

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**TEK DİSTAL UZANTILI ZİRKONYUM RESTORASYONLARI
DESTEKLEYEN Tİ-ALTYAPILI ZİRKONYUM
DAYANAKLARIN YORULMA DAYANIMLARININ VE
KIRILMA DİRENÇLERİNİN İNVİTRO OLARAK
İNCELENMESİ**

Dt. Nigar BAGHIROVA

**Protez Programı
DOKTORA TEZİ**

**ANKARA
2019**

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**TEK DİSTAL UZANTILI ZİRKONYUM RESTORASYONLARI
DESTEKLEYEN Tİ-ALTYAPILI ZİRKONYUM
DAYANAKLARIN YORULMA DAYANIMLARININ VE
KIRILMA DİRENÇLERİNİN İNVİTRO OLARAK
İNCELENMESİ**

Dt. Nigar BAGHIROVA

**Protez Programı
DOKTORA TEZİ**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Canan HEKİMOĞLU**

ANKARA

2019

ONAY SAYFASI**HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**Tek distal uzantılı zirkonyum restorasyonları destekleyen Ti-altyapılı zirkonyum
dayanakların yorulma dayanımlarının ve kırılma dirençlerinin invitro olarak
incelenmesi**

NIGAR BAGHIROVA

Danışman: Prof. Dr. Canan HEKİMOĞLU

Bu tez çalışması 11.09.2019 tarihinde jürimiz tarafından "Protez Programı" nda doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Mehmet MUHTAROĞULLARI
Hacettepe Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Üye: Prof. Dr. Filiz KEYF
Hacettepe Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Üye: Prof. Dr. Atıla ERTAN
Hacettepe Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Üye: Prof. Dr. Cemal AYDIN
Gazi Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Üye: Prof. Dr. Filiz AYKENT
Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Prptetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Bu tez, Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun bulunmuştur.

27 Eylül 2019


Prof. Dr. Diclehan ORHAN
Enstitü Müdürü

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan “**Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge**” kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihinden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. ⁽¹⁾
- Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihinden itibaren 6 ay ertelenmiştir. ⁽²⁾
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir

27/09/2019



Nigar BAGHIROVA

1 “*Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge*”

- (1) Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.
- (2) Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internette paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.
- (3) Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, tezin yapıldığı kurum tarafından verilir *. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, ilgili kurum ve kuruluşun önerisi ile enstitü veya fakültenin uygun görüşü üzerine üniversite yönetim kurulu tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir. Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir
* Tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu tarafından karar verilir.

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, Prof. Dr. Canan HEKİMOĞLU danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığımı beyan ederim.

Dt. Nigar BAGHIROVA

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresi boyunca ister teorik ister pratik bilgilerini benden hiçbir zaman esirgemeyen, mesleğimi bana yeniden sevdiren başta danışman hocam Sayın Prof. Dr. Canan HEKİMOĞLU olmak üzere tüm H.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Tanıştığım ilk günden itibaren her konuda desteklerini ve sevgilerini hissettiğim, doktora eğitimimin bana kazandırdığı ‘iyikilerim’ dediğim Dr. Emine KOŞTUR, Dr. Belde AKKAYA, Dr. Nuray CORDANOĞLU EREN, Dr. Diler ÇETİN DENİZ, Dr. Elif Melike AKARCA, Dt. Sena KAMACI’ya ve tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Koşulsuz, şartsız sevgi ve desteklerini benden esirgemeyen, her daim yanımda olan değerli babam Rüstem BAGHIROV, annem Sevda BAGHIROVA ve kardeşim Zeynal BAGHIROV’a bütün kalbimle ve içtenlikle teşekkür ederim.

ÖZET

BAGHIROVA, N., Tek Distal Uzantılı Zirkonyum Restorasyonları Destekleyen Ti-altyapılı Zirkonyum Dayanakların Yorulma Dayanımlarının ve Kırılma dirençlerinin İnvitro Olarak İncelenmesi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protez Programı Doktora Tezi, Ankara 2019. Bu in vitro çalışmanın amacı hibrit dayanak tutuculu distal uzantılı monolitik zirkonya restorasyonların dinamik ve statik yükleme sonrası olası mekanik başarısızlıklarının ve kırılma dirençlerinin değerlendirilmesi olmuştur. Mandibular birinci ve ikinci premolar dişleri taklit eden implant destekli distal uzantılı restorasyonlar BDT/BDÜ sistemi yardımıyla tasarlanarak üretilmiş ve restorasyonları destekleyen dayanak şekline göre iki gruba ayrılmıştır: Grup 1; her bir örnekteki dayanaktan biri anti rotasyonel parça içeren (n=10), Grup 2; anti-rotasyonel parça içermeyen (n=10). Hibrit dayanakların her biri ve zirkonya restorasyonların iç yüzeyi tribokimyasal olarak kaplanmıştır. Sonra tüm dayanaklar implantlar üzerine 30 N tork değerinde sabitlenmiş ve monolitik restorasyonlar dayanaklara adeziv olarak simante edilmiştir. Simantasyon işlemi sonrası örnekler dinamik yükleme için çift eksenli çiğneme simülasyonunda 50 N kuvvet varlığında 1.200.000 döngü ısıl ve mekanik yorulma yüklemesine tabi tutulmuştur. Daha sonra örnekler statik yükleme cihazında statik yüklemeye maruz bırakılmıştır. Olası başarısızlıklar Taramalı Elektron Mikroskobu yardımıyla incelenmiştir. Çiğneme simülasyonu sonrası restorasyonların sağkalım ve başarı oranı %100 olmuştur. Grup 1 ve Grup 2 için ortalama kırılma direnci değeri sırasıyla 706.2N ve 873.7N olmuştur. Statik yükleme verilerine göre test edilen tüm örneklerin maksimum kırılma direnci verileri ağız içi posterior alandaki kuvvet değerlerinin üzerinde bulunmuştur. Gruplararası fark istatistiksel olarak anlamlı olmasa da anti rotasyonel parça içermeyen grup örnekleri daha yüksek kırılma direnci göstermiştir. Bu in vitro çalışmanın sınırlamaları dahilinde, doğru okluzal uyumlamalar ve okluzal temaslar varlığında hibrit dayanıklı distal uzantılı monolitik zirkonya restorasyonların posterior alanda kullanılabileceği söylenebilir.

Anahtar Kelimeler: protetik diş, dental implant- dayanak tasarımı, BDT/BDÜ, tam seramik, kırılma direnci, uzantı

Destekleyen Kurumlar: H.Ü.B.A.K.B. Destek Projesi (Proje Kodu: THD-2017-13125)

ABSTRACT

BAGHIROVA, N., The In Vitro Investigation of Fatigue Strength and Fracture Resistance of Ti-based Zirconia Abutment Supported Zirconia Restorations with a Single Distal Extension, Hacettepe University Graduate School of Health Sciences, PhD Thesis in Prosthodontics, Ankara, 2019. The purpose of this in-vitro study was to evaluate the mechanical complications and fracture resistance of two hybrid abutment supported distal cantilevered zirconia restorations after dynamic and static loading. Implant supported restorations simulating a mandibular first and second premolar with distal cantilever were designed and milled using CAD/CAM system and divided into two groups according abutment configuration: Group 1; one of the abutments in each sample with anti-rotational part (n=10) and Group 2; abutments without anti-rotational part (n=10). Each of the hybrid abutments and the inner surface of the zirconia restorations were tribochemically coated. Then all abutments were fixated on the implants at 30 Ncm torque value and monolithic zirconia crowns were adhesively cemented onto the abutments. After cementation procedures each group was subjected to 1.200.000 cycles of thermo-mechanical fatigue loading in a dual- axis chewing simulator at 50 N load for dynamic loading. Then the specimens were subjected static loading in a universal testing machine. Mode of failure was determined under the Scanning Electron Microscope. During chewing simulation, the survival and success rate of restorations is %100. The average value of fracture resistance for Group 1 and Group 2 were 706.2 N and 873.7 N respectively. According to the static loading data, the maximum fracture resistance of all tested samples were above the force values in the intraoral posterior area. Although the difference between the groups was not statistically significant, group samples without anti-rotational parts showed higher fracture resistance. Within the limitations of this in vitro study, it can be said that Ti-base abutment supported monolithic zirconia restorations with distal extension may be used in the posterior area in the presence of correct occlusal adaptations and occlusal contacts.

Key words: prosthodontics, dental implant-abutment design, CAD/CAM, all ceramic, fatigue resistance, cantilever

Supported by: H.Ü.B.A.K.B. Support Project (Project Code: THD-2017-13125)

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xiii
TABLolar	xv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Dental İmplantlar	4
2.1.1. Dental İmplantların Tarihi	4
2.1.2. İmplant Tedavisi için Endikasyon ve Kontrendikasyonlar	5
2.1.3. İmplant Başarı Ölçütleri	9
2.2. İmplant Bileşenleri	11
2.2.1. İmplant Dayanakları	11
2.3. İmplant-Dayanak Bağlantısı	14
2.3.1. Dış Altıgen Bağlantı	15
2.3.2. İç Altıgen Bağlantı	17
2.3.3. Konik Bağlantı	19
2.4. Dayanak Protez Bağlantısı	21
2.4.1. Siman Tutuculu Restorasyonlar	22
2.4.2. Vida Tutuculu Restorasyonlar	22
2.5. İmplant Destekli Protetik Restorasyonlar	23
2.5.1. İmplant Destekli Uzantılı Protezler	23
2.6. Restoratif Maddeler	24
2.6.1. Metal Seramik Restorasyonlar	24
2.6.2. Tam Seramik Restorasyonlar	25
3. GEREÇ VE YÖNTEM	37

4. BULGULAR	49
5. TARTIŞMA	57
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	66
7. KAYNAKLAR	67
8.EKLER	
Ek 1. Orjinallik Ekran Çıktısı	
Ek 2. Dijital Makbuz	
9. ÖZGEÇMİŞ	

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
°C	Santigrat derece
µm	Mikrometre
Al₂O₃	Alüminyum oksit
ark.	arkadaşları
B	Bar
BDT/ BDÜ	Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim
CAD/ CAM	Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing
CaO	Kalsiyum oksit
CeO₂	Seryum oksit
HbA1c	Hemoglobin a1c
HP	Hareketli protez
Hz	Hertz
ICOI	International Congress of Oral Implantologists
ITI	International Team for Implantology
İ-D	İmplant-Dayanak
kg	Kilogram
KMY	Kemik mineral yoğunluğu
m	Metre
M.Ö.	Milattan önce
M.S.	Milattan sonra
MDP	Metakriloksidesil dihidrojen fosfat
MgO	Magnezyum oksit
mm	Milimetre
mm/dk	Milimetre/dakika
MPa	Megapaskal
ms	Milli saniye
N	Newton
Ns	Newton.saniye
°	Derece
Ör.	Örneğin

PES	Pinc Esthetic Score
PTFE	Politetrafloroetilen
SBP	Sabit bölümlü protez
SEM	Scanning Electron Microscope
sn	Saniye
SP	Sabit protez
TEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
Ti	Titanyum
t-m	tetragonal-monoklinik
WES	White Estetik Score
Y₂O₃	İtriyum Oksit
Y-TZP	İtriyumla stabilize tetragonal zirkonya polikristal

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Hibrit dayanak.	14
2.2. İ-D bağlantı tiplerinin şematik görüntüsü: A) Dış altıgen bağlantı, İç altıgen bağlantı, C) Konik bağlantı.	B) 16
2.3. İ-D bağlantı tipleri: A) Dış altıgen bağlantı B) İç altıgen bağlantı Konik bağlantı.	C) 17
2.4. Tribokimyasal pürüzlendirme.	30
3.1. İmplant ve bileşenleri: A) İmplant, B) Geçici dayanak, C) Anti rotasyonel parça i çeren dayanak, D) Anti rotasyonel parça i çermeyen dayanak, Dayanak vidası.	E) 38
3.2. Örnek hazırlamak için kullanılan kalıbın üç boyutlu şematik görüntüsü.	39
3.3. Kalıba yerleştirilmiş implantlar ve geçici dayanaklar.	39
3.4. A) Örneklerin hazırlanmasında kullanılan soğuk akrilik rezin, Hazırlanmış ve kalıba dökülen soğuk akrilik rezin.	B) 40
3.5. Polimerizasyon sonrası geçici dayanaklar bulunan örnek.	40
3.6. İmplantlar üzerine yerleştirilmiş hibrit dayanaklar.	41
3.7. Hibrit dayanaklı örneğin tarama cihazındaki görüntüsü	42
3.8. BDT sonrası restorasyonların sanal g ör ün üt ü s ü. A) Bukkal g ör ün üt ü, B) Okluzal g ör ün üt ü	42
3.9. BDÜ yardımıyla restorasyonların kazınması	43
3.10. Restorasyonun okluzal ve bukkal g ör ün üt ü s ü	43
3.11. A) Metal primer uygulaması. B) Restorasyonun iç kısmına siman uygulaması, C) Ağırlık cihazına yerleştirilmiş örnek.	44
3.12. Örneğin torklanması	45
3.13. A)Anti-rotasyonel parça i çeren grup, B) Anti-rotasyonel parça i çermeyen grup	46
3.14. Çiğneme simülatörü	47
3.15. Çiğneme simülatörüne yerleştirilmiş örnek.	47
3.16. Statik yükleme i çin Evrensel test cihazına sabitlenmiş örnek.	48
4.1. Test edilen örneğin statik yükleme sonrası görüntüsü	50
4.2. Test edilen örneğin statik yükleme sonrası görüntüsü	51
4.3. Test edilen örneğin statik yükleme sonrası görüntüsü	51
4.4. Uygulanan maksimum kuvvet değerlerinin kutu çizgi grafiği	54
4.5. Tablo Kayma değerlerinin kutu çizgi grafiği	54

4.6.	Elektron mikroskobuna yerleştirilmiş örnek.	55
4.7.	Tribokimyasal kumlama öncesi ve sonrası titanyum dayanak yüzeyinin TEM görüntüsü	56
4.8.	Dayanak ve restorasyon arayüzünün TEM görüntüsü	56

TABLolar

Tablo		Sayfa
2.1.	Papaspyridakos ve ark.'na göre İmplant Başarı Ölçütleri.	10
2.2.	İmplant ve diş arasındaki temel farklar.	33
3.1.	Çalışmada kullanılan implant ve bileşenleri.	37
3.2.	Deney için kullanılan cihazlar.	38
4.1.	Anti rotasyonel parça i çeren ve i çermeyen grup örneklerinde statik yükleme sonrası meydana gelen başarısızlıklar.	50
4.2.	Anti-rotasyonel parça i çermeyen örneklere uygulanan kuvvet.	52
4.3.	Anti-rotasyonel parça i çeren örneklere uygulanan kuvvet.	52
4.4.	Örneklere uygulanan ortalama kuvvet ve kayma değerleri.	53

1. GİRİŞ

Protetik diş hekimliğinde; diş eksikliklerinin giderilmesi, çiğneme ve konuşma işlevlerinin iyileştirilmesinin yanında yapılan restorasyonların nihai görünümü, komşu dişler, sert, yumuşak dokularla olan uyumu ve hasta memnuniyeti de başarılı bir tedavinin ilkeleri olarak görülmektedir (1). Bölümlü veya tam dişsizliği olan hastaların implant destekli protezler ile tedavisi yaygın tedavi seçeneği haline gelmiş ve başarıları uzun takip dönemi içeren çalışmalarla kanıtlanmıştır (2,3). İmplant destekli tedavilerin uzun vadeli başarısı için en önemli etkenler, kullanılan implant parçalarının bileşenlerinin birbiri ile ve çevre dokularla olan uyumu ile ilgilidir. İmplant ve dayanak bileşenleri ise bir implant sisteminin ana bileşenleridir. Hem implant hem de dayanakların hazırlanmasında titanyum maddesi yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu sonuç titanyum maddesinin biyouyumluluğu, korozyona karşı dayanıklılığı, yüksek bükülme ve kırılma direncinden kaynaklanmaktadır ve altın standart olarak kabul edilmektedir (4). Ancak titanyum maddesinden üretilen dayanaklar, yüksek gülme hattı, ince dişeti biyotipi olan hastalarda protetik tedavinin nihai sonucunu olumsuz yönde etkilemektedir (5).

Titanyuma bağlı estetik sınırlamaları gidermek için farklı dayanak maddeleri geliştirilmiştir. Bu dayanak maddelerinden biri seramik dayanaklardır. Seramik dayanak grubundan olan alümina dayanaklar kırılmandır. Bu nedenle dayanak kırığı gibi başarısızlıklar ile sık sık karşılaşıldığı için günümüzde kullanılmamaktadır (6). Seramik dayanak grubunun bir diğer üyesi olan zirkonya dayanaklar alümina dayanaklara göre daha dayanıklı olsalar da titanyumdan daha sert oldukları için zamanla implant boynunda aşınmalara neden olabilirler. Ayrıca uzun vadeli klinik kullanım sonucu zirkonya dayanaklarda da yorulmaya bağlı kırılmalar görülmektedir. Zirkonya dayanaklara bağlı olan başarısızlıkların klinik olarak giderilmesi zor, bazı durumlarda ise hiç mümkün değildir (7). Bu nedenden dolayı son zamanlarda geliştirilen titanyum altyapılı zirkonyum dayanaklar (hibrit dayanaklar, Ti-base dayanaklar) hem titanyumun dayanıklılığını hem de zirkonyanın estetik özelliklerini içermektedir. Hibrit dayanakların hem anterior hem de posterior alanda kullanımı önerilmektedir. Ancak literatürde hibrit dayanaklarla ilgili bilgiler sınırlıdır (8). Yapılan çalışmalarda hibrit dayanakların mekanik özelliklerinin yanısıra, dayanağın titanyum altyapısı ve seramik bileşenleri arasındaki bağlantı direnci

değerlendirilmiştir. Bunun yanısıra, literatürde hibrit dayanaklar üzerine yapılan distal uzantılı restorasyonlar ile ilgili bilgi yoktur.

İmplant sisteminin klinik başarısını doğrudan etkileyen tanımlardan biri de implant-dayanak (İ-D) bağlantısıdır. Günümüzde en sık tercih edilen bağlantı tipleri; dış altıgen (esternal hegzagonal), iç altıgen altıgen (internal hegzagonal) ve konik (*Morse taper*) bağlantılardır (9). Dış altıgen bağlantının farklı implant sistemleriyle uyumlu, yerleştirilmesinin kolay olması gibi avantajları vardır. Fakat düşük çiğneme kuvvetleri dirençlerinden dolayı mekanik başarısızlık görülme oranları yüksektir. İç altıgen bağlantı tipi çiğneme kuvvetlerine karşı daha dirençlidir. Ancak tek üyeli restorasyonlarda biyolojik başarısızlık oranı yüksektir. Aynı zamanda dar çaplı implantlarla beraber kullanıldığı zaman yorulmaya bağlı boyun kırılmaları görülmektedir(10). Konik (*Morse taper*) bağlantının biyolojik başarısızlıklara ve çiğneme kuvvetlerine karşı yüksek direncine karşın pasif uyum için implantlar arası paralellik gerektirmektedir. Bunun yanı sıra dar çaplı İ-D dayanak sisteminde tercih edildiği zaman boyun kırılmaları gözlemlenebilir (11).

Metal destekli seramikler diş veya implant destekli protezlerin üretimi için başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Bundan başka hastaların artan estetik beklentileri karşısında metal desteksiz çift tabakalı tam seramik maddeler geliştirilmiştir (12). Tam seramik maddeler yüksek biyoyumluluk ve mükemmel estetik sonuçlarından dolayı günümüz diş hekimliğinde tercih edilmektedir. Ancak tam seramik sistemlerinde kullanılan tabakalama seramiğinin yüksek estetik sonuçlara karşın kırılma olmaları en büyük dezavantajlarıdır. Bu nedenle altyapı ve tabakalama seramiği arasındaki adeziv başarısızlıkları gidermek için son zamanlarda tek tabakalı (monolitik) zirkonya maddesinin klinik uygulamaları yaygın hale gelmiştir (13).

İmplantların üç boyutlu konumu, sayısı, açısı, ağız içi anatomik kısıtlamalar protetik uygulamayı da etkilemektedir. Bu tür durumlarda tedavi seçeneklerinden biri de uzantılı (kantileverli) implant destekli sabit bölümlü protezlerdir (SBP). Uzantılı protezlerle ilgili literatürde hala fikir birliği yoktur. Bazı araştırmalarda uzantılı protezler mekanik ve biyolojik başarısızlıkların görülme oranı olumsuz yönde değerlendirilse de (14,15) bazı çalışmalarda distal uzantı ile başarısızlık oranı arasında ilişki bulunamamıştır (16,17).

Bu bilgilerden yola çıkarak bu çalışma planlanmıştır. Çalışmanın amacı, implant destekli titanyum altyapılı zirkonya dayanakları içeren distal uzantılı monolitik zirkonya restorasyonların mekanik başarısızlıklarının in-vitro ortamda değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

2.1.1. Dental İmplantların Tarihi

Protez terimleri sözlüğüne göre dental implant; sabit veya hareketli protezler için mukoza ve/veya periost altına yerleştirilen, kemik içinden veya üzerinden proteze destek ve tutuculuk sağlamak için kullanılan protetik alloplastik maddelerdir.

Tarihi bulgulara göre ağız içi implantlarla ilgili en eski bilgiler, Çin'de Milattan önce (M.Ö.) 3210 yılında ChinNong ve M.Ö. 2637 yılında Hon-Ang-Tu dönemlerinde diş eksikliklerini gidermek için bambu çubuklarının çene kemiğine transplantasyonu ile ilgilidir (18).

Milattan sonra (M.S.) 600 yılları civarında Mayalara ait bir mezar kazısında bulunan alt çene kemiğine deniz kabuğu parçalarının yerleştirildiği tespit edilmiştir. Kazılar sırasında bulunan Maya çene kemiğinin 1970'li yıllarda elde edilen radyografik görüntüsünde deniz kabuğu çevresinde kompakt kemiğin olduğu ve plak şeklinde olan "blade" implantlara benzediği görülmüştür. Bunun yanı sıra M.S. 800 yıllarında erken Honduras kültüründe, taşlara kök şekli verildiği ve alt çene kemiğine yerleştirildiği de görülmektedir. (19).

1600'lü yılların ortalarında periodontal olarak zayıflamış dişlerin splintlenmesi için çeşitli yöntemler kullanılmaya başlanmıştır. 1500'lerden 1800'lü yıllara kadar, Avrupa'da kadavra dişleri allotransplantasyon için toplanmıştır. Bu dönemde çene anatomisini ayrıntılı bir şekilde inceleyen Dr. John Hunter dişlerin bir insandan diğer insana nakil edilmesini önermiştir (19).

Maggiolo 1809 yılında çekim boşluğuna kök biçimli altın implantı yerleştirip daha sonra üzerine kron yaparak dental implantolojide kemik içi implantları uygulayan ilk kişi olarak tarihe geçmiştir (20).

1930'larda Dr. Alvin ve Moses Strock kardeşler ise hekimlerin implantları kalça kemiğine nasıl başarılı bir şekilde yerleştirdiklerini gözlemleyerek, Vitallium (krom-kobalt alaşımı) vidasını çene kemiğine sabitleyerek hem diş hekimliğinde kullanılabilir biyouyumlu maddeyi geliştirdiler hem de ilk başarılı endosteal (kemik içi) implant yerleşimini gerçekleştirmiş oldular (21).

Müler 1937 yılında, kemik üzerine ve periost altına yerleştirilen, krom-kobalttan yapılmış ilk subperiosteal (periost altı) implantı tanımlamıştır (22).

"Modern İmplantolojinin Babası" denilen Formigini ve Zepponi 1940'larda paslanmaz çelikten hazırlanan post-tipi endosseöz implantı geliştirmiş ve kemiğin implant yüzeyine ilerlemesini sağlamışlardır (21).

Mikroskobik düzeyde kemik iyileşmesini incelemek için Brånemark 1952 yılında kapsamlı deneysel çalışmalara başlamıştır. Uzun takip dönemini içeren başarılı çalışmalar sonrası, 1965 yılında Brånemark felsefesinin klinik deneyleri gerçekleştirilmeye başlanmıştır. Böylelikle Brånemark *ossiointegrasyon* terimini bilim dünyasına tanıtmıştır (23). Günümüz diş hekimliğinde, *osseointegrasyon* bağ dokusu olmaksızın, kemiğin alloplastik malzemeye doğrudan teması olarak tanımlanmaktadır (24). Klinik deneylerin ilk aşamasında Brånemark, tam dişsiz çenelere sahip olan hastaların çiğneme işlevini artırmak ve yaşam kalitesini iyileştirmek amacıyla hareketli tam protezleri desteklemek için implant tedavisini uygulamaya başlamıştır. Tam dişsiz alt çeneye uygulanan implantlarla ilgili 15 yıllık klinik takip içeren çalışmada olumlu sonuçlar elde edilmiştir (25).

1980 yılında kurulan Uluslararası İmplantoloji Ekibi (ITI, International Team for Implantology) dental implantları tek veya bölümlü dişsizlik olgularının tedavisi için de uygulamaya başlamış ve başarılı sonuçlar elde etmiştir. Bu dönemlerde farklı implant maddeleri ve yüzey özelliklerine sahip olan prototipler test edilmiştir. Günümüz diş hekimliğinde bölümlü dişsizlik olguları implant uygulamalarının %90'ından fazlasını temsil etmektedir (26,27). 1980'lerin sonunda iki parçalı, vida tutuculu, pürüzlü veya pürüzsüz yüzeye sahip titanyum implantlar tercih edilmiştir (28,29). Son elli yılda, tam ve bölümlü dişsizliğin implant destekli protezlerle tedavisi deneysel bir tedaviden oldukça öngörülebilir bir seçeneğe dönüşmüş ve başarı, sağkalım oranları % 95'in üzerinde olan on yıllık çalışmalarla belgelenmiştir (4,30,31).

2.1.2. İmplant Tedavisi için Endikasyon ve Kontrendikasyonlar

Hastaların sistemik durumu ve ağız içi koşulları dental implantların sağkalım ve başarısını etkilemektedir. Bu nedenle implant tedavisi uygulamadan önce hastanın genel sağlık durumu ve ağız içi koşulları değerlendirilmelidir.

Endikasyonlar (32)

- Hareketli protezler için yetersiz kemik desteği
- Geleneksel SBP tedavisini m¼mk¼ns¼z kılan diş eksiklikleri olguları
- Yetersiz n¼romusk¼ler uyum
- Hareketli protez kullanımına y¼nelik psikolojik yetersizlik
- Hareketli protezle uyarılan bulantı refleksi
- Doğumsal, gelişimsel diş eksikliği ve maksillofasiyal defekt olguları
- Protez stabilitesini olumsuz etkileyen parafonksiyonel alışkanlıklar

Kesin kontrendikasyonlar (32)

- Kontrol edilemeyen sistemik rahatsızlıklar
- Devam eden radyoterapi ve kemoterapi
- Alkol ve ilaç bağımlılığı
- İlerlemiş dermatolojik hastalıklar
- Bifosfonat grubu ilaçlarla devam eden tedavi

G¼receli (R¼datif) kontrendikasyonlarLokal g¼receli kontrendikasyonlar

- K¼t¼ ağız hijyeni
- Parafonksiyonel alışkanlıklar
- Periodontal rahatsızlıklar

Sistemik g¼receli kontrendikasyonlar (33)

- Osteoporoz
- Sigara
- Diyabet
- Yaşlılık
- Kardiovask¼ler hastalıklar
- Hipotiroidizm

Osteoporoz

Yaşla beraber görülme sıklığı artan bir hastalıktır. Özellikle kırklı, ellili yaşlardan sonra daha çok görülür. Kemik mineral yoğunluğu (KMY) ölçümü osteoporoz tanısını koymada, kırık riskini değerlendirmede ve hastaların takibinde kullanılmaktadır (34). Minks ve Polson (35) yapmış oldukları gözlemsel çalışmada 116 kadın hastaya yerleştirilen toplam 450 alt ve üst çene implantlarını değerlendirmiş ve % 92'lik bir başarı oranı tespit etmişlerdir. Çalışmada aynı zamanda başarısızlıkların dayanak yerleştirme aşamasında tespit edildiği belirtilmiştir. Sigara kullanan osteoporozlu hastalarda ise başarısızlık oranının daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Friberg ve ark. (36) klinik çalışmada osteoporozu olan 14 hastaya toplam 70 implant yerleştirmiş ve üç yıllık takip sonunda % 97 oranında klinik başarı olduğunu rapor etmişler. Yukarıda belirtilen çalışmaları da dikkate alarak, osteoporozun tek başına implant başarısını etkilemediğini söylemek mümkündür (33,37).

