

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

**DİNAMİK YÜKLENEN
TİTANYUM VE ZİRKONYA İMPLANT DAYANAKLARININ
KANTİLEVERLİ SABİT DENTAL PROTEZLER ALTINDA
KIRILMA DAYANIKLILIKLARININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Duygu KARASAN

**Protetik Diş Tedavisi Programı
DOKTORA TEZİ**

**ANKARA
2014**

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

**DİNAMİK YÜKLENEN
TİTANYUM VE ZİRKONYA İMPLANT DAYANAKLARININ
KANTİLEVERLİ SABİT DENTAL PROTEZLER ALTINDA
KIRILMA DAYANIKLILIKLARININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Duygu KARASAN

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Şenay CANAY**

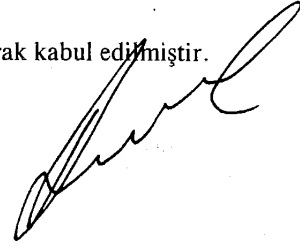
**Protetik Diş Tedavisi Programı
DOKTORA TEZİ**

**ANKARA
2014**

Anabilim Dalı :PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ
Program :PROTEZ
Tez Başlığı :Dinamik Yüklenen Titanyum ve Zirkonya İmplant
Dayanaklarının Kantileverli Sabit Dental Protezler
Altında Kırılma Dayanıklılıklarının Değerlendirilmesi
Öğrenci Adı-Soyadı :DUYGU KARASAN
Savunma Sınavı Tarihi :10/07/2014

Bu çalışma jürimiz tarafından yüksek lisans/doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: **PROF. DR. NESRİN ANIL**
Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi



Tez danışmanı: **PROF. DR. ŞENAY CANAY**
Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi



Üye: **PROF. DR. KIVANÇ AKÇA**
Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi



Üye: **YRD. DOÇ. DR. BARIŞ GÜNCÜ**
Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi

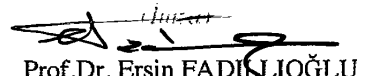


Üye: **PROF. DR. CEMAL AYDIN**
Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi



ONAY

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.


Prof.Dr. Ersin FADILLOĞLU
Müdür

TEŞEKKÜR

İçten doğasıyla sadece bir hoca olmanın çok ötesinde dostluğu ve sevgisiyle doktora sürecimin her aşamasında bilimsel ve sosyal tecrübe ve bilgisini esirgmeden paylaşan, destek olan, yol gösteren ve vizyonumu genişleten sevgili hocam, Sayın Prof. Dr. Senay Canay' a içtenlikle teşekkür ederim.

Tanıdığım andan itibaren mesleki olarak benim için önemli bir rol-model olan, bilgisi ve fikirleri ile bana yön veren değerli hocam Prof. Dr. Kıvanç Akça'ya,

Teşvik ediciliği ve yardımları için H.Ü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Nesrin Anıl'a,

Doktora eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi hocalarıma,

Çalışma ortamımızı yaşanabilir ve sıcak hale getiren, fakülte içinde ve dışında harika anılarla asistanlık sürecimi unutulmaz kılan Dr. Güliz Aktaş ve Dr. Umut Güler'e ve tüm sevgili asistan arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Çalışmanın gerçekleşmesi için materyal desteği sağlayan Bati Dental Ltd. Şti.'ye ve çalışma örneklerinin hazırlığı sırasında teknik destekleri için Murat Özmel Dental Estetik Diş Protez Laboratuvarına teşekkür ederim.

Dinamik yükleme deneylerinin gerçekleştirilmesi sırasında bana her türlü laboratuvar imkânını sağlayan ve bulduğum süre içerisinde sıcak ilgilerini benden esirgemeyen Albert-Ludwigs Üniversitesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Joerg Rudolf Strub'a, Prof. Dr. Wael Att'a ve bölüm araştırma görevlilerine teşekkür ederim.

Destek ve sevgileri ile her zaman yanımda olup yol gösteren, önümü açan ve motive eden sevgili babam Dr. Halis Narin ve annem Reyhan Narin'e, varlığı ailemize her zaman mutluluk kaynağı olan sevgili kardeşim Baran Narin'e, hayatımın her döneminde yanımda olup maddi, manevi desteğini esirgemeyen dostum ve ablam Dr. Özden Narin'e

Sabrı, desteği, hayatımda olduğu için ve varlığı her şeyi daha anlamlı kıldığı için sevgili eşim Mustafa Murat Karasan' a,

Tüm kalbimle teşekkür ederim.

