, 91, 561-9.
- PAN YH, RAMP LC, LIN CK, LIN PR (2006) Comparison of 7 luting protocols and their effect on the retention and marginal leakage of a cement-retained dental implant restoration. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 21, 587-592.
- POWERS MJ, SAKAGUCHI RL (2012) *Craig's Restorative Dental Materials*. 13th Edition. CV Mosby, St. Louis; 267-269, 211-238.
- PASK JA, TOMSIA AP (1988) Oxidation and ceramic coatings on ni-cr alloys. *J Prosthet Dent*, 67:1164-1171.
- PEREL ML (1994) Parafunctional habits, nightguards, and root form implants. *Implant Dent*; 3:261-3.

- PERNG RL (2005) Panorama of dental cad/cam restorative systems. *Compendium*, 26: 507-11.
- PÍCONNÌ C, MACCAURO G (1999) Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomater.*;20:1-25.
- PJETURSSON BE, BRAGGER U, LANG NP, ZWAHLEN M (2007) Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res*;18(suppl 3): 97-113.
- PROUSSAEFS P,CAMPAGNIW, BERNAL G, GOODACRE C,KIM J (2004) The effectiveness of auxiliary features on a tooth preparation with inadequate resistance form. *J Prosthet dent*,91,33-41.
- ØILO M, TVINNEREIM HM, GJERDET NR (2009) Qualitative and quantitative fracture analyses of high-strength ceramics. *Eur J Oral Sci*, 117: 187–193.
- RAIGRODSKÍ AJ (2004) Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am.*;48:531-44.
- RANGERT B, KROGH PH, LANGER B, VAN ROEKEL N (1995) Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* ;10:326-34.
- RAORAO W, CHENGLIN L, DWAYNE A, DONGSHENG Z (2013) Plastic damage induced fracture behaviors of dental ceramic layer structures subjected to monotonic load. *Journal of Prosthodontics*,22 456–464.
- RATNER BD (2004) *Biomaterials science: an introduction to materials in medicine*. San Diego Ca: Academic Press,capter 3.
- REDING GR, RUBRIGHT WC, ZIMMERMAN SO (1966) Incidence of bruxism. *J Dent Res*;45:1198-204.

- REITEMEIER B, HANSEL K, KASTNER C, WALTER MH (2006) Metal-ceramic failure in noble metal crowns: 7-year results of a prospective clinical trial in private practices. *Int J Prosthodont*, 19:397-399.
- ROBERTS HW, BERZĪNS DW, MOORE BK, CHARLTON DG (2009) Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. *J Prosthodont*, 18:188-194.
- ROSENBLUM MA, SCHULMAN A (1997) A review of all ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 128: 297-307.
- SAHIN S, ÇEHRELI MC, YALÇIN E (2002) The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. *J Dent*;30:271-82.
- SAILER I, LÜTHY H, FEHER A, SCHUMACHER M, SCHARER P, HAMMERLE CHF (2003) 3 year clinical results of zirconia posterior fixed partial dentures made by direct ceramic matching (dcm). *J Dent Res*, 82: Special Issue B-21.
- SAILER I, GOTTFNERB J, KANELB S, HAMMERLE CH (2009) Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed Dental prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Prosthodont*, 22:553-60.
- SAITO A, KOMINE F, BLATZ MB, MATSUMURA H (2010) A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosthet Dent*, 104:247-257.
- SCHMALZ G, FEDERIN M, REICH E (1995) Effect of dimension of luting space and luting composite on marginal adaptation of a class II ceramic inlay. *J Prosthet Dent* 73: 392-9.
- SCHREINER RF, CHAPPELL RP, GLAROS AG, EICK JD (1998) Microtensile testing of dentin adhesives. *Dent Mater*, 14: 194-201.