Sigara

Hinode ve ark. (38) osseointegre implantların başarısızlık oranına sigara kullanımının etkisini yapmış oldukları sistematik derlemede incelemişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre özellikle maksillaya yerleştirilmiş implantların başarısızlık oranıyla sigara kullanımı arasında anlamlı ilişki tespit edilmiştir. Konuyla ilgili yakın geçmişte yapılan bazı klinik çalışmaların sonuçlarına göre ise sigara kullanımı implant sağkalımını istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilememektedir. Araştırmacılar bunu implantların tasarımında ve yüzey işlemlerindeki değişikliklerle ilişkilendirmişlerdir (39,40). Ancak günlük içilen sigara sayısı on adet üzerinde olan hastalar, risk grubuna girmektedir. Aynı zamanda, sigaranın implant çevresi yumuşak dokular ve ameliyat sonrası iyileşme süreci üzerindeki olumsuz etkisi de gözardı edilmemelidir (41-43).

Diyabet

Konuyla ilgili yapılmış toplam 227 implantın değerlendirildiği retrospektif çalışmanın sonuçlarına göre % 94.3 başarı oranı tespit edilmiştir (44). Bir diğer

çalışmada ise kontrol altında olan Tip I ve Tip II diyabet hastalarında dört yıllık klinik takip sonrası % 86'lık bir başarı oranı görülmüştür (45). Bilimsel literatürde farklı sağkalım ve başarı oranlarının görüldüğü çalışmalar bulunsa da glisemik indeks kontrolü yeterli ise, HbA1c (Hemoglobin a1c) seviyesine göre diyabet, implant başarısını tehlikeli hale getirmez (46).

Yaşlılık

Yaşlılıkla beraber sistemik hastalıkların (Ör. osteoporoz, diyabet) yanı sıra, lokal rahatsızlıkların da (Ör. ağız kuruluğu, kret rezorpsiyonu) görülme sıklığı artmakta, gecikmiş kırık iyileşmesi ve daha az doku rejenerasyonu ortaya çıkmaktadır. Yapılan klinik çalışmaların sonuçlarına göre yaşlılıkla implant sağkalımı arasında doğrudan ilişki bulunamamıştır. Eğer sistemik rahatsızlıklar da kontrol altında ise yaşlılık tek başına implant tedavisi için kontrendike değildir (47,48)

Kardiovasküler hastalıklar

Bu konuda bazı çalışmalar yapılmıştır. Bir çalışmada kontrol grubu ile kardiovasküler hastalıkları olan bireyler arasında implant kaybı açısından fark saptanmamıştır (49). Steenberghe ve ark. (50)'nin çalışmalarına göre de kardiovasküler hastalıklarla implant sağkalımı arasında ilişki bulunmamıştır.

Hipotiroidizm

Tiroit bezi hastalıkları kemik metabolizmasını ve hemostatik süreci etkilemektedir. Zarb ve Attard (51) implant sağkalımı ile tiroid bezi hastalıkları arasında ilişkinin olup olmadığını tespit etmek için retrospektif çalışma yapmışlardır. Çalışmaya dahil edilen bireylerden bir bölümüne hipotiroidizm teşhisi konmuş, diğeri ise kontrol grubunda yer almıştır. Kümülatif sağkalım oranı bir yıllık fonksiyon sonunda sırasıyla %95 ve %97 olmuştur. Sistemik rahatsızlıkların implant sağkalımına etkisini araştıran başka bir çalışmada da kontrol altında tutulan tiroid bezi hastalıklarının implant kaybına neden olmadığı belirtilmiştir (50).

2.1.3. İmplant Başarı Ölçütleri

İmplant sisteminin klinik değerlendirilmesi için sağkalım ve başarı terimleri kullanılmaktadır. Başarı; implant ve bileşenlerinin tanımlanan başarı kriterlerini karşılması, sağkalım ise ağızda kalması/bulunması anlamına gelmektedir.

Albrektsson ve ark. (52) 1986 yılında başarılı osseoentegrasyonun ve implant başarısının klinik bulgularını tanımlamışlardır. Bu tanımlamaya göre implant başarısı;

- İmplant yüklemesinin birinci yılını takiben implant çevresindeki vertikal kemik kaybı miktarının 0.2 mm'den az olması (yüklemenin yapıldığı ilk yılda kemik kaybı 1.5 mm'den az olmalı),
- İmplant çevresi yumuşak dokularda ağrı, enfeksiyonun olmaması,
- Klinik muayenede implantta mobilite olmaması,
- Radyograf görüntüsünde implant çevresinde radyolüsent alanın olmaması,
- Protez stabilitesi ile değerlendirilir.

Misch ve ark. (53) ise ICOI (International Congress of Oral Implantologists; Uluslararası Oral İmplantologlar Kongresi) Pisa Konsensus Bildirgesinde implant başarı/başarısızlığını değerlendirmek için daha kapsamlı ölçütleri açıklamıştır. Ancak bu bildirme daha çok implant, implant çevresi yumuşak ve sert dokulardaki başarısızlıkları içermekte idi. Protez ve hasta memnuniyeti ile ilgili değerlendirmeler bulunmamaktaydı. İmplant başarısını değerlendirmek için yukarıda adı geçen ölçütlerden sadece bir veya bir kaçına bakılması sonuçların yanıltıcı olmasına neden olabilir. Aksine, başarılı bir ağız tedavisi için implant-protez sisteminin bir bütün olarak değerlendirilmesi gerekmektedir.

Çağdaş implantolojideki gelişmeler, implant tedavisinin daha yaygın hale gelmesi, hastaların artan estetik beklentileri ve protetik bileşenlerin önemi, Misch ve ark.'nın önceden belirlediği başarı ölçütlerini de yetersiz kılmıştır. Bu nedenle özellikle son on yılda implant başarısını değerlendirmek için yeni ölçütler eklenmiştir. Aynı zamanda implant başarısının değerlendirilmesinde, protez başarısının incelenmesinin önemine dikkat çekilmiştir (54).

Gallucci ve ark. (55) implant başarısının; implant, implant çevresi dokular, protetik ve subjektif parametreler olmak üzere dört ana başlık altında değerlendirilmesini ileri sürmüşlerdir. Aynı araştırmacıların konuyla ilgili yapmış

oldukları çalışmanın sonuçlarına göre, bu dört ana grup şeklinde değerlendirme yapıldığı zaman implant sağkalım oranı % 95.5, başarı oranı ise % 86.7 olmuştur.

Papaspyridakos ve ark. (1), Gallucci ve ark. (55)'nin belirttiği başlıkların alt gruplarını geliştirmiş ve çağdaş diş hekimliğinde kullanılan İmplant Başarı Ölçütlerini bilim dünyasına tanıtmışlardır. Bu sınıflandırmada başarısızlıklar dört seviyede değerlendirilmektedir (Tablo 1.1).

Tablo 2.1. Papaspyridakos ve ark.'na göre İmplant Başarı Ölçütleri

Başarı Ölçütleri	
İmplant seviyesinde	Ağrı Birinci yılda <1.5 mm, sonra yıllık kemik kaybı <0.2 mm Radyolusensi Mobilité Enfeksiyon
İmplant çevresi yumuşak doku seviyesinde	Sondlama derinliği > 3mm Supurasyon Kanama Şişkinlik Plak indeksi Keratinize mukoza genişliği > 1.5 mm
Protetik seviyede	Küçük başarısızlıklar (klinik çözüm) Büyük başarısızlıklar Estetik Fonksiyon
Hasta memnuniyeti	Rahatsızlık/parestezi Tatminkar görünüm Çiğneme yeteneği Tat alma yeteneği Genel memnuniyet

Günümüz diş hekimliğinde başarılı tedavi için estetik sonuçta önemli bir yer tutmaktadır. Estetiğin objektif olarak değerlendirilmesi için Pembe Estetik Skor (Pink Esthetic Score, PES) ve Beyaz Estetik Skor (White Esthetic Score, WES) kavramları geliştirilmiştir (56,57). Fakat klinisyenin objektif değerlendirmesi ve hastanın başarılı sonuca yönelik subjektif algısı sıklıkla aynı olmayabilir (58). Bu nedenle son ölçütlerden başka estetik sonuçların değerlendirilmesinde hasta memnuniyetinin de incelenmesi önerilmektedir.

2.2. İmplant Bileşenleri

Bölümlü veya tam dişsizliği olan hastaların implant destekli protetik tedavisine karar verildikten sonra biyolojik ve mekanik başarısızlık görülme olasılığı düşük, estetik ve fonksiyon açısından başarılı ve uzun vadeli restorasyonlar hazırlanması hedeflenmektedir (59). Dental implantlarla tedavinin başarılı ve öngörülebilir sonuçları için implantın her bir bileşeninin fiziksel, geometrik özellikleri ve biyomekanik ortam önemlidir (60).

2.2.1. İmplant Dayanakları

İmplant çevresi yumuşak dokular estetik sonuçları etkilediği kadar ağız içi ortam ve kemik arasında bir bariyer görevi görür. Bu sebepten dolayı, yumuşak dokularla doğrudan temasta olan dayanak maddesi sert ve yumuşak dokuların sağlığını ve estetik sonuçları etkilemektedir (61,62). Titanyum, değerli alaşımlar ve seramikler implant dayanaklarının üretimi için tercih edilen maddelerdir (5).

Titanyum Dayanaklar

İmplant destekli tedavilerde dayanak maddesi olarak kullanılan titanyumun uzun dönem klinik başarısı bilimsel çalışmalarla da kanıtlanmıştır. Çalışmalarda titanyum dayanaklarla desteklenen implant tutuculu sabit protezlerde sadece bir kaç çeşit komplikasyona rastlanmıştır (54). Bu tip dayanaklar için en sık karşılaşılan komplikasyon vida gevşemesidir (63-65).

Mekanik özelliklerinden ve biyoyumluluğundan, dolayı kişisel dayanakların üretilmesinde de genelde saf titanyum kullanılmaktadır (5,66). Ancak dayanak diş eti üstünde yerleştirildiğinde titanyumun gri rengi implant çevresi yumuşak dokularda mavimsi renk yansımalarına neden olabilir. Özellikle ince dişeti biyotipi varlığında, gingival dokular gri rengi maskeleyemediği için renk yansıması belirginleşebilir ve yapılan restoratif tedavinin estetik sonuçları olumsuz hale gelebilir (67,68). Seramik kronlarla da restore edildiği zaman, titanyum dayanak restorasyonun nihai rengini olumsuz yönde etkileyebilir (69). Bu nedenle mükemmel biyoyumlulukları ve mekanik özelliklerine rağmen titanyumun dayanakların estetik alanda kullanımı sınırlı kalmaktadır.

Seramik Dayanaklar

Daha iyi estetik sonuçlar elde etmek için titanyum dayanaklardan başka seçenek olarak tam seramik dayanaklar 1991 yılında sunulmuştur (70,71). Seramik dayanakların metal dayanaklardan farklı bir kaç üstünlüğü vardır. İlk olarak mükemmel estetik başarıları kanıtlanmıştır. Özellikle mukozanın 2.5 mm'den daha ince olduğu klinik olgularda daha iyi estetik sonuç elde edilir. Ayrıca metal dayanıklara göre daha az renk değişimine ve plak birikimine neden olur (72). Seramik dayanıklara yumuşak doku tutunumu titanyum dayanak ile aynıdır (73-75). Seramik dayanakların gerilme (çekme) tipi kuvvetlere karşı yeterli direnci olmadığı için kırılmalı bir mekanik yapıya sahip olmaları en büyük dezavantajlarıdır. Maddeye bağlı mikro yapısal bozukluklar, çekme tipi kuvvetlerle birlikte dayanak kırılmalarına neden olabilir (76). Alümina ve zirkonyadan üretilmiş dayanaklar seramik dayanaklar grubunda yer alır.

Alümina Dayanaklar

Alümina dayanaklar yoğun sinterlenmiş ve yüksek oranda saflaştırılmış %99.5 alüminyum oksit seramik çekirdeklerinden yapılmıştır. İlk Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim (BDT/BDÜ), (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing, CAD/CAM) yöntemi ile yoğun soğuk sinterize alüminyum oksit dayanaklar 1993 yılında Prestipino ve İngber tarafından üretilmiştir (71,77). Estetik açıdan titanyum dayanıklara göre daha üstün sonuçlar vermişlerdir. Ancak kısa ve orta takip dönemli klinik çalışma sonuçlarına göre; düşük kırılma direncine sahip olmalarından dolayı alümina dayanıklarda kırıklar saptanmıştır. Bu sebepten dolayı günümüzde klinik uygulamalar için tercih edilmemektedir (6,78).

Zirkonya dayanaklar

İlk defa 1997 yılında Wohlwend ve Schaerer (79) tarafından zirkonyumdan itriyum ile stabilize tetragonal zirkonya polikristalin (YTZP) prefabrike tek parça dayanaklar, 2004 yılında ise Glauser ve ark. (69) tarafından YTZP kişisel dayanaklar üretilmiştir. Kırılma direnci alümina dayanaklardan iki kat daha fazladır. Bu

dayanakların anterior ve premolar dişler alanındaki tek ve bölümlü diş eksikliği olgularında kullanımı kısa ve orta takip dönemli klinik çalışmalarla kanıtlanmıştır (80).

Ancak Knoop sertlik çizelgesine göre zirkonyanın titanyumdan iki kat daha dayanıklı ve on kat daha sert olması nedeni ile (81) işlev zamanı implantın boyun kısmına zarar verebileceği düşünülmektedir (7,82). Bu konuyla ilgili Stimmelmayer ve ark. (83) yapmış oldukları in-vitro çalışmada tek parça zirkonya dayanağın, titanyum dayanağa göre İ-D arayüzeyinde daha fazla hasara ve aşınmaya neden olduğu sonucuna varmışlardır. Titanyum ve seramik dayanakların başarısızlık nedenlerinin ve kırılma dirençlerinin değerlendirildiği bir diğer çalışmanın sonuçlarına göre, titanyum dayanaklarda en sık karşılaşılan başarısızlık vida gevşemesi ve kırılması olduğu halde zirkonya dayanaklarda daha çok vida ve dayanak kırıklarına rastlanmıştır. Dolayısıyla seramik dayanaklardaki başarısızlıklar, yıkıcı ve çözümü zor olarak nitelendirilmiştir (84). Yapılan bilimsel çalışmalarda tek parça zirkonya dayanaklarla implantların arasında uyumsuzluk olduğu belirtilmiştir. Bunun da vida kaybına, mikro harekete, İ-D arayüzeyinde aşınmaya, marjinal aralığa ve bakteri sızıntısına neden olabileceği sonucuna varılmıştır (80,81,85). BDT/BDÜ yöntemlerinin geliştirilmesi kişiselleştirilmiş zirkonya dayanakların üretimine de olanak tanımıştır. Prefabrike ve kişiselleştirilmiş zirkonya dayanakların mekanik açıdan değerlendirildiği çalışmada kişiselleştirilmiş dayanakların daha yüksek kırılma direncinin olduğu sonucuna varılmıştır. Ancak olası başarısızlıklardan kaçınmak için prefabrike ve kişiselleştirilmiş zirkonya dayanakların anterior ve premolar alanlarındaki diş eksikliği olgularında kullanımı önerilmektedir (86). Zirkonya dayanakların klinik uygulamalarıyla ilgili kısa ve orta dönemli çalışmalar bulunmaktadır. Konuyla ilgili daha güvenilir sonuçlar için iyi tasarlanmış ve uzun takip dönemli çalışmalar gerektiği belirtilmiştir (85,87).

Hibrit dayanaklar

Günümüzde titanyumun mekanik özelliklerinden ve zirkonyanın estetik sonuçlarından yararlanabilmek için titanyum altyapılı zirkonya dayanaklar (hibrit dayanaklar) veya iki parçalı zirkonya dayanaklar geliştirilmiştir (88,89). Bu dayanakların implantla temas eden arayüzeyi titanyum olduğu için zirkonyanın

neden olabileceği boyun aşınmasının önüne geçilir. Ayrıca titanyum altyapı üzerine yapıştırılan zirkonya kaide titanyumun gri rengini maskeler, dolayısıyla daha estetik bir diş eti çıkış profili elde etmeye izin verir (90).



Şekil 2.1. Hibrit dayanak.

İnternal bağlantının döngüsel (rotasyonel) ve lateral kuvvetlere karşı eksternal bağlantı tipinden daha yüksek direnç sağladığı çalışmalarla kanıtlanmıştır (91,92). Bunun yanısıra İ-D sisteminde kuvvetlerin en yoğun olduğu yer İ-D arayüzeyidir (93). Dolayısıyla internal bağlantılı seramik dayanaklarda olası dayanak kırılmaları kaçınılmazdır (94). Hibrit dayanaklarda implanta temas eden dayanak maddesi titanyum olduğu için dayanak kırığı gibi komplikasyonun da önüne geçilir.

Gehrke ve ark. (8) yapmış oldukları in-vitro çalışmada prefabrike zirkonya, kişiselleştirilmiş zirkonya ve hibrit dayanakların dinamik yükleme sonrası başarısızlıklarını değerlendirmişler. Çalışma sonuçlarına göre, hibrit dayanaklar daha yüksek kırılma direnci göstermiştir.

2.3. İmplant-Dayanak Bağlantısı

Çoğu dental implant sistemi implant (İ) ve dayanak (D) olmak üzere iki bileşenden oluşur. İmplant bu sistemin, cerrahi aşamada kemiğe yerleştirilen endosteal bileşeni, dayanak ise protetik restorasyonu desteklemek için geliştirilmiş ve transmukozal bağlantı sağlayan bileşenidir (95). İmplant biyomekaniğinde anahtar etken; implant ve dayanağın karşılıklı yüzeyleri arasında oluşan ve vidaya gelen kuvvetler tarafından, İ-D sistemini bir arada tutan bağlantıdır (96). Bozkaya ve ark.

(97) implant tasarımının; işlev zamanı, İ-D ve implant-kemik arayüzlerine iletilen kuvvetin miktarını ve yönünü belirlediğini bildirmişlerdir. Çiğneme işlevi anında dayanak ve implantın temas eden yüzeyleri arasında mikro hareketler görülmektedir (98). Bu mikro hareketler, zamanla hem madde aşınması ve korozyona hem de vida gevşemesi ve kırılmasına yol açabilir (99). Bunun yanı sıra, İ-D arayüzündeki uyumsuzluk ve aşınmalar bakteri birikimine dolayısıyla da yumuşak doku enflamasyonu ve kemik kaybına neden olabilir (100,101). Osteointegre implantların klinik başarısızlıklarının değerlendirildiği sistematik derlemede, vida gevşeme veya kırılma oranının % 2 - % 45 arasında değiştiği sonucuna varılmıştır (64). İmplantla ilgili başarısızlıkları inceleyen başka bir çalışmaya göre, beş yıllık klinik hizmet sonrası bağlantı kaynaklı (vida gevşemesi veya vida kırığı) başarısızlıklar için % 7.3'lük artan olasılık hesaplanmıştır (63). Jung ve ark. (3)'ün mekanik ve biyolojik başarısızlıkları değerlendirdikleri çalışmalarında beş yıllık gözlem sonrasında bağlantı kaynaklı başarısızlık oranının % 12.7 olduğu görülmüştür. Çalışmalara göre implant sistemlerinde en sık İ-D bağlantısı ile ilgili mekanik başarısızlıklara rastlanmaktadır (64,65).

Başarısızlık oranını azaltmak ve İ-D bağlantısını daha stabil hale getirmek için farklı bağlantı tasarımları halihazırda mevcuttur (102). Günümüzde yaklaşık yirmi farklı bağlantı tasarımı mevcuttur. Fakat klinik uygulamalar için genelde dış altıgen, iç altıgen ve konik bağlantı tipleri tercih edilmektedir (10,11).

2.3.1. Dış Altıgen Bağlantı

Brånemark sistemiyle beraber geliştirilmiştir. Eksternal altıgen bağlantı tipinin başlangıç hedefleri implant yerleştirilmesini kolaylaştırmak ve protetik üst yapıyı implanta bağlamak olmuştur (61). Dış altıgen bağlantı tipinde hem implantta hem de dayanakda birbirine uyumlu olan altıgen biçimli platformlar vardır ve dayanağın tutucu parçası implant gövdesini dışarıdan çevrelemektedir (103). Bu platformlar, işlev anında oluşan kuvvetler altında İ-D bileşeninin bütünlüğünü sağlamaktadır (104) (Şekil 2.2.A., 2.3.A.).

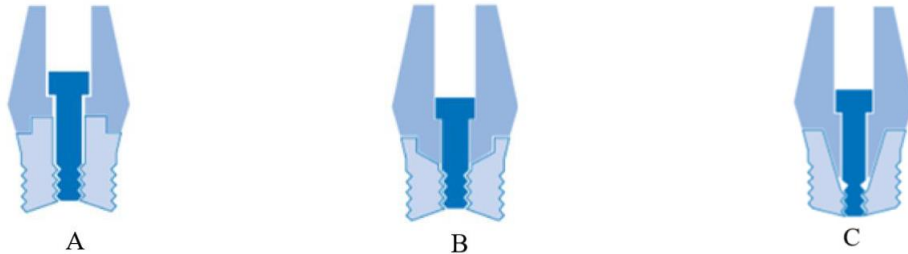
Dış altıgen bağlantı tipinin avantajları:

- Uzun süreli takip verileri mevcuttur.
- İki aşamalı implant cerrahisine uygundur.
- Farklı implant sistemleri arasındaki uyum mümkündür.
- Uzun dönem kullanım nedeniyle farklı başarısızlıklara yönelik çözümler literatürde bulunur.

Dış altıgen bağlantı tipinin dezavantajları:

- Lateral ve döngüsel kuvvetlere karşı direnç daha düşüktür.
- Vida gevşemesi olasılığı yüksektir.
- İ-D arayüzünde mikro hareket ve buna bağlı olarak mikrosızıntı gelişebilir.
- Yetersiz estetik sonuç alınabilir.
- Derin subgingival yumuşak doku varlığında, dayanağın implant üzerine oturtulması zordur.

Dış altıgen bağlantı tipi anti-rotasyonel parça içermez. Bu nedenle de İ-D bileşenini bir arada tutan etken, *torklama* anında vidaya uygulanan sıkıştırma tipi kuvvettir (105,106). Eksen dışı kuvvetlere ve yüksek okluzal yüklere maruz kaldığı zaman dış altıgen bağlantıda proteze gelen kuvvetlerin İ-D bileşeni tarafından dağıtılmadığı, aksine doğrudan vidaya iletiildiği kanıtlanmıştır (107). Ayrıca İ-D arayüzündeki altıgen platformlar dikey yöndeki kuvvetleri, vida ise yatay yöndeki kuvvetleri karşılar (108,109). Bu nedenle dış altıgen bağlantı tipinde sistemin en zayıf halkası vidadır (110).



Şekil 2.2. İ-D bağlantı tiplerinin şematik görüntüsü: A) Dış altıgen bağlantı, B) İç altıgen bağlantı, C) Konik bağlantı.



Şekil 2.3. İ-D bağlantı tipleri: A) Dış altıgen bağlantı B) İç altıgen bağlantı C) Konik bağlantı.

Merz ve ark. (109)'nın yaptıkları bir çalışmaya göre, işlev zamanı dış altıgen bağlantı tipinde konik bağlantıya kıyasla vida yivlerine daha fazla gerilme (tensile) tipi kuvvetler gelmektedir. Başka bir çalışmaya göre dış altıgen bağlantıdaki mikro aralık, implant çevresi yumuşak doku ve kemiğin yıkımına neden olan bakteri birikimine ortam sağlamaktadır (111).

Özellikle tek üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerle ilgili yapılan gözlemsel çalışmada, bu bağlantı tipinde mekanik başarısızlık oranının daha yüksek olduğu görülmüştür (112). Kim ve ark. (113) yaptıkları in-vitro araştırmada dış ve iç altıgen bağlantı tiplerinde vidaya gelen kuvvet miktarını incelemişlerdir. Bu çalışmada dış altıgen bağlantıda vidaya gelen kuvvet miktarının anlamlı derecede daha fazla olduğu sonucuna varılmıştır. Her iki bağlantı tipinin karşılaştırıldığı, diğer çalışmalarda da dış altıgen bağlantıda vidaya ve implanta daha fazla kuvvet geldiği bildirilmiştir (109,114,115).

2.3.2. İç Altıgen Bağlantı

Dış altıgen bağlantıdaki olası mekanik başarısızlıkları azaltmak, İ-D bileşenini daha kararlı, hale getirmek ve krestal kemiğe iletilen stres miktarını düşürmek için iç altıgen bağlantı tipi geliştirilmiştir (116-118). (Bkz. Şekil 2.2.B, 2.3.B.)

İç altıgen bağlantı tipinin avantajları:

- Tek aşamalı implant cerrahisine uygundur.
- İ-D arayüzeyindeki temas alanının geniş olması nedeniyle daha yüksek bağlantı dayanımı mevcuttur.
- İmplant boyun bölgesinde kemik rezorpsiyonu daha azdır.
- Kuvvetler daha geniş alana dağıtılır.
- Döngüsel ve lateral kuvvetlere karşı dayanıklıdır.
- Vida gevşeme olasılığı daha düşüktür.
- Estetik sonuçları iyidir.

İç altıgen bağlantı tipinin dezavantajları:

- İ-D arayüzeyinde implantın lateral duvarları daha incedir.
- Dar çaplı implantlarda boyun kırığı olasılığı vardır.

Yapılan çalışmalara göre iç altıgen bağlantıda implantla dayanak arasında sürtünmesel bir kilitleme gerçekleştiği için iki arayüzey arasında sadece 10 µm bir boşluk kalmaktadır. Bu da dayanak vidasının titreşimini ve mikro hareketini en aza indirmektedir. Sonuç olarak, lateral kuvvetler İ-D arayüzeyi tarafından karşılandığı için dayanak vidası ve kemik aşırı stresten korunur (119-121). Ayrıca iç altıgen bağlantıda proteze gelen lateral kuvvetler, İ-D arayüzeyi boyunca dağıtılarak (91), vidaya gelen stres miktarı azaltılır (117). Bu nedenle, bu bağlantı tipi, dış altıgen bağlantıya göre bükülme tipi kuvvetlere karşı daha dayanıklıdır ve daha iyi kuvvet dağılımını sağlamaktadır (122).

İç altıgen bağlantı tipinde; dayanağın bağlayıcı parçası implant gövdesi içine yerleşmektedir. Maeda ve ark. (123) ve Khraisat ve ark. (124,125) yaptıkları in vitro çalışmalarda, her iki bağlantı tiplerindeki kuvvet dağılım modellerini incelemişlerdir. Sonuçlara göre, her iki bağlantı tipinde kuvvet dağılım modeli benzer olmuştur. Bununla beraber, iç altıgen bağlantıda kuvvetler dayanak boyunca daha derin ve geniş bir alana dağıtılmıştır. İç altıgen bağlantıda oblik kuvvetler altında dayanağın yan duvarları stres dağılımına katkıda bulunur. Bu nedenle tek aşamalı cerrahi uygulamalar ve interokluzal mesafenin az olduğu tek implant olguları için de endikedir (123). Gurgel-Juarez ve ark. (126)'nın yaptıkları çalışmanın sonuçlarına

göre iç altıgen bağlantıda trabeküler kemiğe iletilen stres miktarı, dış altıgen bağlantıya göre % 60.4 daha azdır. Süngerimsi kemikle ilgili yapılan benzer çalışmada da iç altıgen bağlantıda kemiğe daha az stres iletildiği sonucuna varılmıştır (127). Bu bağlantı tipinin, protetik restorasyonların uzun dönem başarısı için biyomekanik açıdan da daha avantajlı olduğu yapılan araştırmalarda belirtilmiştir (91,113,123).