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projeleri Koordinasyon Birimi bünyesindeki BAB6091-Uluslararası Bilimsel İşbirliği Geliştirme Desteği bursu ile yürütülmüştür.

ÖZET

Karasan, D., Dinamik Yüklenen Titanyum Ve Zirkonya İmplant Dayanaklarının Kantileverli Sabit Dental Protezler Altında Kırılma Dayanıklılıklarının Değerlendirilmesi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protez (Diş) Programı Doktora Tezi, Ankara, 2014. Bu çalışmada çiğneme simülatörü ile dinamik yüklemeye maruz bırakılan kantilever uzantılı köprüler ile restore edilen zirkonya implant dayanaklarının güvenilirliklerinin test edilmesi ve destek implant sayısının kırılma dayanıklılığına etkisinin araştırılması amaçlandı. Dört farklı klinik senaryoyu simüle eden dört test grubu kullanıldı. Her grupta sekiz adet örnek vardı ve CAD/CAM teknolojisi kullanılarak örnekler uygun Cr-Co tam kontur restorasyonlar üretildi. Tüm örnekler çiğneme simülatörü ile dinamik yükleme uygulandıktan sonra kırılma dayanıklılığı için test edildi. 0.05'lik güven aralığında iki etkenli varyans analizi ve gruplar arası etkileşimi değerlendirmek için Tukey testi yapıldı. Dinamik yükleme sonrası hiç bir örnekte teknik veya mekanik başarısızlık gözlenmedi. Grupların ortalama kırılma dayanıklılıkları sırasıyla tek implantlı ve zirkonya dayanaklı grup için 226 N, iki implantlı ve zirkonya dayanaklı grup için 551 N, tek implantlı ve titanyum dayanaklı grup için 601 N ve iki implantlı ve titanyum dayanaklı grup için 664 N olarak belirlendi. Dayanak materyalinin kırılma dayanıklılığı üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlıydı ($p<0.05$). Her iki dayanak materyali için de destek implant sayısının kırılma dayanıklılığı üzerindeki etkisi anlamlıydı. Her iki dayanak materyali için de kırılma dayanıklılığı değerleri oldukça yüksek olup anterior bölge okluzal kuvvetlerini karşılayabilecek sınırlar dahilindeydi. Bu laboratuvar çalışmasının sınırları dahilinde iki implant destekli kantilever uzantılı köprülerin, tek implant destekli restorasyonlara göre daha güvenle kullanılabileceği ve zirkonya dayanakların iki implant destekli kantileverlı köprülere dayanak olarak kullanılabileceği söylenebilmektedir.

Anahtar Kelimeler: Dental İmplantlar, İmplant Dayanakları, Zirkonya, Kantilever, Kırılma Dayanıklılığı, Sabit Dental Protezler, Çiğneme Simülatörü

Destekleyen Kurumlar: H.Ü.B.A.K.B. Destek projesi (908).

ABSTRACT

Karasan, D., Comparing The Fracture Resistance of Zirconia and Titanium Abutments with Cantilevered FDPs After Exposure to the Artificial Mouth, Hacettepe University Health Sciences Institute PhD Thesis in Prosthodontics, Ankara, 2014. Aim of the study was to compare the fracture resistances of Titanium (Ti) and IPS e.max (Zr) abutments after dynamic loading using chewing simulator, evaluating the reliability of the IPS e.max abutments which were restored with cantilevered FDPs and comparing the effect of the number of supporting implants on fracture resistance of the abutments. four different test groups representing four different clinical scenarios were used. The clinical situations like presence of an edentulous space for two or three teeth in the maxillary anterior zone were created. All groups were including eight specimens. Full contour Cr-Co frameworks were fabricated using CAD/CAM technology. All of the samples were dynamically loaded using a chewing simulator, thereafter tested for the maximum fracture resistance. Pair-wise Wilcoxon rank tests were performed to test for differences in fracture resistance values with a global significance level of 0,05. All test specimens survived aging after exposure to the artificial mouth. No screw loosening was recorded. The median fracture resistance was 226, 551, 601 and 664 N for groups one and two implants with Zr abutment, and one or two implants with Ti abutments respectively. Statistically significant differences were found for the comparisons of Ti and Zr groups ($p < 0.05$). Also the number of supporting implants were affecting significantly the fracture resistance of both abutments. The fracture resistance values for 3 unit bridges were significantly high for each abutment material. Results of this study showed that all tested implant-supported restorations have the potential to withstand physiological occlusal forces applied in the anterior region. Within the limitations of this in-vitro study, it can be concluded that, cantilevered restorations with splinted design instead of single implant supported cantilevered FDP design might be recommended, also the use of two implant supported cantilevered FDPs with Zr abutments can be considered as a reliable clinical option.