- SCHROEDER A, SUTTER F, BUSER D, KREKELER G (1996) Oral implantology: basics, itti hollow cylinder system. stuttgart: thieme medical pub.
- SCURRIA MS, BADER JD, SHUGARSDA (1998) Meta-analysis of fixed partial denture survival: Prostheses and abutments. J Prosthet Dent, 79:459-64.
- SD MECHATRONIK (2014) Chewing simulator CS 4.2.[<http://sdm-gmbh.de/en/products/chewing-simulator-cs-42-economy-line.html>], Erişim tarihi: 10.4.2014.
- SEVÜK Ç, GÜR H, AKKAYAN B (2002) Copy-milled all-ceramic restorations: case reports. Quintessence Int, 33: 353-57.
- SHWETA P, EWA CP, MATHEW TK (2014) Complete mouth reconstruction with implant-supported fixed partial dental prostheses fabricated with zirconia frameworks: A 4-year clinical follow-up. J Prosthet Dent,112:397-401.
- SILVER M, KLEIN G, HOWARD MC (1960) An evaluation and comparison of porcelains fused to cast metals. J Prosthet Dent, 10:1055-1064.
- SJOGREN G, MOLIN M, VAN KIJKEN JW (2004) A 10-year prospective evaluation of cad/cam-manufactured (cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. Int J Prosthodont, 17: 241-246.
- SPIEKERMANN H (1995) Color atlas of dental medicine implantology. Stuttgart: Thieme Medical Pub,p:22.
- SORENSEN JA, KNODE H, TORRES TJ (1992) In- ceram all-ceramic bridge technology. Quintessence Dent Technol, 15: 41-6.

- STEFAN S, JOERG RST, THOMAS AG, PETRA CG (2013) Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium–disilicate versus metal–ceramic fixed dental prostheses: Comparison of fracture loads and failure modes after fatigue. *Clin Oral Invest* ,17:1407–1413.
- STEINER M, MITSIAS ME, LUDWIG K, KERN M (2009) In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dental Materials*.:2 5;494–499.
- STEYERN PVV, CARLSON P, NILNER K (2005) All-ceramic fixed partial dentures designed according to the dc-zirkon technique. a 2-year clinical study. *Journal of Oral Rehabilitation*., 32 (3) :180–187.
- STRUB J, BESCHNIDT SM (1998) Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *Int. J. Prosthodont.*, 11, 602-609.
- STRUB J, PONTIUS O, KOUTAYAS S (2001) Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems after exposure in an artificial mouth. *J. Oral Rehabil.*, 28, 120-124.
- SUBBARAO EC (1981) Zirconia - an overview advances in ceramics. *Indian Academy Of Sciences*.;1:1-24.
- SUNDH A, SJÖGREN GA (2004) Comparison of fracture strength of yttriumoxide- partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics.*J. Oral Rehabil.*, 31, 682-688.
- SUNDH A, MOLIN M, SJÖGREN G (2005) Fracture resistance of yttrium-oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent. Mater.*, 21, 476-482.
- SUNDH A, SJÖGREN G (2006) Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with phase stabilizers and quality of sintering. *dent mater.*;22:778-84.

- TAKEUCHI K, SARUWATARI L, NAKAMURA HK, YANG JM, OGAWA T (2005) Enhanced intrinsic biomechanical properties of osteoblastic mineralized tissue on roughened titanium surface. *J Biomed Mater Res A*;72:296-305.
- TAN PL, DUNNE JT (2004) An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: a clinical report. *J Prosthet Dent*. ;91(3):215-8.
- TASKONAK B, YAN J, MECHOLSKY JJ JR, SERTGÖZ A, KOÇAK A (2008) Fractographic analyses of zirconia-based fixed partial dentures. *Dent Mater*, 24: 1077-82.
- THEUNISSEN G, BOUMA JS, WINNUBST AJA, BURGGRAAF AJ (1992) Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics. *J Mater Sci*.;27:4429-38.
- THORPY MJ (1990) Parasomnias. in: thorpy mj ed. *International classification of sleep disorders: diagnostic and coding manual*. Rochester, Mn: Allen Press, :142-185.
- TING S, SHANYU Z, RENFA L, RUOYU L, SHUYUAN M, ZHIYING Z, SHAO L (2014) Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*,35:93-101.
- TINSCHERT J, NATT G, MAUTSCH W, AUGTHUN M, SPIEKERMANN H (2001). Fracture resistance of lithium disilicate, alumina and zirconia based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont*,14: 231-238.
- TINSCHERT J, NATT G, HASSENPLUG S, SPIEKERMANN H (2006) Status of current cad/cam technology in dental medicine. *Int J Comp Dent*, 7: 25-45.
- TINSCHERT J, SCHULZE KA, NATT G, LATZKE P, HEUSSEN N, SPIEKERMANN H (2008) Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int J Prosthodont*, 21:217-222.