2.3.3. Konik Bağlantı

İç altıgen bağlantının geliştirilmiş şeklidir. Dayanak ve implant arasındaki kilitleme mekanik sürtünme yoluyla gerçekleşmektedir (Bkz. 2.2.C, 2.3.C.). Dayanağın implantla temas eden yüzey alanı daha derinde yerleştiği için protetik üst yapılardaki başarısızlık görülme ve bakteri birikim olasılığını en aza indirir (128). İ-D bileşeninde temas eden yüzey alanı daha geniş olduğu için vidaya gelen kuvvet ve vidada oluşan stres miktarı daha azdır (121).

Osseointegre implanttaki kemik kaybı nedenlerinden biri de implantla dayanak arasındaki mikro aralıktır. İ-D sisteminde temas eden iki yüzey arasındaki mikro boşluğu tamamen yok etmek mümkün olmadığı bilinmektedir. Bu nedenle bakteri sızıntısını azaltmak için İ-D sisteminin mükemmel uyumu, gelen kuvvetlere karşı dayanıklı olması ve varolan mikro boşluğun zamanla okluzal kuvvetler altında artmasını önlemek, üretici firmaların birincil hedeflerindedir. Farklı bağlantı tiplerinin mekanik özelliklerinin değerlendirildiği in-vitro çalışmanın sonuçlarına göre, konik bağlantı tipi lateral ve döngüsel kuvvetlere karşı daha dayanıklıdır. Bu da fonksiyonel hareketler altında implantla dayanak arayüzeyindeki mikro boşluğun artması ihtimalini azaltmaktadır. Çalışmada konik bağlantıda dikey ve oblik kuvvetler altında dayanakta mikro hareket saptanmamış ancak dış ve iç altıgen bağlantı tiplerinin mikro hareketlere daha duyarlı olduğu görülmüştür (129). İmplant sistemlerinin maksimum yüklenme kuvvetlerinin değerlendirildiği çalışmada da konik bağlantının diğer bağlantı tiplerine göre kırılmaya karşı daha dayanıklı olduğu sonucuna varılmıştır (121).

Avantajları

- Oblik ve dikey kuvvetlere karşı mükemmel dayanıklılık göstermektedir.
- İ-D arasındaki mikro boşluk az olduğu için bakteri sızıntısı olasılığı da en aza indirilmiştir.
- İ-D sisteminde temas eden yüzey alanı geniş olduğu için kırılmaya karşı dirençlidir.
- Yüksek yorulma direnci ve bükülme kuvvetleri değerlerine sahiptir.
- Marjinal kemik kaybı miktarı daha azdır.

Dezavantajları

- Dayanak sayısının fazla olduğu implant destekli sabit bölümlü protezlerde, protetik üst yapıların pasif uyumunu elde etmek daha zordur.
- Açılı yerleştirilmiş implantlarda uygulaması zordur.
- Dayanakların paralellliğini sağlayabilmek için implantların açısı dolayısıyla cerrahi hassasiyet önemlidir.
- Dar çaplı implantlarda boyun kırığı ihtimali var.

Bağlantı Vidası

İmplant dayanak bağlantı sisteminde önemli parçalardan biri de vidadır. İ-D sistemini bir arada tutan esas etken vidaya uygulanan ön yükür. Ön yük (preload), torklama sırasında vidada oluşan gerilimdir. Vidanın elastik deformasyonu sınırları içinde gerçekleştirilen ve sonlandırılan bu yükleme sonucunda, vidanın elastik uzamasının geri dönmek istemesi ile implant ve dayanak birbirine doğru çekilirerek bir arada tutulur. Birleştirilen bu iki parçanın birbirinden ayrılması, vidanın bir şekilde gevşemesi ile mümkündür (130,131).

Vida gevşemesi

Yapılan çalışmalara göre implant tedavisinde en sık rastlanan mekanik başarısızlık vida gevşemesidir (64,65). Vida üretimi için kullanılan metal alaşımının mekanik ve fiziksel özellikleri, vidaya uygulanan tork kuvveti miktarı, okluzal yükler vidaya bağlı başarısızlık oranına etki etmektedir. Üretici firmalar arasında ön yük

değeri farklılık göstermektedir. Dolayısıyla vida gevşemesi ihtimalini azaltmak için üretici firmanın talimatlarına dikkat etmek gerekir (132). Vida gevşemesinin çeşitli nedenleri olabilir. En sık karşılaşılan nedenler;

- Yetersiz tork kuvvetinin uygulanması yani vidanın yeterince sıkıştırılmaması,
- İ-D arasındaki temas eden yüzey alanının az, mikro aralığın ise fazla olduğu durumlar,
- Üretim sırasında veya klinik deneme aşamalarında vida yüzeyinde oluşan çapaklar ve birikimler,
- Vidaya elastik sınırının üzerinde stres uygulanması veya tekrarlanan yüklemeler ile vidada oluşan mikro çatlaklar,
- İşlev zamanı protetik restorasyona gelen aşırı okluzal yükleri göstermek mümkündür.

2.4. Dayanak Protez Bağlantısı

Dayanak ve protez arasındaki bağlantıyı sağlamak için siman veya vida tutuculu protezler kullanılmaktadır. Bölümü dişsizlikleri olan 303 hastaya yapılmış toplam 511 implantı değerlendiren retrospektif çalışmaya göre implantların 10 yıllık sağkalım oranı % 98.8, protez sağkalım oranı ise % 95 olduğu tespit edilmiştir (4).

Toplam 72 adet klinik çalışmanın değerlendirildiği sistematik derlemenin sonucuna göre ise beş yıllık sağkalım oranı siman tutuculu restorasyonlar için % 96,03, vida tutuculu restorasyonların için ise % 95,55 olmuştur. Fakat başarı açısından değerlendirildiği zaman, siman tutuculu implant destekli protezlerdeki biyolojik ve mekanik başarısızlık oranı, vida tutuculu protezlere göre daha sık görülmüştür (133). Bu çalışmaların sonuçlarına göre seçilen dayanak protez bağlantı tipi implant sağkalımını etkilemese de protez başarı oranını ve biyolojik, mekanik başarısızlıkların görülme sıklığını etkilemektedir (134).

Her iki tutucu tipi tek, bölümü ve tam dişsizlik olgularının implant destekli sabit protezlerle tedavisinde kullanılmaktadır. Hem siman hem de vida tutuculu protezlerin avantaj ve dezavantajları vardır. Dayanak-protez tutucu tipine karar verirken üretim hassasiyeti ve kolaylığı, pasif uyum, retansiyon, okluzyon, estetik, mekanik ve biyolojik başarısızlık görülme sıklığı ve maliyet gibi kriterler göz önünde bulundurulmalıdır.

2.4.1. Siman Tutuculu Restorasyonlar

İmplant destekli sabit protezlerde en sık tercih edilen siman tutuculu restorasyonlardır (135). Uygun olmayan implant açılarının telafi edilmesi, dayanak ve protez arasındaki siman tabakasından dolayı pasif uyumun daha kolay elde edilmesi ve vida deliğinin olmaması nedeniyle posterior bölgelerde dar çaplı kronlarda okluzyonun ayarlanmasının daha kolay olması gibi avantajları vardır. Ancak bu tutucu tipinin en büyük dezavantajı derin basamak seviyesi olan dayanakların varlığında taşan simanın temizlenmesindeki zorluklardır. Simantasyon sonrası taşan simanın tamamen temizlenemediği durumlarda, peri-mukositis ve peri-implantitis gibi implant çevresi yumuşak ve sert doku rahatsızlıklarının meydana geldiği kanıtlanmıştır (136-138). Siman tutuculu restorasyonların bir başka dezavantajı da bakım ve onarım gereken durumlarda restorasyonun çıkartılmasının zor olmasıdır. Bu nedenle bazı araştırmacılar restorasyonların geçici simanla yapıştırılması önermektedir. Desimantasyon olasılığını en aza indirmek için restorasyonu destekleyen dayanakların sayısı, yüksekliği, çapı, konikliği ve yüzey pürüzlülüğü de önem kazanmaktadır (139).

Siman tutuculu restorasyonların endikasyonları

- Dayanak basamağı dişeti seviyesinde veya en fazla 1.5 mm dişeti altında yerleştiği durumlarda
- Kısa köprülerde
- Dar okluzal tablaya sahip restorasyonların varlığında
- İmplant bukkolingual olarak hatalı yerleştirildiğinde

2.4.2. Vida Tutuculu Restorasyonlar

Minimal miktarda interokluzal mesafe gerektirmesi, onarım, periodontal veya cerrahi müdahaleler gerektiği zaman çıkartılmasının daha kolay olması avantajlarıdır (140,141). Ancak vida çıkış deliği seramik restorasyonlarda ufalanma-kopma ve kırılmalara neden olabilir. Aynı zamanda anterior alanda labiolingual yönde yanlış veya açılı yerleştirilmiş implantların vida çıkış deliği labialde kaldığı için tedavinin estetik sonu çarını olumsuz yönde etkiler (142).

Vida tutuculu restorasyonların endikasyonları

- Yetersiz interokluzal mesafe varlığında (en az 4mm)
- Uzantılı SBP'lerde
- Uzun köprülerde
- Derin basamak seviyesi olan dayanak varlığında (siman artığını önlemek için)
- Estetik alanda dişeti şekillendirmesini kolaylaştırmak ve çıkış profilini ayarlamak için
- Bakım ve onarım için restorasyonun çıkartılması gerektiğinde

2.5. İmplant destekli protetik restorasyonlar

Misch, restorasyonların şekli ve konturlarını dikkate alarak, implant destekli protetik restorasyonları sınıflandırmıştır. (143) ;

SP-1: Doğal diş görüntüsünde olan sabit restorasyon sadece kronun yerini alır.

SP-2: Sabit restorasyon dişin yanısıra kökün bir kısmının yerine konur.

SP-3: Sabit restorasyon dişeti ve dişsiz bölgenin yerini alır.

HP-4: Hareketli protezler; Tamamen implant destekli *overdenture* protezler.

HP-5: Hareketli protezler; İmplant ve yumuşak doku destekli *overdenture* protezler.

Sabit ve hareketli protezlerle ilgili sınıflandırmalar yapılmasına rağmen uzantılı protezler herhangi bir sınıflandırmaya dahil edilmemiştir.

2.5.1. İmplant destekli uzantılı protezler

İmplant destekli sabit bölümlü protezlerin nihai amacı, hastanın fonksiyonel ve estetik beklentilerini en az rahatsızlık ve sınırlı başarısızlıklar varlığında karşılamaktır. İmplant yerleştirilmesinde belirleyici etken protetik üst yapı olduğu için implant hizalaması ve cerrahisine bağlı sorunları en aza indirebilecek protez tasarımlarının geliştirilmesi önemlidir. Estetik sınırlamalar, ileri cerrahi gereksinimi, yetersiz kemik varlığı ve düşük kemik kalitesi implant cerrahisinde başarılı tedavi sonucunu etkileyen esas etkenlerdir.

Sarkmış maksiller sinüs, mandibular sinirin seyri, yetersiz kemik miktarının var olduğu klinik durumlarda implantların üç boyutlu doğru konumda yerleştirilmesi mümkün olmayabilir. Bu gibi olgularda, estetik bölgede veya sınırlı meziodistal

mesafenin varlığında tedavi seçeneklerinden biri de implant destekli uzantılı (distal veya mezial) bölümlü protezlerdir (144). Ancak bu tür restorasyonların kullanımı tartışmaya açıktır. Bazı araştırmacılara göre, kaldırıcı etkisi nedeniyle uzantı üzerine gelen okluzal kuvvetler daha fazladır. Yapılan sonlu eleman analizleri ve in-vitro çalışmaların sonuçlarına göre distal uzantılar yüksek gerilme (strain) ve deformasyona neden olurlar. Özellikle uzantının uzunluğu 7 mm'den daha fazla olduğu zaman implant ve çevre dokulara gelen kuvvet miktarı artar. Yüksek gerilmenin sadece protetik bileşenlerde değil aynı zamanda implantta ve implant çevresi sert ve yumuşak dokularda da mekanik ve biyolojik başarısızlıklara neden olabileceği düşünülmektedir (145). Yapılan klinik çalışmalarda ise yeterli plak kontrolü ile beraber distal uzantıların kemik ve peri-implant dokular üzerinde nasıl bir etkisinin olduğu belli değildir (146).

2.6. Restoratif Maddeler

2.6.1. Metal seramik restorasyonlar

Metal seramik restorasyonlar 1960'lı yıllardan günümüze kadar başarılı bir şekilde dental tedaviler için kullanılan restoratif maddelerdir. Üstün fiziksel özelliklere, uygun kenar ve iç uyumuna sahip olan, aynı zamanda klinik olarak kabul edilebilir estetik sonuçlar veren metal seramik restorasyonlar protetik diş hekimliğinde "*altın standart*" olarak nitelendirilmektedirler. Olumlu klinik sonuçların öngörülebilirliğinin ve tutarlılığının uzun vadeli bilimsel çalışmalarla onaylanması, geleneksel döküm yöntemlerinin kolaylığı ve doğruluğu bu restorasyonların dental kullanımını zamanla daha yaygın hale getirmiştir (147-149). Ancak laboratuvar aşamaları teknik hassasiyet gerektirir. Metal altyapıyı maskelemek için kullanılan opak tabakası restorasyonların ışık geçirgenliğini, dolayısıyla da estetik sonuçlarını olumsuz etkiler. Metal alaşımı zamanla oksitlenme reaksiyonu sonucu dişeti kenarında gri renklenmeye neden olabilir. Bunun yanısıra altyapı ile porselen arasındaki adeziv başarısızlıklar metal porselen restorasyonların klinik uygulamalarını yetersiz hale getirebilir (150).

2.6.2. Tam seramik restorasyonlar

Land 1903 yılında feldspatik porselenleri diş hekimliğine tanıtmıştır. McLean (1965) metal içermeyen seramiklere feldspatik porseleni güçlendirmek için Al_2O_3 eklemiştir ve o zamandan itibaren hem estetik hem de doğal görünümlü restorasyonlar üretebilmek için farklı tam seramik sistemleri geliştirilmiştir (151). Bununla birlikte, bu maddelerin kırılma katsayısı, çatlak yayılımı, düşük gerilme ve aşınma direnci, onarım zorluğu klinik uygulamalarını sınırlamıştır (152,153). BDT/BDÜ yöntemlerinin geliştirilmesi ve seramik sistemlerinin kimyasal yapısının güçlendirilmesi ile tam seramik restorasyonların üretimi yaygın hale gelmiştir.

Dayanıklılık, kimyasal stabilite, yüksek basınç dayanımı ve diş yapısına benzer ısıl genleşme katsayıları, doğal görünüm ve yüksek ışık geçirgenliği gibi estetik avantajlarından dolayı seramik maddelerin protetik diş hekimliğindeki uygulamaları her geçen gün artmaktadır (154-156). Hem geleneksel laboratuvar üretim yöntemlerini hem de BDT/BDÜ'yi destekleyen farklı seramik sistemleri bulunmaktadır (157). Bu sistemlerden kullanımları en yaygın olanlar cam seramikler (Ör. lityum disilikat, lösit) ve oksit seramiklerdir (alümina, zirkonya).

Zirkonya restorasyonlar

Zirkonya 1990'lı yıllarda diş hekimliğinde daha estetik seramik malzemelerin desteklenmesi için altyapı maddesi olarak kullanılmaya başlanmıştır. Zirkonya kimyasal olarak oksit, teknolojik olarak ise seramik maddeler grubuna ait edilmektedir. Yüksek mekanik özellikleri, sitotoksik olmaması, bakteriyel yapışmanın titanyumdan daha az olması, düşük korozyon değerleri gibi üstün özelliklerinden dolayı zirkonyanın protetik uygulamalar için kullanımı yaygınlaşmıştır (158,159).

Ortam basıncında polimorfik ve allotropik olan saf, işlenmemiş zirkonyanın içeriğindeki kristaller; monoklinik (m) (oda ısısı-1170°C), tetragonal (t) (1170°C-2370°C) ve kübik (k) (2370°C-2680°C) olmak üzere üç farklı fazda bulunabilir (160). Bu fazlar arasındaki geçişler boyutsal değişikliklere neden olur. Ör. zirkonya soğutulduğunda tetragonal fazdan daha stabil olan monoklinik faza geçişi maddede % 4- 5' lik hacimsel artışa yol açar. Dolayısıyla da sıkıştırma tipi (kompresif) gerilme

ortaya çıkar (161). Bu faz geçişlerini önlemek ve restorasyona yüksek mekanik özellikler kazandıran tetragonal fazı oda sıcaklığında da stabil hale getirmek için zirkonyanın içine MgO, CaO, Y₂O₃ ve CeO₂ gibi farklı oksitler (stabilizatörler) ilave edilmektedir. Bu oksitlerden en çok kullanılanı itriyum oksittir (Y₂O₃). İtriyum oksitin zirkonyaya katılmasıyla itriyum ile stabilize edilmiş polikristalin zirkonya (Y-TZP) elde edilir (162). Aşınma, aşırı mekanik kuvvetler, sinterizasyon zamanı ve sonrasındaki ani ısı değişiklikleri, zirkonyada çatlak oluşumuna bu çatlak alanı ise etrafında tetragonal-monoklinik (t-m) faz geçişine neden olur. Zirkonyaya ilave edilen itriyum oksit ise bu faz geçişi zamanı boyutsal değişikliği telafi ederek çatlağın ilerlemesini ve faz geçişinin devam etmesini önler. “Transfarmasyon sertleşmesi” olarak nitelendirilen bu fiziksel özellik, zirkonyanın tüm seramik sistemler arasında en yüksek bükülme direnci ve kırılma direncine sahip madde olmasını açıklamaktadır (163). Zirkonyanın mekanik özelliklerinin test edildiği çalışmalara göre bükülme direncinin 900-1200 MPa, kırılma direncinin ise 9-10 MPa olduğu belirlenmiştir (162,164). Klinik uygulamalar için kullanılan zirkonya çift tabakalı ve tek tabakalı (monolitik) olabilir.

Çift tabakalı zirkonya restorasyonlar

Metal destekli porselenlere göre daha estetik, tam seramiklere göre ise daha dayanıklı olmalarına rağmen çift tabakalı zirkonya restorasyonların en sık görülen klinik yetersizliği tabakalama seramiğine bağlı adeziv başarısızlıklardır. Yapılan gözlemsel çalışmalarda zirkonya altyapılı seramik restorasyonlardaki ufalanma-kopma oranının SBP’ler için 1-5 yıllık klinik takip sonrası % 3-36, tek kronlar da ise 2-3 yıllık klinik takip sonrası % 2-9 olduğu sonucuna varılmıştır (165,166). Zirkonya altyapı ile tabakalama seramiğinin ısıl genleşme katsayısı (167), bükülme direnci ve kırılma direnci arasındaki fark, hatalı altyapı tasarımı, hızlı soğutma oranı gibi etkenler adeziv başarısızlık nedenleri olarak açıklanmaktadır (168,169). Ayrıca tabakalama katmanlarının kalınlığı, çigneme kuvvetlerinin miktarı, okluzal temas alanlarının boyut ve yerinin de (170) başarısızlık oranını etkilediği düşünülmektedir (147).

Tek tabakalı (Monolitik) zirkonya restorasyonlar

Çift tabakalı zirkonya restorasyonlarda sık görülen ufalanma-kopma ve kırılma gibi başarısızlıkların önüne geçmek için monolitik zirkonya restorasyonlar geliştirilmiştir. Tabakalama aşaması olmaması nedeni ile üretim süresi daha kısadır. Bunun yanı sıra çift tabakalı zirkonya restorasyonlara göre kırılma dayanımı daha yüksek olduğu için yapılan preparasyon miktarını da azaltmaya dolayısıyla minimal invaziv tedaviye olanak sağlamaktadır (171). Monolitik zirkonya restorasyonların klinik uygulamaları son dönemlerde yaygın hale gelmiştir.

Farklı seramik maddelerden hazırlanmış restorasyonlara uygulanan parlatma ve *glaze* gibi yüzey bitirme yöntemlerinin karşıt dişler üzerindeki etkisinin incelendiği in-vitro çalışmalara göre parlatılmış yüzeye sahip monolitik zirkonya restorasyonlar daha az mine aşınmasına neden olmaktadır (172-174). Janyavula ve ark. (175) ise tabakalama seramiğinin karşıt dişte en çok aşınmaya neden olan restoratif madde olduğu sonucuna varmışlardır. İn-vivo bir çalışmada hastalara uygulanan monolitik zirkonya kronların, karşıt dişlerde doğal dişlere göre daha fazla mine aşınmasına neden olduğu gözlemlenmiştir. Bunun yanı sıra, diğer seramik maddelere göre monolitik zirkonyanın daha az aşınmaya sebep olduğu sonucu da elde edilmiştir (176).

Nakamura ve ark. (177) monolitik zirkonya restorasyonlarda okluzal kalınlığın kırılma direncine olan etkisini araştırmış ve verileri standart kalınlıktaki lityum disilikat restorasyonlar ile karşılaştırmışlardır. Çalışmaya göre okluzal kalınlık azaldıkça kırılma direnci de azalmaktadır. Ancak 0.5 mm kalınlıktaki monolitik zirkonya kronların bile kırılma direncinin ($5558 \pm 522N$) standart kalınlıktaki lityum disilikat kronlarınkinden ($3147 \pm 409N$) anlamlı derecede yüksek olduğu da kanıtlanmıştır. Bu da interokluzal mesafenin az, çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu alanlarda da monolitik zirkonya restorasyonların kullanımına olanak sağlamaktadır (178).

Monolitik zirkonya ile ilgili önemli konulardan biri yaşlanma olgusudur. Çünkü ağız iç ortamında uzun dönemde zirkonyada faz değişimi gelişebileceği ve restorasyonun dayanıklılığının olumsuz yönde etkileneceği düşünülmektedir (158). Farklı markadaki monolitik zirkonya maddelerinin t-m faz dönüşümüne daha yatkın olduğu yapılan in-vitro çalışmalarda gösterilmiştir (13,179). Bununla birlikte,

yaşlanma olgusunun zirkonyanın başarısızlığı ile ilgisini inceleyen klinik çalışma olmadığı için daha fazla bilimsel araştırmalara ihtiyaç vardır (180).

Yüzey İşlemleri

Geleneksel cam seramiklerin simantasyonu hem mekanik hem de kimyasal bağlantıya dayanır. Yüzeğe uygulanan asitle pürüzlendirme işlemi, rezin simanla silika esaslı seramikler arasındaki mikro mekanik bağlantıya katkıda bulunur. Kimyasal bağlantı ise silan uygulamasıyla sağlanır (181). Ancak zirkonyanın mikroyapısında silikanın ve herhangi bir camsı fazın olmaması silika esaslı seramiklere uygulanan yüzey işlemlerini zirkonya için gereksiz kılmaktadır. Bu nedenle zirkonya restorasyonların simantasyonu için farklı yüzey işlem yöntemleri geliştirilmiştir (182). Bu yöntemler;

- Kumlama,
- Döner aletlerle pürüzlendirme,
- Silan uygulama,
- Tribokimyasal pürüzlendirme,
- Lazer ile pürüzlendirme

Kumlama

Klinik uygulama için sıklıkla tercih edilen yöntemlerden biridir (183,184). Bu yöntemde 30-250 µm boyutlarındaki Al_2O_3 tanecikleri basınçla restorasyon yüzeyine uygulanır ve mikro mekanik bağlantı için gerekli olan pürüzlü yüzey elde edilir (185). Al_2O_3 tanecikleri, aynı zamanda yüzey gerilimini azaltır ve ıslanabilirliği artırır. Ancak bu yüzey işleminin zirkonyanın mikroyapısını bozduğunu savunan bilimsel çalışmalar da mevcuttur (186). Bu nedenle kumlama zamanı, uygulanan basınç ve tanecik boyutları dikkate alınmalıdır (187).

Döner aletlerle pürüzlendirme

Farklı tanecik büyüklüğüne sahip elmas frezler, diskler ve zımparalar ile yüzey pürüzlendirme işlemi gerçekleştirilir. Elmas frezlerin diğer yöntemlere göre daha çok yüzey pürüzlülüğüne neden olduğu kanıtlanmıştır (188). Buna rağmen,

yapılan in-vitro çalışmalarda bu yöntemin zirkonyada mikro çatlaklara, faz değişimine neden olduğu sonucuna da varılmıştır (182,189).

Silan uygulama

Diş hekimliğinde genelde silanlar olarak nitelendirilen organo-silanların adeziv bağlantıya katkısı bilimsel olarak kanıtlanmıştır (190). Yüzey ıslanabilirliğini artırdıkları için rezin simanlarla restorasyon arasındaki bağlantıyı da artırır (191). Zirkonya esaslı seramikler, silika içermezler bundan dolayı da silan uygulama yönteminin hemen hemen hiç etkisi yoktur. Ancak geliştirilmiş tribokimyasal kumlama işlemi sonrası zirkonya restorasyonlara silan uygulanabilir (192,193).

Tribokimyasal yöntem

Günümüz diş hekimliğinde en sık tercih edilen yüzey pürüzlendirme yöntemlerinden biridir (187). Bu yöntem metal alaşımlarına, alümina ve zirkonya esaslı dental seramiklere uygulanmaktadır (194-196). Tribokimyasal pürüzlendirme ile restorasyonla rezin siman arasındaki mekanik ve kimyasal bağlantıyı artırmak mümkündür (187,197). Pürüzlendirme işlemi için silika kaplı Al_2O_3 tanecikleri kullanılır. Uygulanan basınçla yüzeye çarpan Al_2O_3 tanecikleri mikro boşluklar oluşturarak mekanik bağlantıya, bu boşluklara nüfuz eden silika ise kimyasal bağlantıya katkıda bulunur (198) (Şekil 2.4.). Pürüzlendirme zamanı kullanılan cihazın basınç değeri de mekanik bağlantıyı etkilemektedir. Yüksek basınç uygulandığı zaman Al_2O_3 zirkonya yüzeyinde daha derin boşluklar oluşturur dolayısıyla mekanik bağlantıyı daha çok artırır. Ancak yüksek basıncın zirkonyadaki faz değişimi oranını da artıracığı düşünülmektedir (199). Farklı firmaların ürettiği, hem laboratuvar hem de klinik uygulamalar için kumlama cihazları bulunmaktadır (185,200).

Tribokimyasal işlem sonrası ultrasonik cihazda temizlemenin yüzeydeki silika miktarını azalttığı yapılan çalışma ile kanıtlanmıştır (201).



Şekil 2.4. Tribokimyasal pürüzlendirme.

Lazer ile pürüzlendirme

İlk defa 1965 yılında bilim dünyasına tanıtılmıştır ve beş yıl sonra diş hekimliğinde de kullanılmaya başlanmıştır. Ancak lazerin yüzey pürüzlendirme işlemi için uygulanması oldukça yeni bir yöntemdir. Yöntemin temel felsefesi lazerin doku seçici özelliğine dayanmaktadır. Tek renkte (monokromatik), doğrusal (kolime) oluşu ve fotonlarının aynı fazda olması lazeri kontrol edilebilir güçlü ışık haline getirmektedir. Bu işlemde restorasyonun iç yüzeyinde mikro pürüzlülük oluşturularak mikro mekanik bağlantıya katkıda bulunulur. Yeni bir yöntem olduğu için etkinliği ile ilgili çeşitli bilgiler vardır. Bazı çalışmaların sonuçlarına göre bağlantıyı artırdığı düşünülse de (202,203) diğer çalışmalarda uzun dönem klinik başarısının yetersiz olduğu sonucuna varılmıştır (204,205).