Key Words: Dental Implants, Implant Abutments, Zirconia, Cantilevers, Fracture Resistance, Fixed Dental Prosthesis, Artificial Mouth

Supported by H.Ü.B.A.K.B. PhD Thesis Grant (908).

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLER	x
GRAFİKLER	xiii
TABLolar	xiv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Dental İmplantlar	4
2.1.1. Bölümlü Dişsizliklerin Dental İmplantlar ile Tedavisi	4
2.1.2. İmplant Başarısı Değerlendirme Kriterleri	5
2.2. İmplant Destekli Kantilever Uzantılı Protetik Restorasyonlar	8
2.2.1. Uzun Dönem Başarısı	8
2.2.2. Komplikasyon Riski	9
2.2.3. Destek İmplant Sayısı	11
2.2.4. İmplant Destekli Restorasyonların Biyomekaniği	11
2.2.5. Kantilever Uzantılı Restorasyonların Endikasyonları	18
2.3. Dental Kullanımda Zirkonya	25
2.3.1. Dental Seramikler	25
2.3.2. Zirkonya	26
2.3.3. Zirkonyanın Sınıflandırılması	28
2.3.4. İmplant Dayanak Materyali Olarak Zirkonya	30
2.4. Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Metal Alaşımlar	31
2.5. Kobalt-Krom Alaşımları	32
2.6. Direkt Metal Lazer Sinterleme	33
2.7. Dinamik Yükleme ve Çiğneme Simülatörleri	34
2.7.1. Çiğnemenin Biyomekanik Döngüsü	34
2.7.2. Çiğneme Simülatörleri	36
3. GEREÇ VE YÖNTEM	40

3.1.	Araştırmada Kullanılan Gereç ve Materyaller	41
3.2.	Test Grupları	42
3.2.1.	Çalışmada Kullanılan İmplant Komponentleri	47
3.3.	Örneklerin Hazırlanması	51
3.3.1.	Ana-Model Hazırlığı	51
3.3.2.	Standart Örneklerin Hazırlanması	54
3.4.	Restorasyonların Üretilmesi	60
3.5.	Simantasyon	62
3.6.	Dinamik Yükleme	66
3.7.	Kırılma Dayanıklılığı Testi	69
3.8.	Stereomikroskop ile Kırık Değerlendirmesi	71
3.9.	İstatistiksel Analiz	71
4.	BULGULAR	72
4.1.	Dinamik Yükleme Test Sonuçları	72
4.2.	Maksimum Kırılma Dayanıklılık Testi Bulguları	74
4.2.1.	Tek İmplant-Titanyum Dayanak (Ti-I)	78
4.2.2.	İki İmplant-Titanyum Dayanak (Ti-II)	80
4.2.3.	Tek İmplant-Zirkonya Dayanak (Zr-I)	82
4.2.4.	İki İmplant-Zirkonya Dayanak (Zr-II)	84
4.2.5.	Gruplar Arası İkişerli Karşılaştırma Sonuçları	86
4.2.6.	Post Hoc (Tukey) Analiz Sonuçları	88
5.	TARTIŞMA	89
6.	SONUÇLAR VE ÖNERİLER	106
7.	KAYNAKLAR	107

SİMGELER VE KISALTMALAR

Al	Alüminyum
Al ₂ O ₃	Alüminyum oksit
°C	Santigrad Derece
CAD	Bilgisayar yardımıyla tasarım (Computer Aided Design)
CAM	Bilgisayar yardımıyla üretim (Computer Aided Manufacturing)
CaO	Kalsiyum oksit
CeO ₂	Ceryum dioksit
Cr-Co	Krom kobalt
Fe	Demir
Fe ₂ O ₃	Demir oksit
K	Kübik Faz
M	Monoklinik faz
mm	Milimetre
μ	Mikron
μm	Mikrometre
MgO	Magnezyum Oksit
MPa	Megapaskal
Na ₂ OAl ₂ O ₃ 6SiO ₂	Sodyum Alümina silikat
Na ₂ O	Sodyum oksit
N	Newton
nm	Nanometre
PSZ	Parsiyel stabilize zirkonya
SiO ₂	Silikondioksit / Silika
T	Tetragonal faz
Ti	Titanyum
TiO ₂	Titanyum dioksit
Y-TZP	İtiryum ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali
Zr	Zirkonyum
ZrO ₂	Zirkonyum dioksit
ZrSiO ₄	Zirkon
°	Derece
~	Yaklaşık
%	Yüzde