- TOSUN T (2008) Zirkonyum nedir? zirkonyum oksit seramikleri ve diğhekimliğinde kullanım alanları, 1- kuron ve köprü protezlerinde zirkonyum. Dicle Diğhekimliği Dergisi, 8(2): 94-102.
- TRENOUETH MJ (1979) The relationship between bruxism and temporomandibular joint dysfunction as shown by computer analysis of nocturnal tooth contact patterns. J Oral Rehabil;6:81-7.
- TUNALI B (1996) Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantolojiye giriş. Birinci Baskı. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Diğ Hekimliği Fakültesi Yayınları,S;27-33.
- VALANDRO LF, DELLA BONA A, BOTTINO MA, NEISSER MP (2005) The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. J Prosthet Dent.;93:253-9.
- VAN SD, LEKHOLM U, BOLENDER C, FOLMER T, HENRY P, HERRMANN I, HIGUCHI K, LANEY W, LINDEN U, ASTRAND P (1990) Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. Int J Oral Maxillofac Implants ;5:272-81.
- VASCONCELLOS LGO, SILVA LH, VASCONCELLOS LMR, BALDUCCI I, TAKAHASHI FE, BOTTINO MA (2011) Effect of airborne-particle abrasion and mechanico-thermal cycling on the flexural strength of glass ceramic fused to gold or cobalt-chromium alloy. J Prosthodont, 20:553-560.
- VENKATACHALAM B, GOLDSTEIN GR, PINES MS, HITTELMAN EL (2009) Ceramic pressed to metal versus feldspathic porcelain fused to metal: a comparative study of bond strength. Int J Prosthodont, 22:94-100.
- VIDYASAGAR L, APSE P (2003) Restorative factors that affect the biomechanics of the dental implants. Stomatologija, Baltic Dental And Maxillofacial Journal ;5:123-8.
- YAVUZYILMAZ H, TURHAN B, KURT E, BAYBEK B (2005) Tam porselen sistemleri II. Gazi Üniv Diğ Hekimliği Fakültesi Dergisi.;22(1):41-60.

- YENGİN E (2000) Temporomandibular rahatsızlıklarda teshis ve tedavi. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları;S:12-14.
- YU-SEOK J, JAE-WHANG L, YEON-JO C, JIN-SOO A, SANG-WAN S, JUNG-BO H (2010) A Study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. J Adv Prosthodont;2:111-5.
- YU ZHANG, JAMES JW, RAMANATHAN S, BRIAN RL (2013) Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. Dental Materials, 29,1201–1208.
- ZAIMOĞLU A, CAN G, ERSOY E, AKSU (1993) I. diş hekimliğinde maddeler bilgisi. Ankara, A.Ü.Basımevi,s:411-65.
- ZARB GA, CARLSSON GE (1979) Temporomandibular joint function and dysfunction. Copenhagen:Munksgaard,P:230.
- ZARONE F, RUSSO S, SORRENTINO R (2011) From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. Dent Mater, 27:83-96.
- ZEL JM, VLAAR S, RUITER WJ, DAVIDSON C (2001) The cicero system for cad/cam fabrication of full-ceramic crowns. J Prosthet Dent, 85: 261-7.
- ZIRKONZAHN CERAMICS (2010). -kullanma klavuzu. zirkonzahn gmbh, bruneck, italya.
- WALSH JP (1965) The psychogenesis of bruxism. J Periodontol;36:417-20.
- WATAHA JC, MESSER RL (2004) Casting alloys. Dent Clin N Am, 48:499-512.
- WASSEL RW, MCCABE JF, WALLS AW (1994) A Two-body frictional wear test. J. Dent. Res., 73, 1546.

WIEBKE FRIEDEL, MATTHIAS KERN (2006) Fracture strength of teeth restored with all-ceramic posts and cores. *Quintessence Int*; 37:289–295.

WINOCUR E, GAVISH A, VOIKOVITCH M, EMIDO A, ELI I (2003) Drug and bruxism: a critical review. *J Orofac Pain.*; 17: 99-111.

WISE DL, TRANTOLO D, LEWANDROWSKI K, GRESSER JD, CATTANEO MV, YASZEMSKI MANN J (2000) *Biomaterials engineering and devices: orthopedic, dental, and bone graft applications*. vol 2/biomaterials engineering and devices. new jersey: humana press, p:42-47.

WISKOTT HW, NICHOLLS J, BELSER U (1995) Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int. J. Prosthet.*, 8, 413-420.