Simantasyon

Seramik esaslı restorasyonların uzun vadeli klinik başarısı için en önemli etkenlerden biri de kullanılan siman ve simantasyon yöntemidir (196,206). Adeziv simanlardan olan rezin simanlar düşük çözünürlüğü, yüksek bağlantı direnci, mükemmel mekanik ve estetik özelliklerinden dolayı seramik esaslı restorasyonların simantasyonunda sıklıkla tercih edilmektedir. Sertleşme mekanizmasına göre rezin simanlar üç gruba ayrılmaktadır (207).

1. Işıkla sertleşen (light-cure) rezin simanlar
2. Kimyasal yolla sertleşen (self-cure) rezin simanlar
3. Hem ışıkla hem de kimyasal sertleşen (dual-cure) rezin simanlar

Işıkla Sertleşen Rezin Simanlar

Çalışma sürelerinin uzun, renk stabilitesinin iyi olması en büyük avantajlarından sayılır. Farklı renk seçenekleri bulunmaktadır. Sertleşme reaksiyonu sadece ışıkla gerçekleştirildiği için madde kalınlığı az (en fazla 1.5 mm), ışık geçirgenliği yüksek olan cam seramik ve indirekt kompozit restorasyonların simantasyonunda kullanılmaları önerilir (190). Tek tüp şeklinde üretilen bu simanlarda karıştırma aşaması ortadan kaldırıldığı için siman içinde daha az hava kabarcığı oluşur, bu da simanın renk stabilitesini olumlu yönde etkiler. Bu nedenle özellikle estetik olgularda kullanılmaktadır (208).

Kimyasal Yolla Sertleşen Rezin Simanlar

İçerdikleri tersiyer aromatik aminlerin zamanla ağız içi ortamında kimyasal değişikliğe uğrar ve amin renklenmesi dolayısıyla simanda renk değişimi görülür. Renk seçeneklerinin sınırlı olması ve çalışma süresinin kısa olması da bu rezin simanların dezavantajlarıdır. Daha çok kalın veya opak restorasyonların (zirkonya restorasyonlar), metal inley, onley, endodontik postların simantasyonunda kullanılır. Rezin simanın içeriğindeki amin grubu zamanla simanda renk değişimine neden olabilmektedir (190).

Hem Işıkla hem de Kimyasal Yolla Sertleşen (Dual-Cure) Rezin Simanlar

Bu simanlar sertleşme reaksiyonundan önce ve sonra, ışıkla sertleşen rezin simanlara göre daha sarı renktedirler. Ayrıca sertleşme reaksiyonu sırasında daha çok renk değiştirirler. Renk stabilitesi ışıkla sertleşen rezin simanlardan daha azdır (209). Genelde iki tüp şeklinde üretilirler. Mekanik özellikleri neden ile tercih edilirler. Direkt ışıkla polimerizasyonun zor olduğu durumlarda kullanılırlar (210).

Doğal Diş ve İmplant Biyomekaniği

Biyomekanik kavramı, vücudun tüm organları ve dokuları arasındaki etkileşimi ve biyolojik dokuların uygulanan kuvvete olan yanıtını içerir (24). Dental implantlar, yükü çevredeki biyolojik dokulara iletir. İmplant bileşenlerinin

fonksiyonel tasarımlarının birincil hedefi; implant destekli protezin fonksiyonunu sağlamak için biyomekanik yükleri yönlendirmektir. Uygulanan kuvvetin niteliği (yön, frekans, amplitüd), implant tasarımı, implant-kemik arayüzeyinin biyolojik ve mekanik özelliklerinin herbiri implant çevresi kemiğe iletilen kuvvet ve kemikte oluşan stres miktarını belirler (211). İmplant-protez sisteminin mekanik olarak en hassas bölgesi implant-kemik ara yüzeyidir. Özellikle, kemik kaybının yoğun olduğu bu alanda, implanta uygulanan kuvvetlerin bir kısmı kemiğe iletilse de kuvvetin büyük bir kısmı implantın boyun bölgesinde yoğunlaşmaktadır (212). Bu olgu *''birbiriyle temasta olan iki cisme kuvvet uygulandığı zaman, başlangıç noktasında oluşan stres en yüksektir''* şeklinde nitelendirilen bir mühendislik ilkesiyle açıklanabilir (213).

Okluzal kuvvetler

İmplant destekli sabit protez kullanan hastaların çiğneme kuvvetleri doğal dentisyonu olan veya diş destekli sabit protez kullanan bireylerin çiğneme kuvvetlerine eşdeğer veya çok yakın olmaktadır. Yapılan protez tipi, implantların yeri, açısı, sayı İ-D arayüzeyi kemik kalitesi, hastanın yaşı, cinsiyeti, parafonksiyonel alışkanlıkları kemiğe iletilen kuvvet şiddetini ve kemikte oluşan stres miktarı doğrudan etkilemektedir. Klinik olarak uzun vadeli başarılı tedavi için implantın her bir bileşeninin fiziksel ve geometrik özelliklerini bilmek gerekmektedir (60).

Doğal diş ve implant arasındaki biyofizyolojik farklar iyi bilinse de bu farklılara bağlı kazanılan biyomekanik özellikler hala tartışmaya açıktır. Diş ve implant arasındaki farklar Tablo 2’de gösterilmiştir.

Tablo 2.2. İmplant ve diş arasındaki temel farklar

Diş	İmplant
<p>Periodontal ligamentler</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Okluzal kuvvetler altında dişler dikey yönde 25-100 µm, bukkolingual yönde 56-108µm hareket eder. 2. Kuvvetlerin kök yüzeyi boyunca dağıtılmasını sağlar. 3. Şok absorpsiyonu vardır. 4. Kuvvetlerin ekisini azaltır. 5. Kuvvetler karşısında mobilite görülür. 6. Dönme momenti kökün apikal 1/3'ündedir. 	<p>Direkt kemik teması</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Okluzal kuvvetler altında implantların hareket miktarı sadece 3-5 µm'dir. 2. Kuvvetler daha çok krestal kemikte yoğunlaşır. 3. Kuvvetler direkt kemiğe iletilir. 4. Kuvvetlerin miktarı anlamlı derecede artar. 5. Kuvvetler karşısında mobilite görülmez. 6. Dönme momenti krestal kemiktedir.
<p>Biyomekanik Tasarım</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Yuvarlak kesitli olmayıp kesit alanına göre değişir. 2. Kök yüzey alanı çiğneme kuvvetlerinin şiddetine göre değişmektedir. 3. Elastisite modülü kemiğe yakındır. 	<p>İmplant Tasarımı</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Yuvarlak kesitlidir. 2. Çapı ve uzunluğu mevcut kemiğe göre belirlenir. 3. Elastisite modülü kortikal kemikten 5-10 kat daha fazladır.
<p>Diş ve Etrafındaki Proprioseptif Sinirler</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Okluzal travmaya bağlı olarak hiperemi, hassasiyet oluşur. 2. Kuvvetlere proprioseptif yanıt vardır. 3. Aşırı okluzal kuvvetlere yanıt olarak düşük ısırma kuvvetleri mevcuttur. 	<p>Duyusal Sinirlerden Yoksundur</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Okluzal travmanın ön belirtisi yoktur. 2. Okluzal kuvvet farkındalığı 2-5 kat daha azdır. 3. Fonksiyonel ısırma kuvveti dört kat daha fazladır.
<p>Okluzal Yüzey: Mine</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Minedeki aşınmalar, stres çizgileri, servikal kaviter stresin erken dönem belirtileridir. 	<p>Okluzal Yüzey: Seramik</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Stresin erken dönem belirtileri yoktur. Uzun dönemde ise protetik yapılarda çatlaklar, kırılmalar, dayanak vida gevşemesi, kırılması ve implant boyun kırığı oluşabilir.

İn vitro deney testleri

Çoğu maddelerde uygulanan kuvvet sonucu yorulmaya bağlı başarısızlık gelişebilir. Yorulmaya bağlı başarısızlık oluşma süresi uygulanan kuvvetin şiddeti, süresi ve maddenin fiziksel özelliklerine bağlıdır. Başarısızlık; aşınma, çatlak ve

kırılma şeklinde meydana çıkmaktadır. Bu sebepten dolayı maddelerin fiziksel özellikleri klinik başarısını doğrudan etkilemektedir.

Ağız içi ortamda da protez yapımı için kullanılan maddelerde maruz kaldıkları kuvvetler sonucu başarısızlıkların yaşanması çoğu zaman kaçınılmazdır. Dental maddelerin yorulma dayanımlarını incelemek, elde edilen verileri karşılaştırmak ve klinik uygulama için daha güvenilir protetik maddeleri saptamak için laboratuvar ortamında in vitro testler yapılmaktadır (214). Bu testler zamanı örneklere uygulanan kuvvetler statik (aralıksız) veya dinamik (belli bir zaman aralığıyla uygulanan) olabilir (215).

Statik yükleme için en sık tercih edilen cihaz Evrensel test cihazıdır. Bu cihaz, diş hekimliğinde kullanılan maddelerin hatta nihai protezlerin sıkıştırma (compressive), çekme (tencile), bükme (torsion), makaslama (shear), eğilme (bending) tipi direncini değerlendirmeye olanak sağlamaktadır. Geliştirilen yeni dental maddeler klinik uygulama öncesi statik yükleme ile test edilmektedir. Statik yükleme maddelerin mekanik özellikleri ile ilgili bilgi vermektedir (216).

Çiğneme simülasyonları

Restoratif maddelerin birincil klinik deneylerinin çoğu zaman etik sorunlar içermesi, yüksek maliyetli olması ve uzun takip süresi gereksinimi nedeniyle yorulma ve aşınma dirençlerinin çiğneme simülasyonu yoluyla klinik öncesi test edilmesi önemlidir. Ayrıca, güvenilir ve karşılaştırılabilir sonuçlar elde etmek için kullanılan çiğneme simülasyonunun fizyolojik çiğneme verilerini taklit etmesi gerekmektedir (217). Yapılan çalışmalarla fizyolojik çiğneme ve yutkunma sırasındaki ısırma kuvvetlerinin 10-50 N arasında değiştiği, her çiğneme döngüsü sırasındaki antagonist dişlerin temas süresinin ise 400 ms ile 600 ms arasında değişmekte olduğu kanıtlanmıştır. Simülasyon temas ucu ile test edilen madde arasındaki temas süresi klinik olarak kanıtlanmış olan bu aralıkta olmalıdır ve simülasyon süresi boyunca sabit tutulmalıdır. Bunun yanı sıra bu döngüsel temaslar 0.2-1.5 Hz'lik aralıklarla tekrarlanmalıdır (218). Dikey hareketlerin en yüksek kinematik değerleri ise 16 ile 20 mm arasında ölçülmüştür (219).

Çiğneme simülasyonunda örneklere uygulanan 250.000 döngünün ortalama bir yıllık klinik kullanıma, 1.200.000 döngünün ise beş yıllık klinik kullanıma karşılık

geldiği bilimsel araştırmalarla kanıtlanmıştır (220,221). İstatistiksel olarak uygun sayıda örneğın makul bir süre içinde test edilmesi için, bu cihazda aynı anda çalışan birden fazla test bölmelerinin kullanılması arzu edilmektedir. Bunun yanı sıra karşılaştırılabilir sonuçlar elde etmek için kullanılan test bömleri arasında uygulanan kuvvet miktarı, döngü sayısı, ve döngü sıklığı açısından fark bulunmamalıdır. Uzun dönemli döngüsel yükleme zamanı önemli etkenlerden biri de döngü sırasında örneğe iletilen enerji miktarıdır. Bu da örneklere uygulanan kuvvetle doğrudan ilgilidir (222).

Diş hekimliğinde çıgneme simülatörleri restoratif maddelerin aşınma deneylerinin yanı sıra, kron ve köprülerin dayanıklılığını, çatlak oluşma nedenlerini ve kenar uyumu değerlendirmek için de kullanılabilir.

Klinik öncesi deneyler için kullanılan çıgneme simulatörünün sahip olması gereken özellikler (217):

- Uygulanan kuvvet ve uygulama sıklığının yüksek doğruluğa sahip olması,
- Elde edilen sonuçların doğruluğunun kesinliğı,
- Cihazın bileşenlerinin uzun ömürlülüğü ve sağlıklı çalışması,
- Cihaz kontrollerinin kısa sürede yapılabilmesidir.

Ayrıca her kullanım öncesi özel ölçüm cihazıyla simülatörün ayarlanması gereken aralıklar řu şekildedir:

- Dinamik kuvvet (48-52 N)
- Kuvvet impulsu (9.9-10.1 Ns)
- Dikey ve yatay hareketin hızı (39-41 mm/dk)
- Yükleme döngülerinin sıklığı (1.58-1.62 Hz)
- Temas süresi (390-410 ms)
- Çevresel ortam sıcaklıkları (4.8–5.2⁰C/54.0–56.0⁰C)

Çalışma süresi boyunca test edilen örneklerin yüzeylerinin temiz tutulması için gereken ortam, test bömesini dolduran sabit bir sıvı (Ör. su) ile sağlanabilir. İn-vitro deneyler için kullanılan simülatör cihazının örnek yüzeyine temas eden ucunun sivri veya küre şeklinde olmasının da kuvvet iletimi ve aşınma miktarı üzerinde etkisinin olduğu kanıtlanmıştır. Sivri bir uç daha dar bir yüzeye temas ettiği için birim alana gelen kuvvet miktarı dolayısıyla da bu alandaki aşınma miktarı da fazla

olmaktadır. Yuvarlak uç ise daha geniş bir temas alanına sahip olduğu için daha az yorulma gerilmesi ortaya çıkar (223).

Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM) (Scanning Electron Microscope, SEM)

Elektron-örnek arasındaki etkileşimden elde edilen sinyaller örneğin morfolojisi, kimyasal bileşimi ve kristal yapısıyla ilgili bilgi vermektedir. TEM'deki hızlandırılmış elektronlar önemli miktarda kinetik enerji taşımaktadırlar. Elektron ve örnek etkileşim anında örneğin sert yüzeyine çarpan elektronlar farklı sinyaller şeklinde dağılır. Bu sinyaller ikincil elektronları, geri saçılmış elektronları, difraktif geri saçılmış elektronları, fotonları, görünür ışığı ve ısıyı içermektedir. İkincil elektronlar ve geri saçılan elektronlar genellikle görüntüleme örnekleri için kullanılır. TEM analiz yöntemi "yıkıcı olmayan" olarak kabul edilir. Yani, elektron etkileşimleri ile ortaya çıkan X ışınları, örnekte hacim kaybına neden olmadığı için aynı maddenin tekrar analiz edilmesine olanak sağlar (224).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada; implant destekli hibrit dayanak içeren, monolitik zirkonya üst yapıdan oluşan distal uzantılı protezlerin dinamik ve statik yükleme sonrası mekanik başarısızlıkları incelenmiştir. Çalışmada alt çene (mandibular) 34 ve 35 no'lu dişler alanına yerleştirilmiş implantlar üzerine yapılacak distal uzantılı restorasyonlar tasarlanmıştır. Çalışmada kullanılan implant ve bileşenleri Tablo 3.1. ve Şekil 3.1.'de verilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan implant ve bileşenleri

İmplant bileşenleri	Üretici Firma Bilgileri
<u>Dental implant</u> (Boy 11.50 mm, çap 4.50 mm, konik bağlantılı) (Şekil 3.1.A.)	MIS Implants Technologies GmbH, Minden, Almanya.
<u>Geçici plastik dayanak</u> (Çap 3.5 mm, konik bağlantılı) (Şekil 3.1.B.)	MIS Implants Technologies GmbH, Minden, Almanya.
<u>Ti-base köprü dayanağı</u> (Anti-rotasyonel parça içeren) (Dayanak boyu 4.50 mm, konik bağlantılı) (Şekil 3.1.C.)	MIS Implants Technologies GmbH, Minden, Almanya.
<u>Ti-base köprü dayanağı</u> (Anti-rotasyonel parça içermeyen) (Dayanak boyu 4.50 mm, konik bağlantılı) (Şekil 3.1.D.)	MIS Implants Technologies GmbH, Minden, Almanya.



Şekil 3.1. İmplant ve bileşenleri: A) İmplant, B) Geçici dayanak, C) Anti rotasyonel parça i çeren dayanak, D) Anti rotasyonel parça i çermeyen dayanak, E) Dayanak vidası.

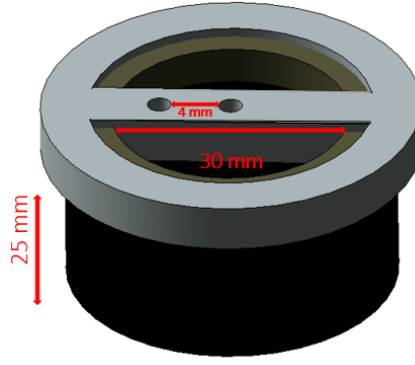
Çalışmada dinamik ve statik yükleme için kullanılan cihazlar Tablo 3.2. ve Şekil 3.2.'de sunulmuştur.

Tablo 3.2. Deney için kullanılan cihazlar.

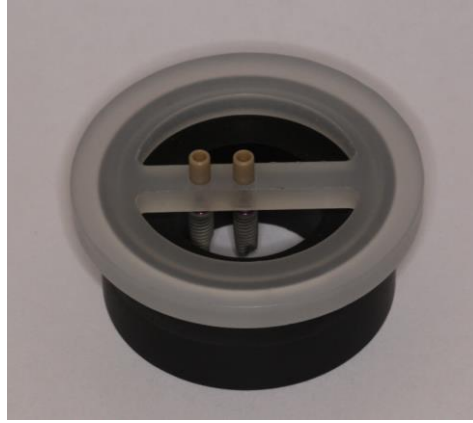
İşlem	Kullanılan Cihaz	Üretici Firma Bilgileri
Dinamik yükleme	Çiğneme simülatörü	Mod Dental Medikal Test Cihazları, Ankara, Türkiye.
Statik yükleme/ kırma testi	Evrensel test cihazı	LRX Lloyd Instruments, Fareham, İngiltere.

Örneklerin hazırlanması

Klinik koşulları taklit etmek amacı ile çiğneme simülatörü kullanılmıştır. Deney örneklerinin simülatöre yerleştirilebilmesi için iki parçadan oluşan bir plastik kalıp hazırlandı (Şekil 3.2, 3.3.). Kalıbın üst parçasında birbirinden 4 mm uzaklıkta, 3.5 mm çapında iki adet delik açıldı. Bu deliklerin her birine implantın geçici dayanak parçaları yerleştirildi. Üst parçanın alt yüzeyine dayanaklara karşılık gelecek şekilde implantlar anahtar yardımıyla vidalandı. (Şekil 3.4.)



Şekil 3.2. Örnek hazırlamak için kullanılan kalıbın üç boyutlu şematik görüntüsü.



Şekil 3.3. Kalıba yerleştirilmiş implantlar ve geçici dayanaklar.

İmplantları sabitlemek için akrilik rezin (Technovit 4000, Heraeus Kulzer GmbH, Almanya) (Şekil 3.4.A.) kullanıldı. Üretici firma talimatları doğrultusunda (2 kısım toz: 2 kısım sıvı I: 1 kısım sıvı II) karıştırılan soğuk akrilik kalıba döküldü (Şekil 3.4.B.) ve polimerizasyonu için oda sıcaklığı ortamında 15 dk bekletildi. Polimerizasyon sırasında olası büzülme ihtimalini engellemek için kalıbın üzeri kapatıldı.

Technovit 4000 soğuk akrilinin özellikleri (225)

- Son derece düşük polimerizasyon büzülmesi
- Mükemmel kenar uyumu
- Metal yüzeylere mükemmel adezyon

- Optimum tesviye ve parlatma
- Karıştırılması kolay
- Çene kemiği elastisite modülüne yakın elastisite modülü
- Isıl döngü, yaşlandırma, kuvvet uygulamasının etkisi yok



(A)

(B)

Şekil 3.4. A) Örneklerin hazırlanmasında kullanılan soğuk akrilik rezin, B) Hazırlanmış ve kalıba dökülen soğuk akrilik rezin.

Polimerizasyon sonrası dayanak bulunan örnekler kalıptan ayrıldı (Şekil 3.5.). Toplam 20 adet örnek hazırlandı. Geçici dayanaklar uzaklaştırıldı ve yerlerine hibrit dayanaklar (Ti-base) yerleştirilerek implantlara vidalandı (Şekil 3.6.).

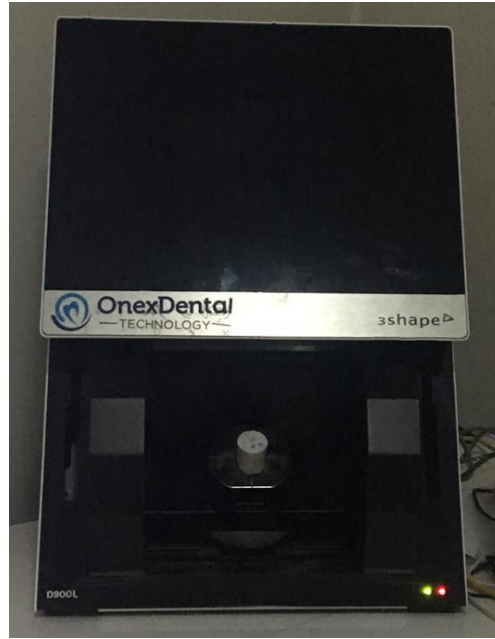


Şekil 3.5. Polimerizasyon sonrası üzerinde geçici dayanaklar bulunan örnek.



Şekil 3.6. İmplantlar üzerine yerleştirilmiş hibrit dayanaklar.

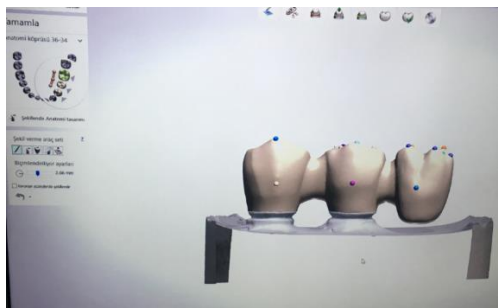
Sonraki aşamada örnekler laboratuvara sevk edildi. Dayanakların sanal görüntüsünü elde etmek için hibrit dayanaklı örnekler tarama cihazına yerleştirilerek tarandı (D900L, Real Colortm, 3Shape Dental System, Germany) (Şekil 3.7.). Elde edilen sanal veriler BDT/BDÜ cihazına aktarıldı (D900L, 3Shape Dental System, Germany) ve distal uzantılı protez tasarım aşamasına geçildi. Tasarımlar iki ana grup oluşturacak şekilde anti-rotasyonel parça içeren ve içermeyen dayanıklara göre yapılmıştır. Doğal alt premolar dişlerin morfolojisine uyacak şekilde; meziodistal olarak 7 mm, labiolingual olarak 7.5 mm genişliğe ve 8 mm kron yüksekliğine sahip üç üyeli restorasyonlar tasarlandı. 34 ve 35 no'lu restorasyonlar 2 *cuspli*, 36 no'lu restorasyon 4 *cuspli* olarak şekillendirilmiştir. Konnektör alanlarını yuvarlanmış hatlarda tasarlandı ve 3 mm kalınlıkta oluşturuldu (Şekil 3.8.). Siman aralığı 100 µm olarak ayarlandı . Tasarım işlemi tamamlandıktan sonra veriler BDT/BDÜ cihazının kazıma (milling) ünitesine aktarıldı (Şekil 3.9.). Üretici firmanın talimatları doğrultusunda kazıma ve sinterleme işlemleri tamamlanarak örnekler üretildi (Şekil 3.10).



Şekil 3.7. Hibrit dayanaklı örneğin tarama cihazındaki görüntüsü



(A)



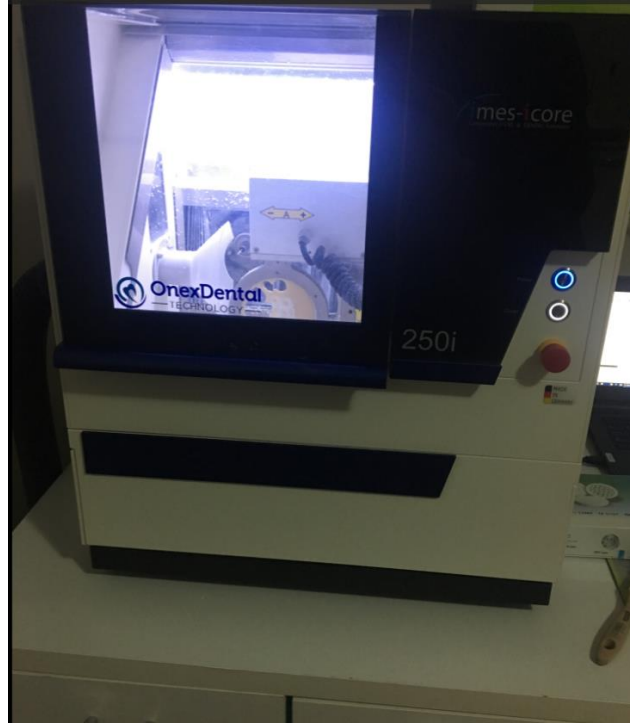
(B)



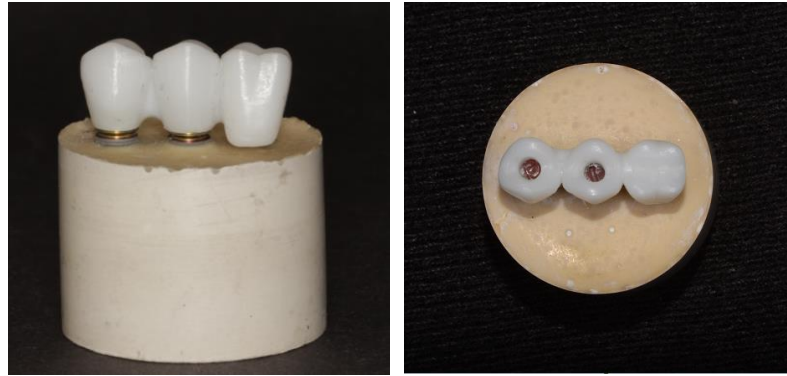
(C)

Şekil 3.8. BDT sonrası sanal görüntü A) Zr altyapının labial görüntüsü

B) Restorasyonun labial görüntüsü C) Restorasyonun okluzal görüntüsü



Şekil 3.9. BDÜ yardımıyla restorasyonların kazınması



(A)

(B)

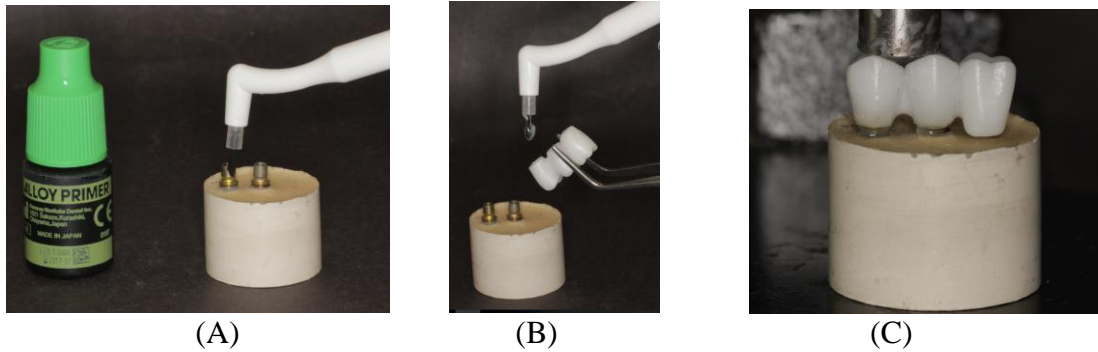
Şekil 3.10. Restorasyonun bukkal (A) ve okluzal (B) yönden görünüşleri

Tribokimyasal yöntem

Simantasyon öncesi Ti-base hibrit dayanakların titanyum yüzeylerine kumlama cihazı (Rocatec Jr.; 3M ESPE, St. Paul Minnesota) yardımıyla tribokimyasal kumlama yüzey işlemi yapılmıştır. Aynı işlem dijital olarak elde edilmiş distal uzantılı zirkonya protezlerin iç yüzeyine de yapılmıştır. Kumlama işleminde silika kaplı 50 µm'luk Al₂O₃ tanecikleri 1.5 B basınçla 20 sn süre ile yüzeylere uygulanmıştır. Kumlama işleminde tercih edilen tanecik çapı, basınç ve süre değerleri zirkonyadaki olası faz değişimi ihtimalini en aza indirmek veya kontrol altında tutabilmek için tercih edilmiştir (226).