ŞEKİLLER

Sayfa

3.1.	(A) Tek implant - titanyum dayanak (Ti-I) grubu örneği, (B) Straumann Anatomik Titanyum dayanak, klinik durumu yansıtmak amacıyla 135° açı ile konumlandırıldı, (C) Ti-I grubu örnekleri (n=8)	43
3.2.	(A) İki implant - titanyum dayanak (Ti-II) grubu örneğinin bukkal ve lateral görüntüsü, (B) Straumann Anatomik Titanyum dayanaklar, klinik durumu yansıtmak amacıyla 135° açı ile konumlandırıldı, (C) Ti-II grubu örnekleri (n=8)	44
3.4.	(A) Tek implant – IPS e.max dayanak (Zr-I) grubu örneğinin bukkal ve lateral görüntüsü, (B) Straumann Anatomik IPS e.max dayanak, klinik durumu yansıtmak amacıyla 135° açı ile konumlandırıldı, (C) Zr-I grubu örnekleri (n=8)	45
3.4.	(A) İki implant – IPS e.max dayanak (Zr-II) grubu örneğinin bukkal ve lateral görüntüsü, (B) Straumann Anatomik IPS e.max dayanaklar, klinik durumu yansıtmak amacıyla 135° açı ile konumlandırıldı, (C) Zr-II grubu örnekleri (n=8)	46
3.5.	Straumann Anatomik Titanyum dayanaklar ve boyutları	47
3.6.	(A,B) Çalışmada kullanılan titanyum dayanaklar	48
3.7.	Straumann IPS e.max dayanaklar ve boyutları	49
3.8.	(A,B) Çalışmada kullanılan Straumann IPS e.max dayanaklar	49
3.9.	(A,B) Klinik senaryolara uygun duruma getirilmiş fantom model	51
3.10.	(A) Fantom modelin duplikasyon silikonu ile edilmiş negatifi, (B) Tip IV sert alçı ile elde edilen ilk model	51
3.11.	(A,B) dişsiz bölgelerin modelasyon mumu ile şekillendirilmesi	52
3.12.	(A,B) İmplant analog boşluklarının paralelometre yardımı ile hazırlanması	52

3.13.	(A) İmplant analogları paralelometre ile hazırlanan pozisyonlarda, (B) Analoglar üzerine vidalanan dayanaklar ile açılanma kontrolü	53
3.14.	(A) Transfer parçaları analoglara vidalı, (B) Ana model için hazırlanan ölçü	53
3.15.	(A) Straumann 4.1 kemik seviyesi implant, (B) İmplantlar ölçü içerisinde	54
3.16.	(A,B) IPS e.max dayanaklar analoglar üzerinde, titanyum dioksit tozu ile kaplanması	54
3.17.	(A) Modele vidalanan dayanaklar zirkonya restorasyonun üretilmesi için taranması, (B) Üretilen restorasyon, analoglara vidalanan dayanaklara geçici olarak simante edilmesi	55
3.18.	Çiğneme simülatörüne örneklerin yerleştirilebilmesi için kullanılan poliüretan kalıplar	55
3.19.	(A,B) 135° açı ile hazırlanan plakaya sabitlenmiş anahtar restorasyon	56
3.20.	(A) İlk örnek, (B,C) Tutucu örnek kalıp üzerine tek giriş yolu ile yerleşecek şekilde hazırlanan poliüretan kalıp	56
3.21.	(A) Poliüretan kalıp ile duplikasyon için ölçü alınması, (B,C) transfer kopingleri ile implantlar replikaları ölçü içerisinde	57
3.23.	(A) Techovit 4071 karıştırılması, (B) örnek kalıplar içerisine dökülmesi, (C) Ölçünün üzerine kapatılması	59
3.24.	(A) Dayanaklar ana model üzerinde vidalı, (B) dayanaklar 35 N/cm'ye torklama	60
3.25.	(A,B) Restorasyon tasarım görüntüleri	60
3.26.	(A,B) Restorasyon tasarım parametreleri	61
3.27.	Metal/Zirkonya Primeri	63
3.28.	(A,B,C) Simantasyon aşamaları	64
3.29.	(A,B,C) Simantasyon aşamaları	64
3.30.	(A,B,C) Simantasyon aşamaları	65
3.31.	(A,B) Willytec çiğneme simülatörü	66