ÖZGEÇMİŞ

ALİ CAN BULUT

Doğum yılı :19/04/1983

Doğum yeri: Ankara

Antalya Lisesi 2000 mezunu

Ankara Üniversitesi 2006 mezunu

2006-2007 yılları arası Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalında doktora öğrencisi, 2007 yılından beri Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Araştırma Görevlisi olarak çalışmaktayım.

Yayınları

- 1- BARAN İ, BULUT A (2009) Geriatrik hastalarda protetik tedavi alternatifleri. Turkish Journal Of Geriatrics;13(1):67-72.
- 2- ATSÜ S, BULUT A (2011) Baz metal alaşımlarda yapılan implant restorasyonların kron uyumlarının araştırılması.Türkiye Klinikleri J Dental Sci,17(1):43-8.
- 3-BULUT A, ATSÜ S (2012) Obstrüktif uyku apnesi tanı ve tedavisi. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi Makale No:13/46.
- 4- BULUT A, ATSÜ S (2012) Bruksizm tanı ve tedavisinde güncel yaklaşımlar. Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi,14:1.

5- ÖZCAN N, BULUT A (2014) Travmaya uğramış anterior dişlerde tedavi yaklaşımı: olgu sunumu.

Dicle Diş Hekimliği Dergisi 15:2.

Uluslararası Bildiriler

1-ATSÜ S, BULUT A (2009) Clinically investigation of crown fit base metal alloys for implant restorations, 4th Computer Aided Implantology Academy International Congress and 18th Turkish Prosthodontics and Implantology Association International Congress

2-BARAN İ, NALÇACI R, BULUT A, GÜNGÖR H (2009) Self reported problems before and after prosthodontic treatments according to newly created Turkish version of oral, 4th Computer Aided Implantology Academy International Congress and 18th Turkish Prosthodontics and Implantology Association International Congress

3-BARAN İ, NALÇACI R, BULUT A, GÜNGÖR H (2009) Last decade in the development of the oral health impact profile (OHIP)., 4th Computer Aided Implantology Academy International Congress and 18th Turkish Prosthodontics and Implantology Association International Congress

4-BARAN İ, NALÇACI R, BULUT A, GÜNGÖR H (2009) A Turkish version of the Oral Health Impact Profile for assessing geriatric patients., 4th Computer Aided Implantology Academy International Congress and 18th Turkish Prosthodontics and Implantology Association International Congress

5-BULUT A, BARAN İ, GÜNGÖR H (2009) The Relationship between dental status and sociodemographic factors in older people., 4th Computer Aided Implantology Academy

International Congress and 18th Turkish Prosthodontics and Implantology Association

International Congress

6-GÜNGÖR H, BARAN İ, BULUT A (2009) Importance of the edentulous patients' classification.,

4th Computer Aided Implantology Academy International Congress and 18th Turkish

Prosthodontics and Implantology Association International Congress

7-GÜNGÖR H, BARAN İ, BULUT A (2009) Moral development level of dental students, 4th

Computer Aided Implantology Academy International Congress and 18th Turkish Prosthodontics

and Implantology Association International Congress

8-GÜNGÖR H, BARAN İ, BULUT A (2009) Infection knowledge at the beginning of the dental

education., 4th Computer Aided Implantology Academy International Congress and 18th

Turkish Prosthodontics and Implantology Association International Congress

9-BARAN I, GÜNGÖR H, BULUT A (2011) Factors Related the Anxiety of Adults in Kırıkkale 16.

Balkan Stomatoloji Kongresi (BaSS) konferansı konferansı dahilinde "16th Congress of BaSS

2011" bildiri kitapçığındaki Bükreş, Romanya, Nisan- Mayıs.

10-BARAN I, ATIL F, TUZ H ,TEKIN U, BULUT A (2011) A 7 year-long prospective analysis of

dental implant supported prosthetic therapy in terms of success and failure 16. Balkan Stomatoloji

Kongresi (BaSS) konferansı konferansı dahilinde "16th Congress of BaSS 2011" konferansı

dahilinde "16th Congress of BaSS 2011" bildiri kitapçığındaki "" , Bükreş, Romanya.

11-BULUT A, ÖZCAN N (2012) Travmaya Uğramış Anterior Dişlerde Tedavi Yaklaşımı: Olgu

Sunumu. Ege Bölgesi Diş Hekimleri Odaları Uluslararası Bilimsel Kongre Ve Sergisi 30 Kasım-2 Aralık.