Simantasyon

Dayanakların okluzal yöndeki vida delikleri teflon bantla (politetrafloroetilen, PTFE) kapatıldı. Ti-base dayanaklar ile zirkonya restorasyonlar arasında bağlantıyı artırmak için dayanıklara metal *primer* (Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya.) bir fırça yardımıyla uygulandı (Şekil 3.11. A.) ve 30 sn kurumaya bırakıldı.



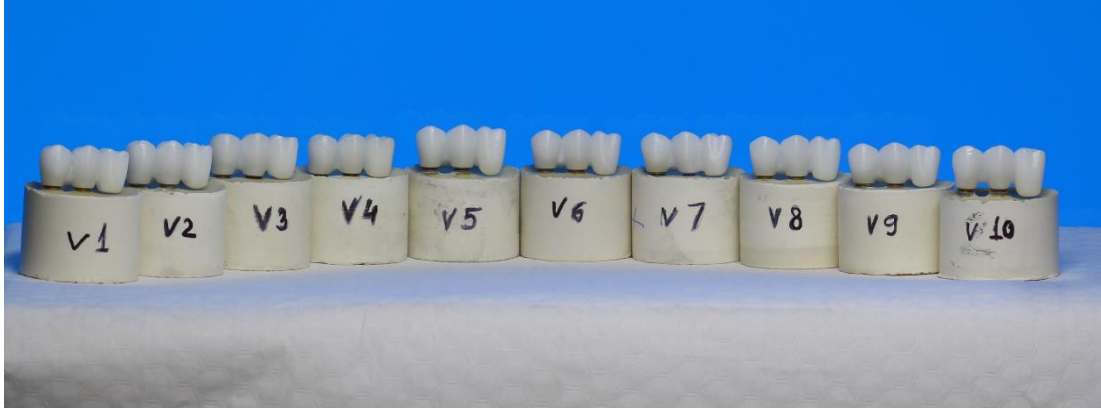
Şekil 3.11. A) Metal primer uygulaması, B) Restorasyonun iç kısmına siman uygulaması, C) Ağırlık cihazına yerleştirilmiş örnek.

Üretici firma talimatları doğrultusunda karıştırılan rezin siman (Panavia 21, Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya.) hem titanyum dayanak yüzeyine hem de zirkonya restorasyonların iç kısmına uygulandı (Şekil 3.11. B). Daha sonra restorasyon dayanak üzerine yerleştirildi. Örneklerin her biri standart simantasyon

basıncı oluşturmak amacı ile ağırlık cihazına yerleştirildi (Şekil 3.11.C). Simantasyon ağırlığı 5 kg olarak 5 dk uygulandı. Basınç uygulama ortamı hazırlanır hazırlanmaz, birincil polimerizasyon işlemi için servikal sınırlara 3 sn süre ile LED ışık (Cromalux LED 1200, Mega-PhysiK GmbH & Co. Rastatt, Germany) uygulandı ve fazla siman temizlendi. Ardından bukkal, lingual, mezial ve distal yüzeylere 20 sn ışık tutuldu ve polimerizasyon işlemi tamamlandı. Oksidasyonu önlemek için servikal sınırlara *Oxygard* jeli (*Oxyguard II*, Kuraray Dental, Osaka, Japan) uygulandı ve 8 dk sertleşme süresi beklendi. *Oxygard* hava ve su spreyi yardımıyla temizlendi. Ardından teflon bant uzaklaştırıldı. Anahtar yardımıyla dayanak-restorasyon bileşeni uzaklaştırıldı ve servikal kenarlarına lastik yardımıyla parlatma işlemi yapıldı. Parlatma işleminin ardından dayanak-restorasyon bileşeni implantlar üzerine yerleştirildi, vida boşluklarına vidalar konuldu ve anahtar yardımıyla elle sıkıldı. Ardından üretici firmanın önerisine göre 30 N kuvvetle tork aleti ile sıkıştırıldı (Şekil 3.12.). Restorasyonların giriş delikleri teflon bant (PTFE) ve ardından akışkan siman (Dynamic flow, Universal Flowrable Restorative, President GmbH, Münih, Almanya) ile kapatıldı ve tekrar polimerize edildi. Toplam 20 adet örnek dinamik yükleme için hazır hale getirildi (Şekil 3.13.A,B.).



Şekil 3.12. Örneğin torklanması



(A)

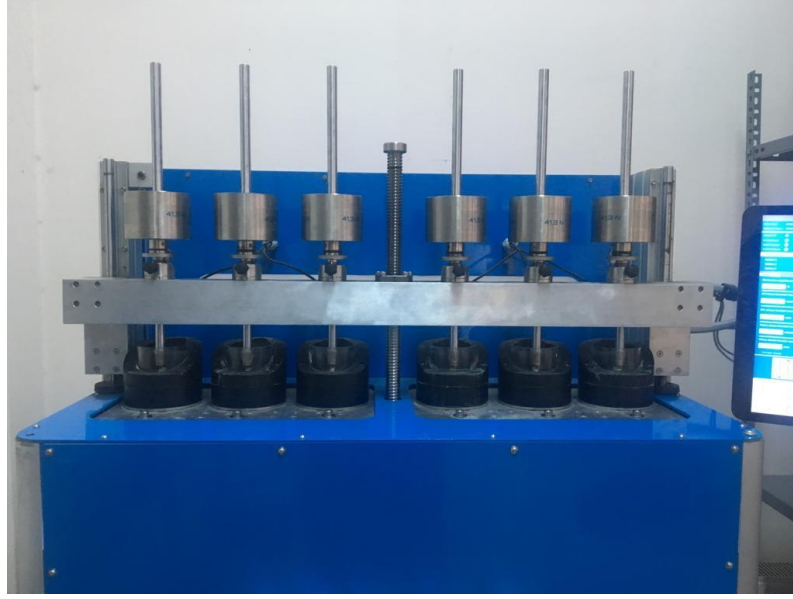


(B)

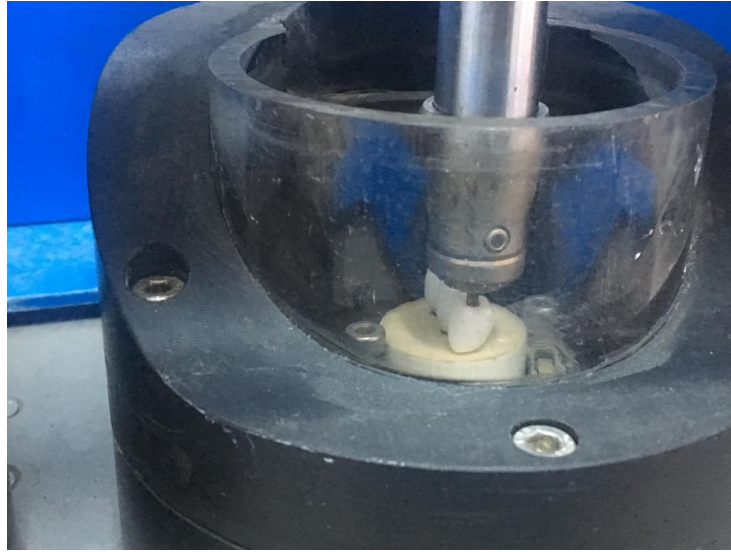
Şekil 3.13. A) Anti-rotasyonel parça i çeren grup, B) Anti-rotasyonel parça i çermeyen grup

Dinamik yükleme

Simantasyon işlemleri tamamlanan örnekler polimerizasyon aşamasından sonra 24 saat bekletildi. Dinamik yükleme için çiğneme simülatörünün bölmelerine yerleştirildi (Şekil 3.14.). Çiğneme simülatörünün kuvvet uygulayan yuvarlak şekle sahip ucu restorasyonların distal uzantı kısmına gelecek şekilde konumlandırıldı (Şekil 3.15.). Örneklere 1.6 Hz hızında 2 mm yatay hareket varlığında dinamik yükleme yapıldı. Örneklere ağız içi beş yıllık kullanıma eşdeğer olan 1.200.000 döngü kuvvet uygulandı (217). Ağız içi ortamı daha iyi taklit edebilmek için yükleme işlemi ısı döngü eşliğinde yapıldı. Deney süresi boyunca örneklere 5-50 °C sıcaklıkta ısı döngü uygulandı. Dinamik yükleme sonrası örnekler tek araştırmacı tarafından büyüteç kullanılarak gözle değerlendirildi.



Şekil 3.14. Çiğneme simülatörü



Şekil 3.15. Çiğneme simülatörüne yerleştirilmiş örnek.

Statik yükleme

Dinamik yükleme işlemi tamamlanmış örnekler tek tek statik yükleme için Universal test cihazının (Lloyd LRX Force Tester, JLW Instruments, Fareham, İngiltere) bölmesine yerleştirildi (Şekil 3.16.). Cihazın yükleme ucu restorasyonun distal uzantısının okluzal yüzeyinin merkezine yönlendirilerek sabitlendi. Sıfır

değerinden başlayarak 1mm/dk hızla mekanik başarısızlık meydana gelene kadar kademeli olarak dikey yöndeki basma tipi (sıkıştırıcı, *compressive*) kuvvetlere tabi tutuldu. Mekanik başarısızlığın olduğu anda örneklere kuvvet uygulama işlemi durduruldu. Veriler bilgisayar ortamında Newton (N) olarak kaydedildi.



Şekil 3.16. Statik yükleme için evrensel test cihazına sabitlenmiş örnek.

4. BULGULAR

Çalışmamız alt çene posterior alanda bölümlü dişsizlik olgularının anatomik sınırlamalar ve yetersiz kemik varlığı nedeniyle iki implant destekli hibrit dayanaklı ve distal uzantılı monolitik zirkonya restorasyonların kullanımını gerektirecek klinik olguları dikkate alarak tasarlanmıştır.

Dinamik yükleme

Anti-rotasyonel parçanın İ-D bağlantısına etkisini araştırmak için iki grup şeklinde oluşturulan örnekler dinamik yükleme cihazına yerleştirilerek ısıl döngü varlığında beş yıllık ağız içi kullanımına eşdeğer olan 1.200.000 döngü kuvvete tabi tutuldu. Dinamik yükleme sonrası test edilen örnekler aşağıda belirtilen mekanik başarısızlık ölçütlerine göre incelendi:

İmplant seviyesinde

Deformasyon

Boyun kırığı

Dayanak seviyesinde

Vida gevşemesi

Vida kırığı

Dayanak kırığı

Restorasyon seviyesinde

Ufalanma-kopma

Kırılma

Desimantasyon

Dinamik yükleme sonrası tek kişi tarafından büyüteç kullanılarak incelenen anti-rotasyonel parça içeren ve içermeyen distal uzantılı protezlerde, yukarıda belirtilen başarısızlıklardan herhangi biri ile karşılaşılmamıştır. Dinamik yükleme ile test edilen örneklerin beş yıllık sağkalım ve başarı oranı % 100 olarak saptanmıştır.

Statik yükleme

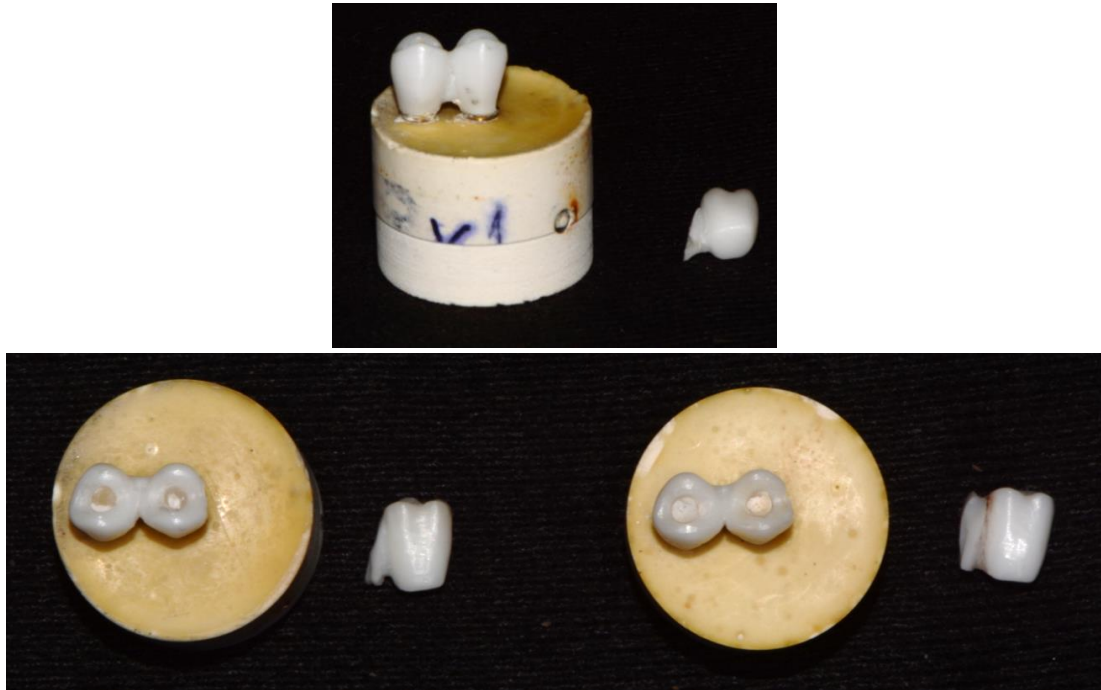
Dinamik yükleme sonrası örneklerde restoratif madde, bağlantı ve protez tasarımına bağlı başarısızlıkları değerlendirmek için statik yükleme ile basma tipi

kuvvet uygulanmıştır. Olası başarısızlıklar büyüteç (lup) ve TEM yardımıyla incelenmiştir. Yükleme sonrası oluşan başarısızlık nedenleri Tablo 4.1.'de verilmiştir.

Tablo 4.1. Anti rotasyonel parça içeren ve içermeyen grup örneklerinde statik yükleme sonrası meydana gelen başarısızlıklar.

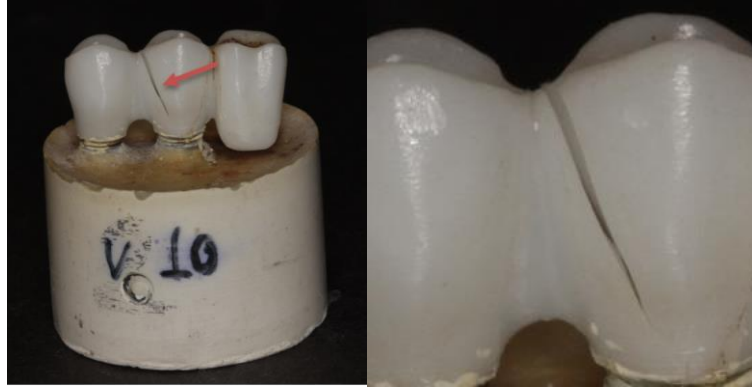
Mekanik Başarısızlık	Anti-rotasyonel parça içeren grup (n=10)	Anti-rotasyonel parça içermeyen grup (n=10)
İmplant kırığı	0	0
İmplant boyun deformasyonu	0	0
Dayanak kırığı	0	0
Dayanak boyun deformasyonu	0	0
Vida kırığı	0	0
Vida gevşemesi	0	0
Restoratif maddede ufalanma-kopma	0	0
Restoratif maddede çatlama, kırılma (uzantının konnektör alanında)	8	9
Restoratif maddede çatlama, kırılma (implant destekli restorasyonlar arası konnektör alanında)	2	1

Test edilen tüm örneklerde en sık görülen başarısızlık distal uzantının konnektör alanındaki kırılma olmuştur.



Şekil 4.1. Test edilen örneğin statik yükleme sonrası görüntüsü

Statik yükleme sonrası anti-rotasyonel parça içeren gruptaki implantlarla desteklenen restorasyonların konnektör alanında çatlak gözlemlenmiştir (Şekil 4.2).



Şekil 4.2. Test edilen örneğin statik yükleme sonrası görüntüsü

Anti-rotasyonel parça içermeyen örneklerden birinde ise her iki konnektör alanında restoratif madde yüzeyinde çatlama meydana gelmiştir (Şekil 4.3).



Şekil 4.3. Test edilen örneğin statik yükleme sonrası görüntüsü

Mekanik başarısızlığın meydana geldiği maksimum kuvvet miktarı gruplara göre Tablo 4.1. ve 4.2.'de verilmiştir

Tablo 4.2. Anti-rotasyonel par a i çermeyen örneklere uygulanan kuvvet

rnek/No	Uygulanan maksimum kuvvet değeri (N)
1	1015
2	832
3	816
4	1009
5	805
6	928
7	785
8	878
9	848
10	821

Tablo 4.3. Anti-rotasyonel par a i çeren örneklere uygulanan kuvvet

rnek/No	Uygulanan maksimum kuvvet değeri (N)
V1	632
V2	667
V3	1013
V4	860
V5	679
V6	518
V7	556
V8	833
V9	538
V10	766

Statik yükleme sırasında hem maksimum kırılma direnci değeri (1015N) (Tablo 4.2.) hem de maksimum ortalama kırılma direnci değeri (873.7N) (Tablo 4.4.) anti-rotasyonel par a içermeyen grupta saptanmıştır Minimum kırılma direnci değeri (518N) (Tablo 4.3.) ve minimum ortalama kırılma direnci değeri (706.2 N) (Tablo 4.4.). ise anti-rotasyonel par a içeren grupta gözlemlenmiştir.

Sayısal değerlerin normalliği Shapiro-Wilk testi ile, grup varyanslarının normalliği ise Levene testi ile değerlendirilmiştir.

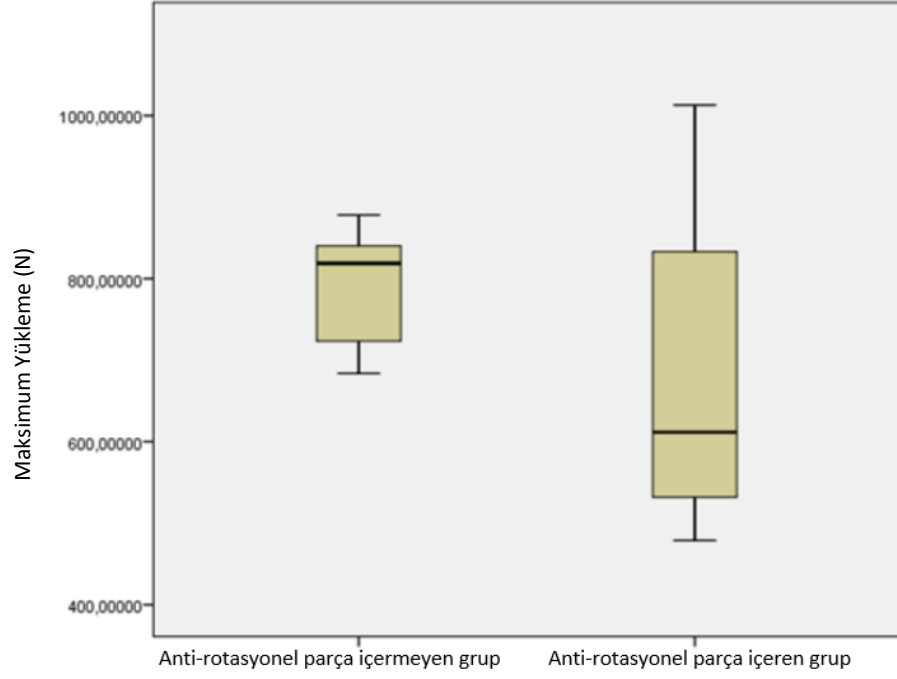
Tablo 4.4. Örneklere uygulanan ortalama kuvvet ve kayma değerleri

Anti-rotasyonel parça içeren grup					Anti-rotasyonel parça içermeyen grup			
Değişkenler	Min. değer	Maks. değer	Ortanca değer	Ortalama değer	Min.	Maks.	Ortanca değer	Ortalama değer
Maksimum Yük (N)	518	1013	598.5	706.2	785	1015	866.5	873.7
Maksimum yüklemeye kayma (mm)	0.97	1.96	1.29		0.58	3.08	1.43	

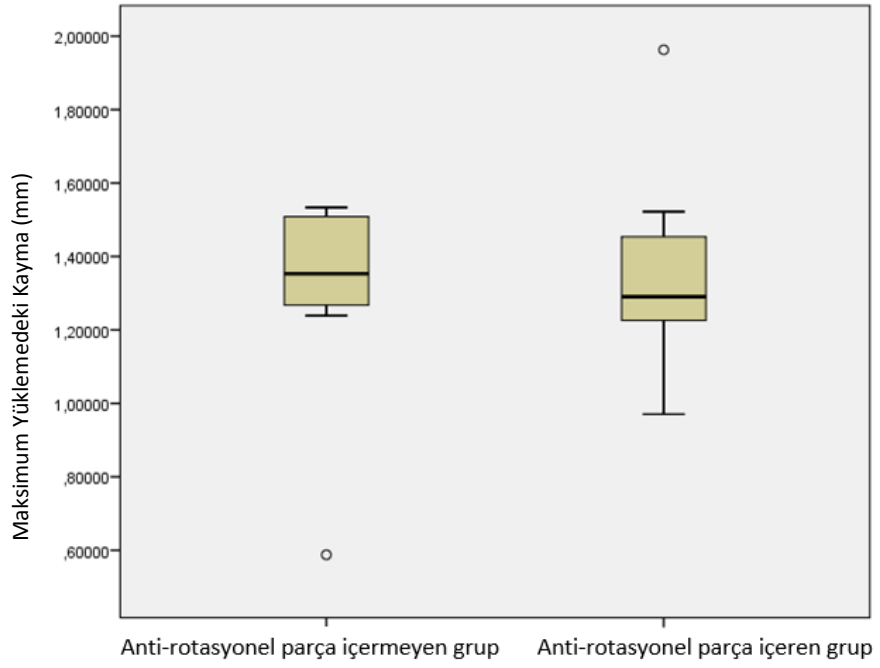
İki grup için uygulanan kuvvet ve meydana gelen kayma değerlerinin maksimum, minimum, ortalama ve ortanca verileri Tablo 4.4'te verilmiştir. Uygulanan kuvvete bağlı en yüksek veriler anti-rotasyonel parça içermeyen grupta tespit edilmiştir. Fakat kuvvet değerleri açısından iki grup arasında tespit edilen fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. En yüksek kayma değeri anti-rotasyonel parça içermeyen grupta elde edilmiştir. Ancak iki grup karşılaştırıldığı zaman kayma değeri açısından görülen fark istatistiksel olarak anlamlı olmamıştır.

Gruplara ait maksimum yüklemeye kuvvet değerlerinin dağılım aralıkları Şekil 4.4'te gösterilmektedir. Şekilde de görüldüğü üzere, anti-rotasyonel parça içeren gruptaki kuvvet dağılımları geniş bir aralık gösterirken anti-rotasyonel parça içermeyen grupta daha dar kuvvet dağılım aralığı saptanmıştır (Şekil 4.4.). Bu da anti-rotasyonel parça içermeyen grup içinde dengeli bir kuvvet dağılımını göstermektedir.

Gruplara ait maksimum yüklemeye kayma değerlerinin dağılımı Şekil 4.5'te gösterilmektedir. Şekildeki kutu çizgi grafiğinden izlenebileceği gibi kayma değerlerinin dağılım genişliği her iki grup için benzer olmuştur.



Şekil 4.4. Uygulanan maksimum kuvvet değerlerinin kutu çizgi grafiği



Şekil 4.5. Kayma değerlerinin kutu çizgi grafiği

TEM incelemesi

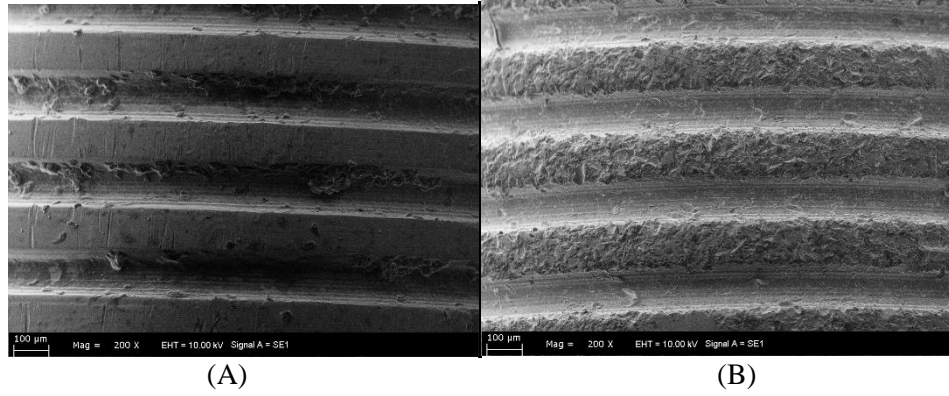
Kırılma direnci testi tamamlandıktan sonra titanyum dayanak ve örnekler Taramalı Elektron Mikroskopunda (TEM) incelendi.



Şekil 4.6. Elektron mikroskobuna yerleştirilmiş örnekler.

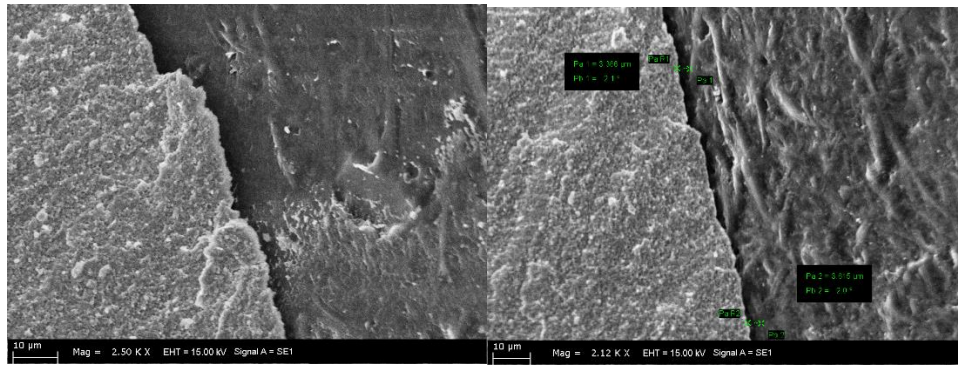
Dinamik ve statik yükleme sonrası x200 büyütmede titanyum dayanak maddesinde herhangi bir kırılma ve kopma görülmemiştir. Statik yükleme sonrası örneklerde meydana gelen mekanik başarısızlık restoratif madde seviyesinde olmuştur.

Ayrıca x200 büyütmede titanyum dayanak yüzeyinin tribokimyasal kumlama öncesi (Şekil 4.7. B) ve sonrası (Şekil 4.7. B) görüntüleri değerlendirilmiştir. Kumlama sonrası titanyum yüzeyinde mikro boşluklar ve Al_2O_3 tanecikleri tespit edilmiştir.



Şekil 4.7. Tribokimyasal kumlama öncesi (A) ve sonrası (B) titanyum dayanak yüzeyinin TEM görüntüsü

Statik yükleme sırasında mekanik başarısızlıkların görüldüğü örnek yüzeyleri TEM altında incelendiği zaman simanın genel olarak titanyum yüzeyinde kaldığı saptandı. Bunun yanı sıra sanal tasarım sırasında 100 µm olarak belirlenen siman aralığının da testler sonrası değiştiği tespit edildi (Şekil 4.8). Dayanak ve restorasyon arayüzeyinin elektron mikroskop görüntüsünden de anlaşıldığı gibi bazı yerlerde siman tamamen çözülmüş, bazı yerlerde ise dayanak ve restorasyon arayüzeyinde aşınmaya bağlı siman aralığı yaklaşık üç kat artmıştır.