12-BULUT A, ATSÜ S (2012) Bruksizimli Hastalarda Restrospektif Olarak Yaş Ve Cinsiyet Oranının İncelenmesi. Ege Bölgesi Dişhekimleri Odaları Uluslararası Bilimsel Kongre Ve Sergisi 30 Kasım-2 Aralık.

13-HENDEK MK, BULUT A, ERDEMİR EO (2013) Eroziv liken planuslu bir hastada periodontal yaklaşım: Bir olgu sunumu. Türk Periodontoloji Derneği, 43. Bilimsel Kongresi 9-11 Mayıs, İzmir, Türkiye.

14-BULUT A, ATSÜ S (2013) Age-Related Changes Of Enamel, Dentin And Pulp Tissues Of Premolars As Measured By Microscopy : Implications For Restorations. FDI İstanbul 101st Annual World Dental Congress Bridging Continents For Global Oral Health.

15-BULUT A, ATSÜ S, TURKAL M (2014) The Effect of repeated firings on the marginal opening and internal fit of the monolithic zirconia, bilayered zirconia and metal-ceramic crowns. 38th Annual Conference of the European Prosthodontic Association and the 21st Scientific Congress of the Turkish Prosthodontic and Implantology Association. 25-27 September İstanbul.

ÇALIŞTIĞI PROJELER:

1-Premolar Ve Molar Dişlerin Mine, Dentin Ve Pulpa Dokusunun Elektron Mikroskobu İle Ölçümü Ve Bunların Yaşla İlişkisi BAP destekli 2008/60 nolu proje.

2- Bruxism Vakalarında Ağız İçi Kuvvetlerin Ölçülmesi ve Bu Kuvvetler Rehber Alınarak Protetik

Restorasyonların Dayanıklılıklarının Çiğneme Simulatöründe Dinamik Yükleme Sonrasında Değerlendirilmesi .Yardımcı araştırmacı 2011/67 nolu proje.

3-Kantilever posterior köprülerde metal destekli porselen, zirkonyum oksit ve solid zirkonyum oksit(bruxzir) alt yapı kullanımının çiğneme simulatöründe değerlendirilmesi adlı projede yardımcı araştırmacı 2012/100 nolu proje.

Katıldığı Konferans ve Sempozyumları:

1-4th Computer Aided Implantology Academy International Congress and 18th Turkish Prosthodontics and Implantology Association International Congress.

2-Expodent Ankara 2009

3-Hacettepe Sürekli Eğitim Semineri Galip Gürel Porselen Laminate Uygulamaları

4-Hacettepe Sürekli Eğitim Semineri İmplant Uygulama Şekilleri

5-Astratek Ankara Eğitim Konferansı

6-Hacettepe Sürekli Eğitim Semineri Hacettepe üniversitesi Geriatrik Bilimler Araştırma ve Uygulama Merkezi ile Hacettepe Üniversitesi Sürekli Eğitim Merkezi düzenlenen 1.Ulusal Geriatri ve Gerontoloji Kursu(sertifikalı) 07-08 Ekim 2010

7-Dental implantolojide klinik gerçekler ve güncel protetik yaklaşımlar(sağlıkta sürekli eğitim

etkinlikleri)

8-Bioment 3i (June,3,2011)

9-Dentimplant 1.Lansman Toplantısı(11-14 ekim 2012)

10-Ege Bölgesi Dişhekimleri Odaları Uluslararası Bilimsel Kongre Ve Sergisi 30 Kasım-2 Aralık.

11-Dijital Diş Hekimliği Sempozyumu 27-28 Eylül 2013

12- Fdi 2013 İstanbul 101st Annual World Dental Congress Bridging Continents For Global Oral Health.

13-Diş Hekimliğinde Karşılaşılabilecek Acil Durumlar Sempozyumu (3-4 Nisan 2014)

14-38. th Annual Conference of the European Prosthodontic Association and the 21 st Scientific Congress of the Turkish Prosthodontic and Implantology Association. 25-27 September İstanbul 2014.

15-Temporomandibular Eklem Sempozyumu "Teşhis ve Tedavi Seçenekleri"
Kırıkkale Üniversitesi Kültür Merkezi - Mavi Salon 20 Kasım 2014.