Şekil 4.8. Dayanak ve restorasyon arayüzeyinin TEM görüntüsü

5. TARTIŞMA

Pjetursson ve ark. (2) 2012 yılında yaptıkları incelemede, SBP'leri destekleyen implantların en az beş yıllık gözlem sonrası sağkalım oranını incelemişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre beş yıllık implant sağkalım oranı %95.6, on yıllık sağkalım oranı ise %93.1 olmuştur. Bir diğer çalışmada meta-analiz sonuçlarına göre on yıllık sağkalım oranı %93.2 olmuştur (227). Konuyla ilgili yayınlanan bir diğer araştırmada implant destekli geleneksel SBP'lerin sağkalım oranıyla ilgili 2000 yılına kadar ve 2000 yılından sonra yayınlanan makale sonuçları karşılaştırılmıştır. Çalışma sonuçlarına göre genel sağkalım oranı %93.5'ten %97.1'e kadar yükselmiştir (228).

Protetik üst yapıların (metal seramik ve altın-akrilik) incelendiği sistematik derlemede beş ve on yıllık sağkalım oranları sırasıyla %95.4 ve %80.1 olmuştur. Aynı sistematik derlemede protetik üst yapı maddesi olarak sadece metal-seramiğin tercih edildiği çalışmalar değerlendirildiğinde ise beş yıllık sağkalım oranının %96.4, on yıllık sağkalım oranının ise %93.4 olduğu sonucuna varılmıştır (2). Bunun yanı sıra siman tutuculu protezlerde sağkalım oranı %95.2'den %97,9'a, vida tutuculu protezlerde %77.6'dan %96.8'e ve implant destekli tek kronlarda %92.6'dan %97.2'ye yükselmiştir. İmplant destekli SBP'lerde %93,5'ten %96,4'e kadar yükselen bir sağkalım oranı saptanmıştır (228).

Romeo ve ark. (16) yaptıkları sistematik derlemede implant destekli uzantılı SBP'lerde beş yıllık sağkalım oranını % 95.4 - % 98.2 olarak rapor etmişlerdir. Konuyla ilgili yapılan başka bir çalışmada ise araştırmacılar destek implant sayısının önemine de vurgu yapmışlardır. Bu derlemede tek implant destekli SBP'ler için 5-10 yıllık tahmini sağkalım oranını %96.6, iki implant destekli uzantılı SBP'ler için ise %98,4 olmuştur. Fakat araştırmacılar, tek implant destekli uzantılı SBP'ler ile ilgili yapılan çalışma sayısının sınırlı, çalışma tasarımları ve elde edilen verilerin ise farklı olmasının sonuçların güvenilirliğini olumsuz yönde etkileyebileceğini de belirtmişlerdir. (229). İki implant destekli distal uzantılı restorasyonlar üzerine yapılan in vitro çalışmamızda beş yıllık hizmet sonrası implantların ve restorasyonların sağkalım oranı %100 olarak bulunmuştur. İmplant destekli geleneksel SBP'lerin ve implant destekli uzantılı SBP'lerin karşılaştırıldığı çalışmalarda implant sağkalım oranları ise benzer olmuştur (17,230).

İmplant destekli SBP'lerde görülen başarısızlık oranlarının değerlendirildiği çalışmada en sık karşılaşılan mekanik başarısızlıklar tabakalama seramiğindeki kırılmalar (13.5%), dayanak veya vida kaybı (%5.3), siman tutuculu protezlerdeki tutuculuk kaybı (%4.7) olmuştur (2). Konuyla ilgili yapılmış bir diğer sistematik derlemede ise mekanik başarısızlıkla ilgili veriler birbirini doğrulamamaktadır. Dayanak kırığının ve vida gevşemesinin görülme sıklığı azalsa da toplam mekanik başarısızlık sayısı ve protetik üst yapılardaki kırılma oranı artmıştır. Araştırmacılar bu tutarsızlığı yeni dönem çalışmalarda küçük başarısızlıkların da daha ayrıntılı bildirilmesiyle ilgili olabileceği fikrini ileri sürmüşlerdir (228). İmplantın makro ve mikrojeometrik özelliklerinin geliştirilmesi ile biyolojik başarısızlık oranı azalmıştır. Ancak klinik uygulama zamanı görülen mekanik başarısızlıklar hala uzun vadeli başarılı tedaviyi olumsuz yönde etkilemektedir. Bu nedenle son dönemlerde implantla ilgili yapılan çalışmalar genelde mekanik başarısızlıkların azaltılması yönündedir.

Uzantının mekanik başarısızlığa etkisine dair literatürde ikilem bulunmaktadır. Bazı araştırmalarda distal uzantının mekanik başarısızlık oranına etkisi olduğu sonucuna varılsa da (14,15,231), bazı çalışmalarda ise geleneksel implant destekli SBP'ler ve implant destekli distal uzantılı implant SBP'ler arasında benzer veriler elde edilmiştir (232,233). İmplant destekli uzantılı ve uzantısız SBP'lerin incelendiği çalışmada, beş yıllık başarısızlık oranı sırasıyla %20.3 ve %9.7 olmuştur. Aynı zamanda araştırmada uzantılı restorasyonlarda en sık görülen başarısızlığın tabakalama seramiğindeki ufalanma-kopma, kırılmalar ve vida gevşemesi olduğu belirtilmiştir (234). Storelli ve ark. (229)'larının çalışmasında kümülatif başarısızlık oranı (mekanik, biyolojik, teknik) % 28.66 olarak rapor edilmiştir. En sık karşılaşılan mekanik başarısızlıklar tabakalama seramiğindeki ufalanma-kopma, kırılma (% 13.93) ve vida gevşemesi (% 5.33) olmuştur. Tabakalama seramiğinde görülen ufalanma-kopma, kırılmalar gibi mekanik başarısızlıkları önlemek için çalışmamızda restoratif madde olarak monolitik zirkonya maddesi tercih edilmiş ve beş yıllık dinamik yükleme sonrası örneklerde restoratif maddeye bağlı herhangi bir başarısızlık gözlemlenmemiştir.

İmplant çevresindeki stres yoğunluğu ve dağılımına uzantının etkisini araştıran çeşitli in-vitro çalışmalar vardır. Bu çalışmalara göre uzantının uzunluğu

arttıkça stres miktarı da artmaktadır (235,236). Artan stres miktarının da klinik ortamda daha fazla kemik kaybına neden olduğu düşünülse de uzantılı ve geleneksel implant destekli SBP'lerin incelendiği klinik çalışmalarda, kemik kaybı açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. (17,230,231). Benzer sonuçlar Silva ve ark. (224)'nın meta-analizinde de elde edilmiştir. Biyolojik başarısızlıklar açısından değerlendirildiği zaman Storelli ve ark (229)'larının sistematik derlemesinde uzantıya yakın implantta yıllık ortalama kemik kaybı miktarı 0.03 mm olarak belirtilmiştir. Benzer sonuçlar Aglietta ve ark. (237), Romeo ve ark. (16)'larının çalışmalarında da rapor edilmiştir. Ayrıca araştırmacılar uzantıya yakın ve uzak olan implantlar arasındaki yıllık kemik kaybı miktarı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulmamışlardır. Uzantının biyolojik başarısızlığa etkisine dair literatürde kesin bir bilgi yoktur. Bazı çalışmalarda marjinal kemik kaybına bir eğilim olduğu belirtilse de, elde edilen veriler ortalama kemik kaybı miktarını kanıtlayacak istatistiksel güce sahip değildir (230,238). Çalışmamız in-vitro bir çalışma olduğu için kemik kaybı miktarı değerlendirilmemiştir.

Kim ve ark. (17) tarafından yapılan retrospektif kohort çalışmada distal uzantının implant destekli SBP'lerin mekanik ve biyolojik başarısızlık oranına etkisi incelenmiştir. Çalışmada implant çevresindeki marjinal kemik kaybı miktarının etkilenmediği ancak mekanik başarısızlık oranının daha yüksek olduğu sonucuna varmışlardır. Bunun yanısıra, SBP'in türüne bakmaksızın mekanik başarısızlık oluşan olgular incelendiği zaman, biyolojik ve mekanik başarısızlıklar arasında ilişki bulunmuştur. Özellikle vida gevşemesi, vida veya dayanak kırığı gibi mekanik başarısızlıkların görüldüğü olgularda aynı zamanda implant çevresi kemik kaybı da gözlemlenmiştir. Bu bulgular distal uzantı varlığının tek başına implatta biyolojik başarısızlığa neden olmadığını, implantta görülen mekanik ve biyolojik başarısızlıkların karışık ve çok nedenli olduğunu göstermektedir.

İ-D bağlantısı dikkate alındığında konik olmayan bağlantı tipleri, özellikle de dış altıgen bağlantı mikro harekete daha yatkındır (109,113). Dayanak vidası ve okluzal vida kırığı olguları değerlendirildiği zaman iç altıgen (%0.2) ve dış altıgen (%1.8) bağlantılar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır (239). Çalışmamızda vida gevşemesi ve vida kırılması gibi mekanik başarısızlıkların oluşmamasının nedenlerinden biri İ-D arasında konik (*Morse taper*) bağlantı

özelliğinden kaynaklanabilir. Uygulanan oblik ve yatay kuvvetlerin İ-D sistemine etkisinin incelendiği bir çalışmada, konik bağlantı tipinde İ-D arasında mükemmel mekanik bağlantı uyumunun ve minimum mikro hareket olduğunun sonucuna varılmıştır Araştırmacılar bu uyumun İ-D sisteminin uzun vadeli klinik başarısını doğrudan etkilediğini vurgulamışlardır (121).

İ-D arayüzündeki aşınma miktarına etki eden etkenlerden biri dayanak üretim maddesidir. Konuyla ilgili Stimmelmayer ve ark. (83) yapmış oldukları in-vitro çalışmada tek parça zirkonya ve titanyum dayanakların dinamik yükleme sonrası aşınma direncini değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar 1.200.000 döngü dinamik yükleme sonrası birbirine temas eden implant ve dayanak yüzeylerini elektron mikroskobu ile incelemişler. Çalışma sonucuna göre tek parça zirkonya dayanaklar titanyum implantta daha fazla aşınmaya neden olmuştur Benzer çalışma, Baldassari ve ark. (240) tarafından da yapılmıştır. Çalışmada kontrol grubu olarak titanyum dayanaklar belirtilmiş ve üç farklı yöntemle üretilen zirkonya dayanaklarla karşılaştırılmıştır. Dinamik yükleme yapmaksızın gerçekleştirilen bu çalışmada üretim sonrası zirkonya ve titanyum dayanakların implant yüzeyi ile olan uyumu, İ-D arayüzündeki mikro boşluk incelenmiştir. Sonuçlara göre zirkonya dayanaklarda, İ-D arayüzündeki mikro boşluk titanyum dayanaklardan üç ila yedi kat daha fazla olmuştur. Bir başka çalışmada farklı bağlantı tiplerine sahip olan tek parça zirkonya ve titanyum altyapılı zirkonya dayanakların statik yükleme sonrası bükülme dirençleri değerlendirilmiştir. Test edilen iç altıgen bağlantı tipine sahip titanyum altyapılı zirkonya dayanaklar en yüksek bükülme direnci göstermiştir (241). Beuer ve ark. (8)'na göre, titanyum altyapılı zirkonya dayanakların tek parça zirkonya dayanaklardan daha yüksek kırılma dayanımı vardır. Bu da hibrit dayanakların ağız içi posterior alanlarda kullanımının güvenilir bir seçenek olduğunu göstermektedir. Benzer sonuçlar diğer araştırmacıların çalışmalarında da yer almaktadır (86,241). Hem bu bilgilerden yola çıkarak hem de hibrit dayanaklara dair bilimsel literatürde yeterli çalışma bulunmadığı gözönünde bulundurarak araştırmamız titanyum altyapılı zirkonya dayanaklar üzerine kurgulanmıştır.

Yakın geçmişte yapılmış bir çalışmada, diş destekli ve implant destekli restorasyonlarda tabakalama seramiğine bağlı başarısızlıklar değerlendirilmiştir. Çalışma sonuçlarına göre beş yıllık gözlem süresi sonunda diş destekli

restorasyonlardaki başarı oranı % 88.8, implant destekli restorasyonlarda ise %84 olmuştur. Araştırmacılar implant destekli restorasyonlarındaki tabakalama seramiğinin ufalanma-kopma ve kırılmalara daha yatkın olduğunu vurgulamışlardır. Neden olarak ise implantlarda kuvvetlerin rijit dayanaklar tarafından karşılanması olarak gösterilmiştir (242). Benzer sonuçlar konuyla ilgili yapılmış olan klinik çalışmalarda da elde edilmiştir (54,243). Üç farklı yöntemle üretilmiş (elle yığma, kazıma, basınçla) zirkonya restorasyonların mekanik başarısının incelendiği sistematik derleme sonuçlarına göre kazıma yöntemiyle üretilen çift-tabakalı zirkonya restorasyonlar en yüksek kırılma direnci göstermiştir. En düşük değerler ise elle yığma zirkonya restorasyonlarda olmuştur. Schmitter ve ark. (244) kazıma ve elle yığma yöntemleri ile üretilmiş zirkonya molar restorasyonları karşılaştırdıkları bir çalışmada kazıma yöntemi için %100 sağkalım oranı tespit etmişler. Elle yığma yönteminde ise 120.000 döngü sonrası örneklerin %87,5'inde başarısızlık görülmüştür. Bu döngü sayısı ise ağı zichi bir yıldan daha az kullanıma karşılık gelmektedir. Zenthöfer ve ark. (245) implant destekli uzantılı çift tabakalı zirkonya ve metal destekli seramik restorasyonların üç yıllık klinik başarısını randomize kontrollü klinik çalışmayla değerlendirmişlerdir. Gözlem süresi sonunda araştırmaya dahil edilen 11 çift tabakalı zirkonya restorasyonlardan beşinde mekanik başarısızlık görülmüştür. Sailer ve ark. (246)'nın 2018 yılında yayınladığı çalışma sonuçları ise daha çarpıcıdır. En az beş yıllık klinik takip içeren bu sistematik derlemede çift tabakalı zirkonya restorasyon olgularının %50'inde tabakalama seramiğine bağlı ufalanma-kopma, kırılmalar görülmüştür. Araştırmacılar implant destekli SBP'lerde restoratif madde seçimi zamanı çift tabakalı zirkonyanın birincil tercih olarak önerilmediğini, metal destekli seramiklerin hala altın standart olduğunu vurgulamışlardır. Aynı zamanda monolitik zirkonyanın metal seramiklere iyi bir alternatif olabileceği fakat konuyla ilgili orta ve uzun dönem takip içeren araştırmaların gerektiği de çalışmada belirtilmiştir.

Üretim koşulları, sinterleme süresi, pürüzlendirme yöntemleri ve tabakalama seramiğinin kalınlığının çift-tabaka zirkonya restorasyonlardaki seramik ufalanma-kopma ve kırılmalara neden olabileceği düşünülmektedir. Özellikle çiğnemenin yoğun olduğu posterior alanlarda ve estetiğin önemli olmadığı olgularda bu tür başarısızlıkları önlemek için monolitik zirkonya restorasyonların kullanılması

önerilmektedir (247,248). Bu nedenle çalışmamızda restoratif madde olarak monolitik zirkonya tercih edilerek tabakalama seramiğine bağlı başarısızlıkların önüne geçilmesi amaçlanmıştır. Çalışmamızda BDT/BDÜ yöntemiyle üretilmiş monolitik yani tek tabakalı zirkonya restorasyonlar kullanılmış ve dinamik yükleme sonrası restoratif maddeye bağlı herhangi bir başarısızlık görülmemiştir. Benzer sonuçlar Vedana ve ark. (249)'nın çalışmalarında da elde edilmiştir. Monolitik zirkonya restorasyonların 2.500.000 döngü dinamik yüklemeye tabi tutulduğu çalışmada deney süresi sonunda restorasyonların başarı oranı %100 olmuştur. Konuyla ilgili yayınlanan in vitro bir çalışmada ise hibrit dayanaklar ve kişiselleştirilmiş titanyum dayanaklar üzerine farklı restoratif maddelerden yapılan restorasyonlar incelenmiştir. Çalışmada beş yıllık dinamik yükleme sonrası hibrit dayanaklı monolitik zirkonya restorasyonların sağkalım oranı kişiselleştirilmiş titanyum dayanaklı restorasyonlarla eşdeğer olmuştur (250).

Kumlama yöntemlerinde basınçla yüzeye uygulanan Al_2O_3 taneciklerinin zirkonyada t-m faz değişimine neden olabileceği düşünülmektedir. Özcan ve ark. (251) kumlama yöntemlerinin zirkonyadaki monoklinik faz oranına (F_M) ve bükülme dayanımına etkisini araştırmışlardır. Çalışmada kumlama yöntemine ve Al_2O_3 'ün tanecik boyutlarına göre farklı deney grupları oluşturulmuştur. Herhangi bir yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubu ve tüm örnekler dinamik yüklemeye tabi tutulmuştur. Çalışma sonuçlarına göre kumlama işlemi uygulanan tüm deney gruplarında faz değişimi görülmüş ve monoklinik faz oranı %13,79-% 19,25 olarak belirtilmiştir. Dikkat çeken sonuçlardan biri ise kontrol grubunda da %11,12 oranında monoklinik fazın olmasıdır. Araştırmacılar bu oranı döngüsel kuvvetlerin faz değişimine neden olmasıyla açıklamışlardır. Literatüre göre zirkonya için yaşlandırmayla beraber kabul edilebilir faz değişim oranı %25'tir. Faz değişim oranı %50'nin üzerinde olduğu zaman, zirkonyanın dayanıklılığında azalma olmaktadır (252). Yüzey işlemlerinin zirkonyadaki faz değişim oranına etkisini araştıran in-vitro çalışmanın sonuçlarına göre tribokimyasal işlem sırasındaki t-m faz değişimi oranı kabul edilebilir sınırlarda kalmış ve zirkonya restorasyonun nihai mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilememiştir. Bundan dolayı tribokimyasal yöntemin klinik uygulamalar için önerilen bir yöntem olduğu vurgulanmıştır (253). Konuyla ilgili yapılan klinik bir çalışmada kumlama işlemi uygulanan zirkonya üst

yapılı SBP'lerde 55 aylık gözlem süresi sonunda %7-%13 mekanik başarısızlık meydana geldiği ve başarısızlıkların yüzey işlemleriyle ilgili olmadığı sonucuna varılmıştır (254). Bizim çalışmamızdaki tüm örneklere tribokimyasal kumlama işlemi uygulanmış, TEM görüntülemesi ile işlem öncesi ve sonrası yüzey farklılığı ortaya konmuştur. Dinamik yükleme sonrası olası t-m faz değişimine bağlı restorasyonlarda herhangi bir mekanik başarısızlık görülmemiştir.

Özcan ve ark. (226)'larının sistematik derlemesine göre MDP (metakriloksidesil dihidrojen fosfat) içerikli simanlar zirkonyanın bağlantı gücünü artırmakta ve adeziv başarısızlık oranını azaltmaktadır. MDP içerikli simanların ve yüzey pürüzlendirme işleminin titanyuma etkisinin araştırıldığı başka bir in-vitro çalışma sonuçlarına göre MDP içerikli simanlar ve tribokimyasal yüzey pürüzlendirme işlemi titanyumun bağlantı gücünü artırmaktadır (255). Bundan dolayı çalışmamızda örneklerin simantasyonu için MDP içerikli siman tercih edilmiştir ve dinamik yükleme sonrası örneklerde adeziv başarısızlığa bağlı desimantasyon görülmemiştir.

Farklı restoratif maddelerin (metal destekli seramik, çift tabakalı zirkonya ve monolitik zirkonya seramik) yorulma dirençlerinin in vitro ortamda test edilmesi için çigneme simülatörünün kullanılması önerilmektedir (256). Çigneme ve yutkunma işlevi sırasında dişlerin teması anında oluşan kuvvet miktarının 2-50 N arasında olduğu çalışmalarda açıklanmıştır (257,258). Bu sebepten dolayı in vitro koşullarda fizyolojik çigneme işlevini taklit edebilmek için genelde 50 N'luk dinamik kuvvet uygulaması tercih edilmektedir (259). Literatürdeki dinamik yükleme çalışmalarını ve fizyolojik çignemeye dair verileri gözönünde bulundurarak çalışmamızdaki örneklere çigneme simülatöründe 50 N'luk döngüsel yük uygulanmıştır.

Çigneme simülatöründe kuvvet uygulamak için farklı şekle sahip uçlar kullanılmaktadır. Yuvarlak uçların deney örneğine temas eden yüzey alanı geniş olduğu için daha az yorulma gerilimine neden olmaktadır (217). Bu nedenle çalışmamızda 2 mm çapa sahip olan yuvarlak uç kullanılmıştır. Kuru ortam yerine sulu ortamda zirkonyanın mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilediği kanıtlanmıştır. Çünkü sulu ortamda bulunan zirkonyada faz değişimi (t-m) meydana gelir (260). Konuyla ilgili yapılan in vitro çalışmaya göre dinamik yüklemeyle beraber ısı döngü uygulaması sonuçlarının klinik verilere daha yakın olmasını

sağlamaktadır. Ayrıca hastaların ağız içi ortamda tolere edebileceği ortalama sıcaklığın 5-55 °C ve 6.5-60 °C arasında olduğu da çalışmada açıklanmıştır (242). Bu nedenle, klinik ortamı daha iyi taklit etmek amacı ile çalışmamızdaki tüm örnekler 5-55° C sıcaklıkta sulu ortamda ısıl döngü ve dinamik yüklemeye tabi tutulmuştur ve deney süresi sonunda yorulmaya ve faz değişimine bağlı başarısızlık saptanmamıştır.

Çiğneme işleminin nicel (kantitatif) olarak değerlendirildiği bir çalışmanın sonuçlarına göre sağlıklı bireylerde premolar dişler alanındaki maksimum çiğneme kuvvetlerinin 222-445 N olduğu belirtilmiştir. Aynı zamanda çalışmada çiğneme kuvvetlerinin bireylerin yaşı, cinsiyeti, kilo ve dentisyon durumuna göre değişiklik gösterdiğine de vurgu yapılmıştır. Haraldson ve Zarb (258)'in implant destekli SBP tedavisi sonrası çiğneme sisteminin on yıllık takibini içeren çalışmalarının sonuçlarına araştırmaya katılan bireylerin maksimum ısırma kuvvetleri 77.5-495.5 N arasında değişmektedir. Bizim çalışmamızda statik yükleme sonrası gruplarda elde edilen ortalama kırılma direnci değerleri anti-rotasyonel parça içeren grup için 706.2 N, anti-rotasyonel parça içermeyen grup için ise 873.7 N olmuştur. Haraldson ve Zarb'ın yaptığı çalışmayı ve çalışmamızdaki örneklerin kırılma direncini dikkate alarak değerlendirdiğimizde, distal uzantılı protezlerin çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklı olabileceği ve mekanik başarısızlık oranının düşük olabileceği düşünülmektedir. İmplant destekli hareketli ve sabit protezler için gerekli okluzyon konsepti ile ilgili literatürde yeterli sayıda bilgi olmasına karşın uzantılı restorasyonlardaki okluzal konseptle dair kesin bilgi yoktur. Uzantılı protezlerde uzantı alanı için önerilen okluzal temasların ya hiç olmaması ya da hafif olmasıdır. Çalışmamızın hedeflerinden birinin mekanik başarısızlığa uzantının etkisini araştırmak olduğu için hem dinamik hem de statik yükleme sırasında kuvvet uygulama alanı olarak uzantının okluzal yüzeyi tercih edilmiştir.

Çalışmamızda statik yükleme sonrası anti-rotasyonel parça içeren grup örneklerinin kırılma direnci değeri daha düşük olmuştur. Fakat iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı olmamıştır. Anti rotasyonel parçalı dayanak içeren örneklerde gelen kuvvetlerin daha rijit yapı tarafından karşılanması dolayısıyla da kuvvet absorpsiyonu oranı daha düşük olması bu gruptaki restorasyonların kırılma direnci değerini etkilemiş olabileceği düşünülmektedir. Her ne kadar istatistiksel

olarak gruplararası fark anlamlı çıkmasa da klinik uygulamalar için grup içi dengeli kuvvet dağılımı ve ortalama kırılma direnci değerlerinden dolayı anti-rotasyonel parça çermeyen dayanaklar tercih edilebilir.

Yükleme sonrası TEM’de değerlendirilen dayanak- restorasyon arayüzeyinin bazı alanlarında simanın çözündüğü bazı alanlarında ise siman aralığının arttığı gözlemlenmiştir. Dinamik yükleme ve ısıl döngüyle beraber arayüzeydeki simanın zamanla çözündüğü düşünülmektedir. Aynı zamanda dinamik yükleme sırasında oluşan lateral kuvvetlerin farklı mekanik özelliklere sahip titanyum ve zirkonya maddelerinin temas eden yüzeylerinde aşınmaya dolayısıyla da siman aralığının artmasına neden olabileceği tahmin edilmektedir (81).

Çalışmadaki örneklerde deney süresi boyunca vida gevşemesi ve vida kaybı saptanmamıştır. Konuyla ilgili yapılmış olan diğer in-vitro çalışmalarda da benzer sonuçlar elde edilmiştir (80,242). İn-vivo ortamda sık karşılaşılan bu başarısızlıkların in-vitro ortamda daha az görülmesi dikkat çekicidir. İn-vitro çalışmalarda koşulların standartize edilmesi, örnek sayısının az olması başarısızlıkların görülme ihtimalinin daha düşük olmasına neden olabilir. Ayrıca in-vivo ortamda yaş, cinsiyet, karşıt dentisyon, parafonksiyonel alışkanlıklar gibi hastaya bağlı değişkenler, tedavi planlaması ve uygulaması gibi etkenler sonuçları doğrudan etkileyebilir.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

1. Araştırmada incelenen her iki örnek grubunun (hem anti-rotasyonel parça içeren hem de anti rotasyonel parça içermeyen) beş yıllık ağız içi kullanıma eşdeğer olan dinamik yükleme sonrası sağkalım ve başarı oranı %100 olmuştur.

2. Statik yükleme sonrası ortalama kırılma direnci değeri açısından gruplararası istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır. Ancak anti-rotasyonel parça içermeyen grup örneklerinin kırılma direnci değerleri daha yüksek, kuvvet dağılım değerleri ise daha dengeli olmuştur.

3. Örneklerin kırılma direnci değerleri ağız içi posterior alandaki çiğneme kuvvetlerinden daha yüksek olmuştur. Çalışmanın verileri doğrultusunda, uzantılı SBP'leri destekleyen hibrit dayanakların premolar/molar diş alanında kullanıma uygun olduğu sonucuna varılmıştır

4. İn vitro koşullar ve sınırlamalar dahilinde yapılan bu çalışmadan elde edilen verilerin özellikle uzantı alanındaki okluzal temasları dikkate alan klinik çalışmalarla da kanıtlanmasına gereksinim duyulmaktadır.

7. KAYNAKLAR

- 1 Papaspyridakos, P., Chen, C.-J., Singh, M., Weber, H.-P., Gallucci, G. (2012) Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *Journal of dental research*, 91 (3), 242-248.
- 2 Pjetursson, B.E., Thoma, D., Jung, R., Zwahlen, M., Zembic, A. (2012) A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res*, 23 Suppl 6, 22-38.
- 3 Jung, R.E., Zembic, A., Pjetursson, B.E., Zwahlen, M., Thoma, D.S. (2012) Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin Oral Implants Res*, 23 Suppl 6, 2-21.
- 4 Buser, D., Janner, S.F., Wittneben, J.G., Brägger, U., Ramseier, C.A., Salvi, G.E. (2012) 10-year survival and success rates of 511 titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a retrospective study in 303 partially edentulous patients. *Clinical implant dentistry and related research*, 14 (6), 839-851.
- 5 Sailer, I., Zembic, A., Jung, R.E., Hämmerle, C.H.F., Mattioli, A. (2007) Single-Tooth Implant Reconstructions: Esthetics Factors Influencing the Decision Between Titanium and Zirconia Abutments in Anterior Regions. *European Journal of Esthetic Dentistry*, 2 (3).
- 6 Andersson, B., Glauser, R., Maglione, M., Taylor, Å. (2003) Ceramic implant abutments for short-span FDPs: a prospective 5-year multicenter study. *International Journal of Prosthodontics*, 16 (6).
- 7 Velázquez-Cayón, R., Vaquero-Aguilar, C., Torres-Lagares, D., Jiménez-Melendo, M., Gutiérrez-Pérez, J.L. (2012) Mechanical resistance of zirconium implant abutments: A review of the literature. *Medicina oral, patología oral y cirugía bucal*, 17 (2), e246.
- 8 Gehrke, P., Johannson, D., Fischer, C., Stawarczyk, B., Beuer, F. (2015) In vitro fatigue and fracture resistance of one- and two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 30 (3), 546-554.
- 9 Borie, E., Orsi, I.A., de Araujo, C.P. (2015) The influence of the connection, length and diameter of an implant on bone biomechanics. *Acta Odontol Scand*, 73 (5), 321-329.
- 10 Gracis, S., Michalakis, K., Vigolo, P., Vult von Steyern, P., Zwahlen, M., Sailer, I. (2012) Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*, 23 Suppl 6, 202-216.
- 11 Schmitt, C.M., Nogueira-Filho, G., Tenenbaum, H.C., Lai, J.Y., Brito, C., Döring, H. ve diğerleri. (2014) Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 102 (2), 552-574.
- 12 Gracis, S., Thompson, V.P., Ferencz, J.L., Silva, N.R., Bonfante, E.A. (2015) A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*, 28 (3), 227-235.
- 13 Pereira, G., Silvestri, T., Camargo, R., Rippe, M., Amaral, M., Kleverlaan, C. ve diğerleri. (2016) Mechanical behavior of a Y-TZP ceramic for monolithic restorations:

- effect of grinding and low-temperature aging. *Materials Science and Engineering: C*, 63, 70-77.
- 14 Nedir, R., Bischof, M., Szmukler-Moncler, S., Belser, U.C., Samson, J. (2006) Prosthetic complications with dental implants: from an up-to-8-year experience in private practice. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21 (6).
 - 15 Kreissl, M.E., Gerds, T., Muche, R., Heydecke, G., Strub, J.R. (2007) Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clinical oral implants research*, 18 (6), 720-726.
 - 16 Romeo, E., Storelli, S. (2012) Systematic review of the survival rate and the biological, technical, and aesthetic complications of fixed dental prostheses with cantilevers on implants reported in longitudinal studies with a mean of 5 years follow-up. *Clin Oral Implants Res*, 23 Suppl 6, 39-49.
 - 17 Kim, P., Ivanovski, S., Latcham, N., Mattheos, N. (2014) The impact of cantilevers on biological and technical success outcomes of implant-supported fixed partial dentures. A retrospective cohort study. *Clin Oral Implants Res*, 25 (2), 175-184.
 - 18 Misch, C.E. (2004). *Dental Implant Prosthetics*: Elsevier Health Sciences.
 - 19 Ring, M.E. (1985). *Dentistry: an illustrated history*: Abrams New York:.
 - 20 Misch, C.E. (2014) Generic root form components terminology. *Contemporary implant dentistry*, 3, 26-38.
 - 21 Linkow, L., Dorfman, J. (1991) Implantology in dentistry. A brief historical perspective. *The New York state dental journal*, 57 (6), 31-35.
 - 22 Minichetti, J.C. (2003) Analysis of HA-coated subperiosteal implants. *Journal of Oral Implantology*, 29 (3), 111-116.
 - 23 Kim, Y., Oh, T.J., Misch, C.E., Wang, H.L. (2005) Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clinical oral implants research*, 16 (1), 26-35.
 - 24 The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. (2017) *J Prosthet Dent*, 117 (5s), e1-e105.
 - 25 Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., Brånemark, P.-I. (1981) A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery*, 10 (6), 387-416.
 - 26 Bornstein, M.M., Halbritter, S., Harnisch, H., Weber, H.-P., Buser, D. (2008) A retrospective analysis of patients referred for implant placement to a specialty clinic: indications, surgical procedures, and early failures. *International journal of oral & maxillofacial implants*, 23 (6).
 - 27 Brügger, O.E., Bornstein, M.M., Kuchler, U., Janner, S., Chappuis, V., Buser, D. (2015) Implant therapy in a surgical specialty clinic: an analysis of patients, indications, surgical procedures, risk factors, and early failures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 30 (1), 151-160.
 - 28 Sutter, F., Schroeder, A., Buser, D.A. (1988) The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants: Part 1. Engineering and design. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 3 (3).
 - 29 Buser, D.A., Schroeder, A., Sutter, F., Lang, N.P. (1988) The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants: Part 2. Clinical aspects, indications, and early clinical results. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 3 (3).
 - 30 Degidi, M., Nardi, D., Piattelli, A. (2012) 10-year follow-up of immediately loaded implants with TiUnite porous anodized surface. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14 (6), 828-838.

- 31 Fischer, K., Stenberg, T. (2012) Prospective 10-year cohort study based on a randomized controlled trial (RCT) on implant-supported full-arch maxillary prostheses. Part 1: sandblasted and acid-etched implants and mucosal tissue. *Clinical implant dentistry and related research*, 14 (6), 808-815.
- 32 Davarpanah M, M.H., Kebir M, Tecucianu J-F. . Clinical Manual of Implant Dentistry. Chicago; London: Quintessence Publishing Co, Ltd.
- 33 Hwang, D., Wang, H.-L. (2007) Medical contraindications to implant therapy: Part II: Relative contraindications. *Implant dentistry*, 16 (1), 13-23.
- 34 Dao, T., Anderson, J., Zarb, G.A. (1993) Is osteoporosis a risk factor for osseointegration of dental implants? *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 8 (2).
- 35 Minsk, L., Polson, A. (1998) Dental implant outcomes in postmenopausal women undergoing hormone replacement. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 19 (9), 859-862, 864; quiz 866.
- 36 Friberg, B., Ekestubbe, A., Mellström, D., Sennerby, L. (2001) Brånemark implants and osteoporosis: a clinical exploratory study. *Clinical implant dentistry and related research*, 3 (1), 50-56.
- 37 Gaetti-Jardim, E.C., Santiago-Junior, J.F., Goiato, M.C., Pellizer, E.P., Magro-Filho, O., Elerson Gaetti Jardim, J. (2011) Dental implants in patients with osteoporosis: a clinical reality? *Journal of Craniofacial Surgery*, 22 (3), 1111-1113.
- 38 Hinode, D., Tanabe, S.i., Yokoyama, M., Fujisawa, K., Yamauchi, E., Miyamoto, Y. (2006) Influence of smoking on osseointegrated implant failure: a meta-analysis. *Clinical oral implants research*, 17 (4), 473-478.
- 39 Kumar, A., Jaffin, R.A., Berman, C. (2002) The effect of smoking on achieving osseointegration of surface-modified implants: a clinical report. *International journal of Oral & Maxillofacial implants*, 17 (6).
- 40 Bain, C.A., Weng, D., Kohles, S.S. (2002) A Meta-Analysis Evaluating the Risk for Implant Failure in. *Compendium*, 695.
- 41 Wennström, J.L., Ekestubbe, A., Gröndahl, K., Karlsson, S., Lindhe, J. (2004) Oral rehabilitation with implant-supported fixed partial dentures in periodontitis-susceptible subjects. *Journal of clinical periodontology*, 31 (9), 713-724.
- 42 Baelum, V., Ellegaard, B. (2004) Implant survival in periodontally compromised patients. *Journal of Periodontology*, 75 (10), 1404-1412.
- 43 Karoussis, I.K., Salvi, G.E., Heitz-Mayfield, L.J., Brägger, U., Hämmerle, C.H., Lang, N.P. (2003) Long-term implant prognosis in patients with and without a history of chronic periodontitis: a 10-year prospective cohort study of the ITI® Dental Implant System. *Clinical oral implants research*, 14 (3), 329-339.
- 44 Balshi, T.J., Wolfinger, G.J. (1999) Dental implants in the diabetic patient: a retrospective study. *Implant Dent*, 8 (4), 355-359.
- 45 Fiorellini, J.P., Chen, P.K., Nevins, M., Nevins, M.L. (2000) A retrospective study of dental implants in diabetic patients. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 20 (4).
- 46 Morris, H.F., Ochi, S., Winkler, S. (2000) Implant survival in patients with type 2 diabetes: placement to 36 months. *Annals of Periodontology*, 5 (1), 157-165.
- 47 Bryant, S.R., Zarb, G.A. (1998) Osseointegration of oral implants in older and younger adults. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13 (4).
- 48 Lee, H.-J., Kim, Y.-K., Park, J.-Y., Kim, S.-G., Kim, M.-J., Yun, P.-Y. (2010) Short-term clinical retrospective study of implants in geriatric patients older than 70 years. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 110 (4), 442-446.

- 49 Khadivi, V., Anderson, J., Zarb, G.A. (1999) Cardiovascular disease and treatment outcomes with osseointegration surgery. *The Journal of prosthetic dentistry*, 81 (5), 533-536.
- 50 Van Steenberghe, D., Jacobs, R., Desnyder, M., Maffei, G., Quirynen, M. (2002) The relative impact of local and endogenous patient-related factors on implant failure up to the abutment stage. *Clinical oral implants research*, 13 (6), 617-622.
- 51 Attard, N.J., Zarb, G.A. (2002) A study of dental implants in medically treated hypothyroid patients. *Clinical implant dentistry and related research*, 4 (4), 220-231.
- 52 Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., Eriksson, A. (1986) The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1 (1), 11-25.
- 53 Misch, C.E., Perel, M.L., Wang, H.-L., Sammartino, G., Galindo-Moreno, P., Trisi, P. ve diğeri. (2008) Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) pisa consensus conference. *Implant dentistry*, 17 (1), 5-15.
- 54 Pjetursson, B.E., Brägger, U., Lang, N.P., Zwahlen, M. (2007) Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clinical oral implants research*, 18 (s3), 97-113.
- 55 Gallucci, G.O., Doughtie, C.B., Hwang, J.W., Fiorellini, J.P., Weber, H.P. (2009) Five-year results of fixed implant-supported rehabilitations with distal cantilevers for the edentulous mandible. *Clinical oral implants research*, 20 (6), 601-607.
- 56 Fürhauser, R., Florescu, D., Benesch, T., Haas, R., Mailath, G., Watzek, G. (2005) Evaluation of soft tissue around single-tooth implant crowns: the pink esthetic score. *Clinical oral implants research*, 16 (6), 639-644.
- 57 Belser, U.C., Grütter, L., Vailati, F., Bornstein, M.M., Weber, H.-P., Buser, D. (2009) Outcome evaluation of early placed maxillary anterior single-tooth implants using objective esthetic criteria: a cross-sectional, retrospective study in 45 patients with a 2-to 4-year follow-up using pink and white esthetic scores. *Journal of periodontology*, 80 (1), 140-151.
- 58 Vilhjálmsson, V.H., Klock, K.S., Størksen, K., Bårdsen, A. (2011) Aesthetics of implant-supported single anterior maxillary crowns evaluated by objective indices and participants' perceptions. *Clinical oral implants research*, 22 (12), 1399-1403.
- 59 Chaar, M., Att, W., Strub, J. (2011) Prosthetic outcome of cement-retained implant-supported fixed dental restorations: a systematic review. *Journal of oral rehabilitation*, 38 (9), 697-711.
- 60 Meriç, G., Erkmen, E., Kurt, A., Eser, A., Özden, A.U. (2011) Biomechanical effects of two different collar implant structures on stress distribution under cantilever fixed partial dentures. *Acta Odontologica Scandinavica*, 69 (6), 374-384.
- 61 Albrektsson, T., Brånemark, P.-I., Zarb, G.A. (1985). Tissue-integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry: Quintessence.
- 62 Welander, M., Abrahamsson, I., Berglundh, T. (2008) The mucosal barrier at implant abutments of different materials. *Clinical Oral Implants Research*, 19 (7), 635-641.
- 63 Pjetursson, B.E., Tan, K., Lang, N.P., Brägger, U., Egger, M., Zwahlen, M. (2004) A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years: I. Implant-supported FPDs. *Clinical oral implants research*, 15 (6), 625-642.
- 64 Goodacre, C.J., Kan, J.Y., Rungcharassaeng, K. (1999) Clinical complications of osseointegrated implants. *The Journal of prosthetic dentistry*, 81 (5), 537-552.

- 65 Goodacre, C.J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K., Kan, J.Y. (2003) Clinical complications with implants and implant prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 90 (2), 121-132.
- 66 Zembic, A., Sailer, I., Jung, R.E., Hämmerle, C.H.F. (2009) Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clinical oral implants research*, 20 (8), 802-808.
- 67 Jung, R.E., Sailer, I., Hammerle, C., Attin, T., Schmidlin, P. (2007) In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 27 (3), 251.
- 68 Park, S.E., Da Silva, J.D., Weber, H.P., Ishikawa-Nagai, S. (2007) Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part I. Spectrophotometric assessment of natural tooth gingiva and peri-implant mucosa. *Clinical oral implants research*, 18 (5), 569-574.
- 69 Glauser, R., Sailer, I., Wohlwend, A., Studer, S., Schibli, M., Schärer, P. (2004) Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *International Journal of Prosthodontics*, 17 (3).
- 70 PRESTIPINO, V., INGBER, A. (1993) Esthetic High-Strength Implant Abutments. Part I. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 5 (1), 29-36.
- 71 PRESTIPINO, V., INGBER, A. (1993) Esthetic High-Strength Implant Abutments. Part II. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 5 (2), 63-68.
- 72 Scarano, A., Piattelli, M., Caputi, S., Favero, G.A., Piattelli, A. (2004) Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *Journal of periodontology*, 75 (2), 292-296.
- 73 Hashimoto, M., Akagawa, Y., Nikai, H., Tsuru, H. (1988) Single-crystal sapphire endosseous dental implant loaded with functional stress—clinical and histological evaluation of peri-implant tissues. *Journal of oral rehabilitation*, 15 (1), 65-76.
- 74 Kohal, R.J., Weng, D., Bächle, M., Strub, J.R. (2004) Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment. *Journal of Periodontology*, 75 (9), 1262-1268.
- 75 Abrahamsson, I., Berglundh, T., Glantz, P.O., Lindhe, J. (1998) The mucosal attachment at different abutments. *Journal of clinical periodontology*, 25 (9), 721-727.
- 76 Belser, U.C., Schmid, B., Higginbottom, F., Buser, D. (2004) Outcome analysis of implant restorations located in the anterior maxilla: a review of the recent literature. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 19 (7).
- 77 PRESTIPINO, V., INGBER, A. (1996) All-Ceramic Implant Abutments: Esthetic Indications. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 8 (1), 255-262.
- 78 Andersson, B., Taylor, Å., Lang, B.R., Scheller, H., Schärer, P., Sorensen, J.A. ve diğerleri. (2001) Alumina ceramic implant abutments used for single-tooth replacement: a prospective 1-to 3-year multicenter study. *International Journal of Prosthodontics*, 14 (5).
- 79 Wohlwend, A., Studer, S., Schärer, P. (1997) The zirconium oxide abutment: an all-ceramic abutment for the esthetic improvement of implant superstructures. *Quintessence Dent Technol*, 1, 63-74.
- 80 Att, W., Kurun, S., Gerds, T., Strub, J.R. (2006) Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 95 (2), 111-116.
- 81 Brodbeck, U. (2003) The ZiReal Post: A new ceramic implant abutment. *Journal of Esthetic and restorative Dentistry*, 15 (1), 10-24.

- 82 Klotz, M.W., Taylor, T.D.,Goldberg, A.J. (2011) Wear at the titanium-zirconia implant-abutment interface: a pilot study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 26 (5), 970-975.
- 83 Stimmelmayer, M., Edelhoff, D., Güth, J.-F., Erdelt, K., Happe, A.,Beuer, F. (2012) Wear at the titanium–titanium and the titanium–zirconia implant–abutment interface: a comparative in vitro study. *Dental Materials*, 28 (12), 1215-1220.
- 84 Sghaireen, M.G. (2015) Fracture Resistance and Mode of Failure of Ceramic versus Titanium Implant Abutments and Single Implant-Supported Restorations. *Clinical implant dentistry and related research*, 17 (3), 554-561.
- 85 Nakamura, K., Kanno, T., Milleding, P.,Örtengren, U. (2010) Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *International Journal of Prosthodontics*, 23 (4).
- 86 Chun, H.-J., Yeo, I.-S., Lee, J.-H., Kim, S.-K., Heo, S.-J., Koak, J.-Y. ve diğerleri. (2015) Fracture strength study of internally connected zirconia abutments reinforced with titanium inserts. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30 (2).
- 87 Vechiato-Filho, A.J., Pesqueira, A.A., De Souza, G.M., dos Santos, D.M., Pellizzer, E.P.,Goiato, M.C. (2016) Are Zirconia Implant Abutments Safe and Predictable in Posterior Regions? A Systematic Review and Meta-Analysis. *The International journal of prosthodontics*, 29 (3), 233-244.
- 88 Kim, J.S., Raigrodski, A.J., Flinn, B.D., Rubenstein, J.E., Chung, K.-H.,Mancl, L.A. (2013) In vitro assessment of three types of zirconia implant abutments under static load. *The Journal of prosthetic dentistry*, 109 (4), 255-263.
- 89 Sailer, I., Sailer, T., Stawarczyk, B., Jung, R.E.,Hämmerle, C. (2009) In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 24 (5), 850-858.
- 90 Carvalho, M.A., Sotto-Maior, B.S., Cury, A.A.D.B.,Henriques, G.E.P. (2014) Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant-supported restorations: A nonlinear 3-dimensional finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112 (5), 1096-1102.
- 91 Bernardes, S.R., de Araujo, C.A., Neto, A.J., Simamoto Junior, P.,das Neves, F.D. (2009) Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 24 (5), 781-789.
- 92 Dittmer, M.P., Dittmer, S., Borchers, L., Kohorst, P.,Stiesch, M. (2012) Influence of the interface design on the yield force of the implant–abutment complex before and after cyclic mechanical loading. *Journal of prosthodontic research*, 56 (1), 19-24.
- 93 Aboushelib, M.N.,Salameh, Z. (2009) Zirconia implant abutment fracture: clinical case reports and precautions for use. *International Journal of Prosthodontics*, 22 (6).
- 94 Nguyen, H.Q., Tan, K.B.,Nicholls, J.I. (2009) Load fatigue performance of implant-ceramic abutment combinations. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24 (4).
- 95 Gil, F., Herrero-Climent, M., Lázaro, P.,Rios, J. (2014) Implant–abutment connections: influence of the design on the microgap and their fatigue and fracture behavior of dental implants. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 25 (7), 1825-1830.
- 96 Yousef, H., Luke, A., Ricci, J.,Weiner, S. (2005) Analysis of changes in implant screws subject to occlusal loading: a preliminary analysis. *Implant dentistry*, 14 (4), 378-385.

- 97 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 (6), 523-530.
- 98 Gratton, D.G., Aquilino, S.A., Stanford, C.M. (2001) Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant–abutment interface. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85 (1), 47-52.
- 99 Souza, J.C., Henriques, M., Teughels, W., Ponthiaux, P., Celis, J.-P., Rocha, L.A. (2015) Wear and corrosion interactions on titanium in oral environment: literature review. *Journal of Bio-and Tribo-Corrosion*, 1 (2), 13.
- 100 Pereira, J., Morsch, C.S., Henriques, B., Nascimento, R.M., Benfatti, C.A., Silva, F.S. ve diğerleri. (2016) Removal Torque and Biofilm Accumulation at Two Dental Implant-Abutment Joints After Fatigue. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 31 (4).
- 101 Prado, A.M., Pereira, J., Henriques, B., Benfatti, C., Magini, R.S., Lopez-Lopez, J. ve diğerleri. (2016) Biofilm Affecting the Mechanical Integrity of Implant-Abutment Joints. *The International journal of prosthodontics*, 29 (4), 381-383.
- 102 Sasada, Y., Cochran, D.L. (2017) Implant-Abutment Connections: A Review of Biologic Consequences and Peri-implantitis Implications. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 32 (6), 1296-1307.
- 103 Kitagawa, T., Tanimoto, Y., Odaki, M., Nemoto, K., Aida, M. (2005) Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 75 (2), 457-463.
- 104 Prado, A.M., Pereira, J., Silva, F.S., Henriques, B., Nascimento, R.M., Benfatti, C.A. ve diğerleri. (2017) Wear of Morse taper and external hexagon implant joints after abutment removal. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 28 (5), 65.
- 105 Cehreli, M., Duyck, J., Cooman, M.D., Puers, R., Naert, I. (2004) Implant design and interface force transfer: a photoelastic and strain-gauge analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 15 (2), 249-257.
- 106 Nishioka, R.S., de Vasconcellos, L.G.O., de Melo Nishioka, L.N.B. (2009) External hexagon and internal hexagon in straight and offset implant placement: strain gauge analysis. *Implant dentistry*, 18 (6), 512-520.
- 107 Coelho, A., Suzuki, M., Dibart, S., Da Silva, N., Coelho, P. (2007) Cross-sectional analysis of the implant–abutment interface. *Journal of oral rehabilitation*, 34 (7), 508-516.
- 108 Brunski, J.B. (1988) Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 3 (2).
- 109 Merz, B.R., Hunenbart, S., Belser, U.C. (2000) Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15 (4).
- 110 Adell, R., Eriksson, B., Lekholm, U., Brånemark, P.-I., Jemt, T. (1990) A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 5 (4).
- 111 do Nascimento, C., Kirsten Miani, P., Watanabe, E., Pedrazzi, V., de Albuquerque Jr, R.F. (2011) In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of an external-hex implant after saliva incubation. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 26 (4), 782.

- 112 Tsuge, T., Hagiwara, Y. (2009) Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dental Materials Journal*, 28 (4), 373-381.
- 113 Pessoa, R.S., Muraru, L., Júnior, E.M., Vaz, L.G., Sloten, J.V., Duyck, J. ve diğerleri. (2010) Influence of Implant Connection Type on the Biomechanical Environment of Immediately Placed Implants—CT-Based Nonlinear, Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Clinical implant dentistry and related research*, 12 (3), 219-234.
- 114 Tang, C.-B., Liu, S.-Y., Zhou, G.-X., Yu, J.-H., Zhang, G.-D., Bao, Y.-D. ve diğerleri. (2012) Nonlinear finite element analysis of three implant–abutment interface designs. *International journal of oral science*, 4 (2), 101.
- 115 Freitas-Júnior, A.C., Rocha, E.P., Bonfante, E.A., Almeida, E.O., Anchieta, R.B., Martini, A.P. ve diğerleri. (2012) Biomechanical evaluation of internal and external hexagon platform switched implant-abutment connections: An in vitro laboratory and three-dimensional finite element analysis. *Dental materials*, 28 (10), e218-e228.
- 116 Sutter, F., Weber, H.P., Sorensen, J., Belser, U. (1993) The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 13 (5).
- 117 Norton, M.R. (1997) An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clinical Oral Implants Research*, 8 (4), 290-298.
- 118 Finger, I.M., Castellon, P., Block, M., Elian, N. (2003) The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Practical procedures & aesthetic dentistry: PPAD*, 15 (8), 625-632; quiz 634.
- 119 Wiskott, H., Jaquet, R., Scherrer, S.S., Belser, U.C. (2007) Resistance of internal-connection implant connectors under rotational fatigue loading. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22 (2).
- 120 Steinebrunner, L., Wolfart, S., Ludwig, K., Kern, M. (2008) Implant–abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clinical Oral Implants Research*, 19 (12), 1276-1284.
- 121 Coppede, A.R., Bersani, E., de Mattos, M.d.G.C., Rodrigues, R.C.S., de Mattias Sartori, I.A., Ribeiro, R.F. (2009) Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an in vitro study. *International Journal of Prosthodontics*, 22 (3).
- 122 Asvanund, P., Morgano, S.M. (2011) Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. *The Journal of prosthetic dentistry*, 106 (4), 266-271.
- 123 Maeda, Y., Satoh, T., Sogo, M. (2006) In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant–abutment connections: a short communication. *Journal of oral rehabilitation*, 33 (1), 75-78.
- 124 Khraisat, A., Stegaroiu, R., Nomura, S., Miyakawa, O. (2002) Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88 (6), 604-610.
- 125 Khraisat, A. (2005) Stability of Implant-Abutment Interface with a Hexagon-Mediated Butt Joint: Failure Mode and Bending Resistance. *Clinical implant dentistry and related research*, 7 (4), 221-228.
- 126 Gurgel-Juarez, N.C., de Almeida, E.O., Rocha, E.P., Júnior, A.C.F., Anchieta, R.B., de Vargas, L.C.M. ve diğerleri. (2012) Regular and platform switching: bone stress analysis varying implant type. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 21 (3), 160-166.

- 127 Baggi, L., Cappelloni, I., Di Girolamo, M., Maceri, F., Vairo, G. (2008) The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 100 (6), 422-431.
- 128 Tesmer, M., Wallet, S., Koutouzis, T., Lundgren, T. (2009) Bacterial colonization of the dental implant fixture–abutment interface: an in vitro study. *Journal of Periodontology*, 80 (12), 1991-1997.
- 129 Yamanishi, Y., Yamaguchi, S., Imazato, S., Nakano, T., Yatani, H. (2012) Influences of implant neck design and implant–abutment joint type on peri-implant bone stress and abutment micromovement: Three-dimensional finite element analysis. *Dental materials*, 28 (11), 1126-1133.
- 130 Burguete, R.L., Johns, R.B., King, T., Patterson, E.A. (1994) Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *The Journal of prosthetic dentistry*, 71 (6), 592-599.
- 131 Haack, J.E., Sakaguchi, R.L., Sun, T., Coffey, J.P. (1995) Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 10 (5), 529-536.
- 132 Martin, W.C., Woody, R.D., Miller, B.H., Miller, A.W. (2001) Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *The Journal of prosthetic dentistry*, 86 (1), 24-32.
- 133 Wittneben, J.-G., Millen, C., Brägger, U. (2014) Clinical Performance of Screw-Versus Cement-Retained Fixed Implant-Supported Reconstructions-A Systematic Review. *International journal of oral & maxillofacial implants*, 29.
- 134 Wittneben, J.G., Joda, T., Weber, H.P., Brägger, U. (2017) Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. *Periodontology 2000*, 73 (1), 141-151.
- 135 Vindasiute, E., Puisys, A., Maslova, N., Linkeviciene, L., Peculiene, V., Linkevicius, T. (2015) Clinical factors influencing removal of the cement excess in implant-supported restorations. *Clinical implant dentistry and related research*, 17 (4), 771-778.
- 136 Ramer, N., Chandur Wadhvani BDS, M., Kim, A., Hershman, D. (2014) Histologic findings within peri-implant soft tissue in failed implants secondary to excess cement: report of two cases and review of literature. *New York State Dental Journal*, 80 (2), 43.
- 137 Wilson Jr, T.G. (2009) The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *Journal of periodontology*, 80 (9), 1388-1392.
- 138 Linkevicius, T., Puisys, A., Vindasiute, E., Linkeviciene, L., Apse, P. (2013) Does residual cement around implant-supported restorations cause peri-implant disease? A retrospective case analysis. *Clinical oral implants research*, 24 (11), 1179-1184.
- 139 Chee, W., Jivraj, S. (2006) Screw versus cemented implant supported restorations. *British dental journal*, 201 (8), 501.
- 140 Brennan, M., Houston, F., O'Sullivan, M., O'Connell, B. (2010) Patient satisfaction and oral health-related quality of life outcomes of implant overdentures and fixed complete dentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25 (4).
- 141 Michalakis, K.X., Hirayama, H., Garefis, P.D. (2003) Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *International journal of oral & maxillofacial implants*, 18 (5).

- 142 Shadid, R., Sadaqa, N. (2012) A comparison between screw-and cement-retained implant prostheses. A literature review. *Journal of Oral Implantology*, 38 (3), 298-307.
- 143 Misch, C.E. (2014). *Dental Implant Prosthetics - E-Book: Elsevier Health Sciences*.
- 144 Martin, W., Lewis, E., Nicol, A. (2009) Local risk factors for implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 24 Suppl, 28-38.
- 145 Stegaroiu, R., Sato, T., Kusakari, H., Miyakawa, O. (1998) Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13 (1).
- 146 Chambrone, L., Chambrone, L.A., Lima, L.A. (2010) Effects of occlusal overload on peri-implant tissue health: a systematic review of animal-model studies. *Journal of periodontology*, 81 (10), 1367-1378.
- 147 Sailer, I., Philipp, A., Zembic, A., Pjetursson, B.E., Hammerle, C.H., Zwahlen, M. (2009) A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res*, 20 Suppl 4, 4-31.
- 148 Walton, T.R. (1999) A 10-year longitudinal study of fixed prosthodontics: clinical characteristics and outcome of single-unit metal-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 12 (6).
- 149 Wettstein, F., Sailer, I., Roos, M., Hämmerle, C.H. (2008) Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. *European journal of oral sciences*, 116 (3), 272-279.
- 150 Raptis, N.V., Michalakis, K.X., Hirayama, H. (2006) Optical behavior of current ceramic systems. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 26 (1).
- 151 MCLEAN, J.W. (1965) The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J*, 119, 251-267.
- 152 Sjögren, G., Lantto, R., Granberg, Å., Sundström, B.-O., Tillberg, A. (1999) Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: a retrospective study. *International Journal of Prosthodontics*, 12 (2).
- 153 Yilmaz, H., Aydin, C., Gul, B.E. (2007) Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 98 (2), 120-128.
- 154 Della Bona, A., Nogueira, A.D., Pecho, O.E. (2014) Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. *Journal of dentistry*, 42 (9), 1202-1209.
- 155 Lawn, B.R., Pajares, A., Zhang, Y., Deng, Y., Polack, M.A., Lloyd, I.K. ve diğerleri. (2004) Materials design in the performance of all-ceramic crowns. *Biomaterials*, 25 (14), 2885-2892.
- 156 Göncü Başaran, E., Ayna, E., Vallittu, P.K., Lassila, L.V. (2011) Load-bearing capacity of handmade and computer-aided design-computer-aided manufacturing-fabricated three-unit fixed dental prostheses of particulate filler composite. *Acta Odontologica Scandinavica*, 69 (3), 144-150.
- 157 Stawarczyk, B., Sener, B., Trottmann, A., Roos, M., Özcan, M., Hämmerle, C.H. (2012) Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dental materials journal*, 31 (3), 377-383.
- 158 Kelly, J.R., Denry, I. (2008) Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental materials*, 24 (3), 289-298.
- 159 Denry, I., Kelly, J.R. (2008) State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials*, 24 (3), 299-307.
- 160 Lughy, V., Sergo, V. (2010) Low temperature degradation-aging-of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental materials*, 26 (8), 807-820.

- 161 Garvie, R.C., Nicholson, P.S. (1972) Structure and thermomechanical properties of partially stabilized zirconia in the CaO-ZrO₂ system. *Journal of the American Ceramic Society*, 55 (3), 152-157.
- 162 Piconi, C., Maccauro, G. (1999) Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20 (1), 1-25.
- 163 Hannink, R.H., Kelly, P.M., Muddle, B.C. (2000) Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 83 (3), 461-487.
- 164 Al-Amleh, B., Lyons, K., Swain, M. (2010) Clinical trials in zirconia: a systematic review. *Journal of oral rehabilitation*, 37 (8), 641-652.
- 165 Guess, P.C., Schultheis, S., Bonfante, E.A., Coelho, P.G., Ferencz, J.L., Silva, N.R. (2011) All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental Clinics*, 55 (2), 333-352.
- 166 Andreiuolo, R.F., Sabrosa, C.E., Dias, K.R.H.C. (2013) Dual-scan technique for the customization of zirconia computer-aided design/computer-aided manufacturing frameworks. *European journal of dentistry*, 7 (Suppl 1), S115.
- 167 Fischer, J., Stawarczyk, B. (2007) Compatibility of machined Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite and a veneering ceramic. *Dental materials*, 23 (12), 1500-1505.
- 168 Manicone, P.F., Iommetti, P.R., Raffaelli, L. (2007) An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of dentistry*, 35 (11), 819-826.
- 169 Tan, J.P., Sederstrom, D., Polansky, J.R., McLaren, E.A., White, S.N. (2012) The use of slow heating and slow cooling regimens to strengthen porcelain fused to zirconia. *The Journal of prosthetic dentistry*, 107 (3), 163-169.
- 170 Ishibe, M., Raigrodski, A.J., Flinn, B.D., Chung, K.-H., Spiekerman, C., Winter, R.R. (2011) Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to high-noble alloy and zirconia cores. *The Journal of prosthetic dentistry*, 106 (1), 29-37.
- 171 Silva, L.H.D., Lima, E., Miranda, R.B.P., Favero, S.S., Lohbauer, U., Cesar, P.F. (2017) Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res*, 31 (suppl 1), e58.
- 172 Jung, Y.-S., Lee, J.-W., Choi, Y.-J., Ahn, J.-S., Shin, S.-W., Huh, J.-B. (2010) A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *The journal of advanced prosthodontics*, 2 (3), 111-115.
- 173 Sripetchdanond, J., Leevailoj, C. (2014) Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112 (5), 1141-1150.
- 174 Amer, R., Kürklü, D., Kateeb, E., Seghi, R.R. (2014) Three-body wear potential of dental yttrium-stabilized zirconia ceramic after grinding, polishing, and glazing treatments. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112 (5), 1151-1155.
- 175 Janyavula, S., Lawson, N., Cakir, D., Beck, P., Ramp, L.C., Burgess, J.O. (2013) The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *The Journal of prosthetic dentistry*, 109 (1), 22-29.
- 176 Stober, T., Bermejo, J., Rammelsberg, P., Schmitter, M. (2014) Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. *Journal of oral rehabilitation*, 41 (4), 314-322.
- 177 Nakamura, K., Harada, A., Inagaki, R., Kanno, T., Niwano, Y., Milleding, P. ve diğerleri. (2015) Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontologica Scandinavica*, 73 (8), 602-608.
- 178 Malkondu, Ö., Tinastepe, N., Akan, E., Kazazoğlu, E. (2016) An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*, 30 (4), 644-652.

- 179 Flinn, B.D., Raigrodski, A.J., Mancl, L.A., Toivola, R., Kuykendall, T. (2017) Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 117 (2), 303-309.
- 180 Chevalier, J. (2006) What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 27 (4), 535-543.
- 181 Krämer, N., Lohbauer, U., Frankenberger, R. (2000) Adhesive luting of indirect restorations. *American Journal of Dentistry*, 13 (Spec No), 60D-76D.
- 182 Thompson, J.Y., Stoner, B.R., Piascik, J.R., Smith, R. (2011) Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dental Materials*, 27 (1), 71-82.
- 183 Borges, G.A., Sophr, A.M., de Goes, M.F., Sobrinho, L.C., Chan, D.C. (2003) Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent*, 89 (5), 479-488.
- 184 de Oyague, R.C., Monticelli, F., Toledano, M., Osorio, E., Ferrari, M., Osorio, R. (2009) Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Dent Mater*, 25 (2), 172-179.
- 185 Amaral, R., Ozcan, M., Bottino, M.A., Valandro, L.F. (2006) Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dent Mater*, 22 (3), 283-290.
- 186 Sato, H., Yamada, K., Pezzotti, G., Nawa, M., Ban, S. (2008) Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat treatment. *Dent Mater J*, 27 (3), 408-414.
- 187 Kern, M., Wegner, S.M. (1998) Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*, 14 (1), 64-71.
- 188 Derand, P., Derand, T. (2000) Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont*, 13 (2), 131-135.
- 189 Kosmac, T., Oblak, C., Jevnikar, P., Funduk, N., Marion, L. (2000) Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res*, 53 (4), 304-313.
- 190 Blatz, M.B., Sadan, A., Kern, M. (2003) Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 89 (3), 268-274.
- 191 Matinlinna, J., Lassila, L., Vallittu, P. (2006) The effect of a novel silane blend system on resin bond strength to silica-coated Ti substrate. *Journal of dentistry*, 34 (7), 436-443.
- 192 Lung, C.Y., Kukk, E., Matinlinna, J.P. (2012) Shear bond strength between resin and zirconia with two different silane blends. *Acta Odontol Scand*, 70 (5), 405-413.
- 193 Matinlinna, J.P., Lassila, L.V. (2011) Enhanced resin-composite bonding to zirconia framework after pretreatment with selected silane monomers. *Dent Mater*, 27 (3), 273-280.
- 194 Atsu, S.S., Kilicarslan, M.A., Kucukesmen, H.C., Aka, P.S. (2006) Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *The Journal of prosthetic dentistry*, 95 (6), 430-436.
- 195 Kern, M., Thompson, V.P. (1994) Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 71 (5), 453-461.
- 196 Özcan, M., Vallittu, P.K. (2003) Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental Materials*, 19 (8), 725-731.
- 197 Bottino, M.A., Valandro, L.F., Scotti, R., Buso, L. (2005) Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. *International Journal of Prosthodontics*, 18 (1).

- 198 Xible, A.A., de Jesus Tavarez, R.R., de Araujo, C.d.R.P., Bonachela, W.C. (2006) Effect of silica coating and silanization on flexural and composite-resin bond strengths of zirconia posts: An in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 95 (3), 224-229.
- 199 Heikkinen, T.T., Lassila, L.V., Matinlinna, J.P., Vallittu, P.K. (2007) Effect of operating air pressure on tribochemical silica-coating. *Acta Odontologica Scandinavica*, 65 (4), 241-248.
- 200 Takeuchi, K., Fujishima, A., Manabe, A., Kuriyama, S., Hotta, Y., Tamaki, Y. ve diğ erleri. (2010) Combination treatment of tribochemical treatment and phosphoric acid ester monomer of zirconia ceramics enhances the bonding durability of resin-based luting cements. *Dent Mater J*, 29 (3), 316-323.
- 201 Nishigawa, G., Maruo, Y., Irie, M., Oka, M., Yoshihara, K., Minagi, S. ve diğ erleri. (2008) Ultrasonic cleaning of silica-coated zirconia influences bond strength between zirconia and resin luting material. *Dental materials journal*, 27 (6), 842-848.
- 202 Spohr, A.M., Borges, G.A., Junior, L.H., Mota, E.G., Oshima, H.M. (2008) Surface modification of In-Ceram Zirconia ceramic by Nd:YAG laser, Rocatec system, or aluminum oxide sandblasting and its bond strength to a resin cement. *Photomed Laser Surg*, 26 (3), 203-208.
- 203 Cavalcanti, A.N., Pilecki, P., Foxton, R.M., Watson, T.F., Oliveira, M.T., Gianinni, M. ve diğ erleri. (2009) Evaluation of the surface roughness and morphologic features of Y-TZP ceramics after different surface treatments. *Photomed Laser Surg*, 27 (3), 473-479.
- 204 Foxton, R.M., Cavalcanti, A.N., Nakajima, M., Pilecki, P., Sherriff, M., Melo, L. ve diğ erleri. (2011) Durability of resin cement bond to aluminium oxide and zirconia ceramics after air abrasion and laser treatment. *J Prosthodont*, 20 (2), 84-92.
- 205 Akyil, M.S., Yilmaz, A., Karaalioglu, O.F., Duymus, Z.Y. (2010) Shear bond strength of repair composite resin to an acid-etched and a laser-irradiated feldspathic ceramic surface. *Photomed Laser Surg*, 28 (4), 539-545.
- 206 Ferracane, J.L., Stansbury, J., Burke, F.J.T. (2011) Self-adhesive resin cements—chemistry, properties and clinical considerations. *Journal of oral rehabilitation*, 38 (4), 295-314.
- 207 Stamatacos, C., Simon, J.F. (2013) Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent*, 34 (1), 42-44.
- 208 Ozturk, E., Bolay, S., Hickel, R., Ilie, N. (2014) Influence of ceramic thickness and type on micromechanical properties of light-cured adhesive bonding agents. *Acta Odontol Scand*, 72 (7), 543-548.
- 209 Oei, J.D., Mishriky, M., Barghi, N., Rawls, H.R., Cardenas, H.L., Aguirre, R. ve diğ erleri. (2013) Development of a low-color, color stable, dual cure dental resin. *Dental Materials*, 29 (4), 405-412.
- 210 Archegas, L.R.P., Freire, A., Vieira, S., de Menezes Caldas, D.B., Souza, E.M. (2011) Colour stability and opacity of resin cements and flowable composites for ceramic veneer luting after accelerated ageing. *Journal of dentistry*, 39 (11), 804-810.
- 211 Ç ehreli, M., Ş ahin, S., Akça, K. (2004) Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. *Journal of dentistry*, 32 (2), 123-132.
- 212 Lin, C.-L., Kuo, Y.-C., Lin, T.-S. (2005) Effects of dental implant length and bone quality on biomechanical responses in bone around implants: a 3-D non-linear finite element analysis. *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*, 17 (01), 44-49.

- 213 Isidor, F. (2006) Influence of forces on peri-implant bone. *Clinical oral implants research*, 17 (S2), 8-18.
- 214 Baran, G., Boberick, K., McCool, J. (2001) Fatigue of restorative materials. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 12 (4), 350-360.
- 215 Cardoso, P.E., Braga, R.R., Carrilho, M.R. (1998) Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dental Materials*, 14 (6), 394-398.
- 216 Armstrong, S., Breschi, L., Ozcan, M., Pfefferkorn, F., Ferrari, M., Van Meerbeek, B. (2017) Academy of Dental Materials guidance on in vitro testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength (muTBS) approach. *Dent Mater*, 33 (2), 133-143.
- 217 Heintze, S. (2006) How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dental Materials*, 22 (8), 712-734.
- 218 Kohyama, K., Hatakeyama, E., Sasaki, T., Dan, H., Azuma, T., Karita, K. (2004) Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber. *Archives of Oral Biology*, 49 (10), 805-816.
- 219 Schindler, H.J., Stengel, E., Spiess, W.E. (1998) Feedback control during mastication of solid food textures—a clinical-experimental study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 80 (3), 330-336.
- 220 Sakaguchi, R., Douglas, W., DeLong, R., Pintado, M. (1986) The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dental Materials*, 2 (6), 235-240.
- 221 DeLong, R., Sakaguchi, R., Douglas, W., Pintado, M. (1985) The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dental Materials*, 1 (6), 238-242.
- 222 Kern, M., Strub, J., Lü, X.Y. (1999) Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. *Journal of oral rehabilitation*, 26 (5), 372-378.
- 223 Krejci, I., Lutz, F., Zedler, C. (1992) Effect of contact area size on enamel and composite wear. *Journal of dental research*, 71 (7), 1413-1416.
- 224 Freitas da Silva, E.V., Dos Santos, D.M., Sonego, M.V., de Luna Gomes, J.M., Pellizzer, E.P., Goiato, M.C. (2018) Does the Presence of a Cantilever Influence the Survival and Success of Partial Implant-Supported Dental Prostheses? Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 33 (4), 815-823.
- 225 <Prospekt_Technovit_englisch.pdf>.
- 226 Özcan, M., Bernasconi, M. (2015) Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Adhes Dent*, 17 (1), 7-26.
- 227 Howe, M.S., Keys, W., Richards, D. (2019) Long-term (10-year) dental implant survival: A systematic review and sensitivity meta-analysis. *J Dent*.
- 228 Pjetursson, B.E., Asgeirsson, A.G., Zwahlen, M., Sailer, I. (2014) Improvements in implant dentistry over the last decade: comparison of survival and complication rates in older and newer publications. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 29 Suppl, 308-324.
- 229 Storelli, S., Del Fabbro, M., Scanferla, M., Palandrani, G., Romeo, E. (2018) Implant supported cantilevered fixed dental rehabilitations in partially edentulous patients: Systematic review of the literature. Part I. *Clinical oral implants research*, 29, 253-274.
- 230 Hälg, G.A., Schmid, J., Hämmerle, C.H. (2008) Bone level changes at implants supporting crowns or fixed partial dentures with or without cantilevers. *Clinical oral implants research*, 19 (10), 983-990.

- 231 Palmer, R.M., Howe, L.C., Palmer, P.J., Wilson, R. (2012) A prospective clinical trial of single Astra Tech 4.0 or 5.0 diameter implants used to support two-unit cantilever bridges: results after 3 years. *Clinical oral implants research*, 23 (1), 35-40.
- 232 Becker, C. (2004) Cantilever fixed prostheses utilizing dental implants: A 10-year retrospective analysis. *Quintessence international*, 35 (6).
- 233 Eliasson, A., Eriksson, T., Johansson, A., Wennerberg, A. (2006) Fixed partial prostheses supported by 2 or 3 implants: a retrospective study up to 18 years. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21 (4).
- 234 Zurdo, J., Romao, C., Wennstrom, J.L. (2009) Survival and complication rates of implant-supported fixed partial dentures with cantilevers: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*, 20 Suppl 4, 59-66.
- 235 Goiato, M.C., Shibayama, R., Gennari Filho, H., de Medeiros, R.A., Pesqueira, A.A., dos Santos, D.M. ve diğ erleri. (2016) Stress distribution in implant-supported prostheses using different connection systems and cantilever lengths: digital photoelasticity. *J Med Eng Technol*, 40 (2), 35-42.
- 236 Suedam, V., Moretti Neto, R.T., Sousa, E.A., Rubo, J.H. (2016) Effect of cantilever length and alloy framework on the stress distribution in peri-implant area of cantilevered implant-supported fixed partial dentures. *J Appl Oral Sci*, 24 (2), 114-120.
- 237 Aglietta, M., Siciliano, V.I., Zwahlen, M., Bragger, U., Pjetursson, B.E., Lang, N.P. ve diğ erleri. (2009) A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res*, 20 (5), 441-451.
- 238 Wennstrom, J., Zurdo, J., Karlsson, S., Ekestubbe, A., Grondahl, K., Lindhe, J. (2004) Bone level change at implant-supported fixed partial dentures with and without cantilever extension after 5 years in function. *J Clin Periodontol*, 31 (12), 1077-1083.
- 239 Pjetursson, B.E., Zarauz, C., Strasding, M., Sailer, I., Zwahlen, M., Zembic, A. (2018) A systematic review of the influence of the implant-abutment connection on the clinical outcomes of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res*, 29 Suppl 18, 160-183.
- 240 Baldassarri, M., Hjerpe, J., Romeo, D., Fickl, S., Thompson, V.P., Stappert, C.F. (2012) Marginal accuracy of three implant-ceramic abutment configurations. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 27 (3).
- 241 Truninger, T.C., Stawarczyk, B., Leutert, C.R., Sailer, T.R., Hämmerle, C.H., Sailer, I. (2012) Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. *Clinical oral implants research*, 23 (1), 12-18.
- 242 Elshiyab, S.H., Nawafleh, N., George, R. (2017) Survival and testing parameters of zirconia-based crowns under cyclic loading in an aqueous environment: A systematic review. *Journal of investigative and clinical dentistry*, 8 (4), e12261.
- 243 Brägger, U., Aeschlimann, S., Bürgin, W., Hämmerle, C.H., Lang, N.P. (2001) Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clinical oral implants research*, 12 (1), 26-34.
- 244 Schmitter, M., Mueller, D., Rues, S. (2012) Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent*, 40 (2), 154-162.
- 245 Zenthofer, A., Ohlmann, B., Rammelsberg, P., Bomicke, W. (2015) Performance of zirconia ceramic cantilever fixed dental prostheses: 3-year results from a prospective, randomized, controlled pilot study. *J Prosthet Dent*, 114 (1), 34-39.

- 246 Sailer, I., Strasding, M., Valente, N.A., Zwahlen, M., Liu, S., Pjetursson, B.E. (2018) A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic multiple-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res*, 29 Suppl 16, 184-198.
- 247 Tholey, M.J., Berthold, C., Swain, M.V., Thiel, N. (2010) XRD2 micro-diffraction analysis of the interface between Y-TZP and veneering porcelain: role of application methods. *dental materials*, 26 (6), 545-552.
- 248 Batson, E.R., Cooper, L.F., Duqum, I., Mendonça, G. (2014) Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112 (4), 770-777.
- 249 Vedana, D., Vedana, L., Martins, E.A., Brodersen, P., De Souza, G.M. (2018) Artificial Enamel Wear after Prolonged Chewing Simulation against Monolithic Y-TZP Crowns. *Materials Sciences and Applications*, 9 (04), 381.
- 250 Pitta, J., Hicklin, S.P., Fehmer, V., Boldt, J., Gierthmuehlen, P.C., Sailer, I. (2019) Mechanical stability of zirconia meso-abutments bonded to titanium bases restored with different monolithic all-ceramic crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants*.
- 251 Ozcan, M., Melo, R.M., Souza, R.O., Machado, J.P., Felipe Valandro, L., Bottino, M.A. (2013) Effect of air-particle abrasion protocols on the biaxial flexural strength, surface characteristics and phase transformation of zirconia after cyclic loading. *J Mech Behav Biomed Mater*, 20, 19-28.
- 252 Pereira, G., Venturini, A., Silvestri, T., Dapieve, K., Montagner, A., Soares, F. ve diğerleri. (2016) Low-temperature degradation of Y-TZP ceramics: a systematic review and meta-analysis. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 55, 151-163.
- 253 Pozzobon, J.L., Pereira, G.K.R., Wandscher, V.F., Dorneles, L.S., Valandro, L.F. (2017) Mechanical behavior of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline ceramic after different zirconia surface treatments. *Materials Science and Engineering: C*, 77, 828-835.
- 254 Wolfart, S., Harder, S., Eschbach, S., Lehmann, F., Kern, M. (2009) Four-year clinical results of fixed dental prostheses with zirconia substructures (Cercon): end abutments vs. cantilever design. *European journal of oral sciences*, 117 (6), 741-749.
- 255 da Rocha, S.S., Adabo, G.L., Spinola, S.G., Fonseca, R.G., Ferreira, A.R. (2007) Effect of metal conditioners on the adhesive bonding of resin cements to cast titanium. *Quintessence International*, 38 (8).
- 256 Heintze, S.D., Eser, A., Monreal, D., Rousson, V. (2017) Using a chewing simulator for fatigue testing of metal ceramic crowns. *J Mech Behav Biomed Mater*, 65, 770-780.
- 257 Bates, J.F., Stafford, G.D., Harrison, A. (1976) Masticatory function - a review of the literature. III. Masticatory performance and efficiency. *J Oral Rehabil*, 3 (1), 57-67.
- 258 Haraldson, T., Zarb, G. (1988) A 10-year follow-up study of the masticatory system after treatment with osseointegrated implant bridges. *Scand J Dent Res*, 96 (3), 243-252.
- 259 Strub, J.R., Gerds, T. (2003) Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations. *Int J Prosthodont*, 16 (2), 167-171.
- 260 Studart, A.R., Filser, F., Kocher, P., Gauckler, L.J. (2007) Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dental materials*, 23 (1), 106-114.

8.EKLER

Ek 1. Orjinallik Ekran Çıktısı

TEK DİSTAL UZANTILI ZİRKONYUM RESTORASYONLARI DESTEKLEYEN Tİ-ALTYAPILI ZİRKONYUM DAYANAKLARIN YORULMA DAYANIMLARININ VE KIRILMA DİRENÇLERİNİN İNVİTRO OLARAK İNCELENMESİ

ORJİNALLİK RAPORU

%4	%1	%1	%3
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	Submitted to TechKnowledge Turkey Öğrenci Ödevi	%1
2	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	%1
3	Submitted to Ankara University Öğrenci Ödevi	<%1
4	dfd.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
5	Submitted to Karadeniz Teknik University Öğrenci Ödevi	<%1
6	Submitted to Konya Necmettin Erbakan University Öğrenci Ödevi	<%1
7	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	<%1

Ek 2. Dijital Makbuz



Dijital Makbuz

Bu makbuz ödevinizin Turnitin'e ulaştığını bildirmektedir. Gönderiminize dair bilgiler şöyledir:

Gönderinizin ilk sayfası aşağıda gönderilmektedir.

Gönderen: Nigar Baghirova
Ödev başlığı: TEK DİSTAL UZANTILI ZİRKONYUM.
Gönderi Başlığı: TEK DİSTAL UZANTILI ZİRKONYUM.
Dosya adı: benzerlik.DOCX
Dosya boyutu: 286.15K
Sayfa sayısı: 68
Kelime sayısı: 13,168
Karakter sayısı: 94,859
Gönderim Tarihi: 01-Eki-2019 03:37PM (UTC+0300)
Gönderim Numarası: 1183798557

TEK DİSTAL UZANTILI ZİRKONYUM RESTORASYONLARI
DESTEKLEYEN TEALTYAPILI ZİRKONYUM
BAYANAKLARIN YORULMA DAYANIMLARININ VE
KIRILMA DİRENÇLERİNİN İN VİTRO OLARAK
İNCELENMESİ

Dr. Nigar BAGIROVA

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Cahat BİLİRİNGİLİ

9. ÖZGEÇMİŞ

1. Bireysel Bilgiler

Adı Soyadı	Nigar BAGHIROVA
Doğum Yeri ve Tarihi	Shirvan/AZERBAYCAN ve 03.09.1989
Uyruğu	Azerbaycan

2. Eğitimi

- 289 No'lu Zengi Lisesi (1999-2004)
- K. Eliyev adına 61 No'lu okul (2004-2006)
- Azerbaycan Tıp Üniversitesi (2006-2011)
- Gazi Üniversitesi Türkçe Öğrenim ve Uygulama Merkezi (2011-2012)
- Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2012-halen devam etmekte)

3. Bilimsel Faaliyetleri

Direct Restorations of Interior Teeth, Bakü, Azerbaycan, 2008-Dinleyici

IV International Caspian Conference of Implantologists, Bakü, Azerbaycan, 2011-Dinleyici

Modern Straight Wire Treatment Philosophy, Bakü, Azerbaycan, 2011-Dinleyici

International Team for Implantology (ITI BİLİMSEL) Toplantısı, Antalya, 2013-Dinleyici

Eđitcilerin Eđitimi Programı (Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Kurum İçi Eğitim 2015)

Dentsply Implants Kongre, Çeşme, İzmir, 2015-Dinleyici

SEE İmplant Dentistry İmplantoloji Kursu, Çeşme, İzmir 2015

İnternational Team for İmplantology (ITI BİLİMSEL) Türkiye-Azerbaycan Kongresi, Antalya, 2016-Dinleyici

Türkiye Osseintegrasyon Derneği (Osseder), Bertil Friberg-Torsten Jemt, İmplantolojinin 40 yılı, İstanbul, 2017-Dinleyici

PİEG-GDİA Dental İmplantology Symposium, Sırbistan, Belgrad, 2017-Poster sunumu

BioHorizons İmproving Outcomes of İmplant Dentistry Antalya, Türkiye, 2017

Nobel Biocare Bilimsel Toplantısı, İmplant Diş Hekimliğinde Yumuşak Doku Kavramı, Ankara, 2017-Dinleyici

Medentika Dental İmplant Bilimsel Toplantısı, Rehberli Cerrahi Uygulanmaları ve İmplant Üstü Protezler, Ankara, 2018-Dinleyici

Nigar Baghirova, Fatma Pehlivanlar, Canan Hekimoğlu. Short and Narrow Diameter Dental Implants Versus Advanced Surgical Procedures. The Open Journal of Dentistry and Oral Science, 2018, 1, 09-11