3.32.	(A) Çiğneme simülatörüne bağlanmaya hazır örnek, (B) Simülatör içerisine vidalanarak bağlanan örnek, (C) Simülatör sıfır noktası için kalibre edilirken	66
3.33.	(A) Çiğneme simülatörünün uygulayıcı ucu, (B) uygulayıcı uca uygun teknik özelliklere sahip kimyasal olarak polimerize olan kompozit ile bağlanmış <i>steatite</i> , (C) 135°ağı ile kantilever bölgesine kuvvet uygulanması	67
3.34.	Çiğneme simülatörü parametreleri	68
3.35.	Çiğneme simülatörü parametreleri	68
3.36.	Universal test cihazı	69
3.37.	(A,B,C,D) Kırılma testi	70
3.38.	(A,B) Kırılma testi sonrası	70
4.1.	(A,B,C,D) Örneklerin yapay ağız ortamına maruz bırakılması sonucu, yükleme yapılan bölgelerindeki aşınmaların stereomikroskop görüntüleri (A,C X50; B,C X200)	73
4.2.	(A-F) Ti-I grubu örneklerine ait stereomikroskop görüntüleri	78
4.3.	(A,B,C,D) Ti-II grubu örneklerinin kırılma testi sonrası stereomikroskop görüntüleri	80
4.4.	(A,B,C) Zr-I grubu örneklerin kırılma testi sonrası steremikroskop görüntüleri, implant boyun kırığı (D) dayanak boynunda majör çatlak	82
4.6.	Kırılma sonrası dayanak vidası	83
4.7.	(A-H) Zr-II örneklerine ait stereomikroskop görüntüleri	85

GRAFİKLER

		Sayfa
4.1.	Grupların Fmax değerleri için kutu-çizgi grafiği	76
4.2.	Gruplara ait örnekler için Fmax değerleri dağılımını gösteren saçılım grafiği	77
4.3.	Ti-I grubuna ait örneklerden birinin kuvvet/deformasyon grafiği	79
4.4. ve 4.5.	İki implant destekli titanyum dayanaklı gruba ait örneklerin kuvvet/deformasyon grafiği.	81
4.6.	Tek implant destekli-zirkonya dayanaklı gruba ait örneğin kuvvet/deformasyon eğrisi.	83
4.7.	İki implant destekli-zirkonya dayanaklı gruba ait örneğin kuvvet/deformasyon eğrisi.	85
4.8.	Dayanak materyalinin implant sayısı ile etkileşimi	86
4.9.	Dayanak materyalinin implant sayısı ile etkileşimi	87

TABLOLAR

	Sayfa	
2.1.	İmplant başarısı değerlendirme kriterleri	6
2.2.	Diş ve implantların biyomekanik özellikleri	17
2.3	(A) Pembe Estetik Skor Değişkenleri (B) Güncel PES değişkenleri	20
2.4.	Beyaz Estetik Skor Değişkenleri	21
2.5.	Zirkonyanın özellikleri	29
2.6.	Çiğneme simülatörleri ve kuvvet oluşturma mekanizmaları	37
2.7.	Willytec çiğneme simülatörü teknik özellikleri	39
3.1.	Kullanılan materyaller, donanımlar ve üretici firmalar	41
3.2.	Test grupları	42
4.1.	Titanyum dayanak kullanılan örneklerin kırılma dayanıklılık değerleri	74
4.2.	Zirkonya dayanak kullanılan örneklerin kırılma dayanıklılık değerleri.	75
4.3.	Grup içi ortalama kırılma dayanıklılığı değerleri (N cinsinden)	76
4.4.	Tukey test sonuçları (n: örnek sayısı)	88

1. GİRİŞ

Estetik diş hekimliği, son 20 yılda implant tedavi yaklaşımları üzerinde önemli etkiye sahip olmaktadır.

Tam gülüş sırasında görünen tüm alanı kapsayan dentoalveoler bölge literatürde estetik bölge olarak adlandırılır (1). Estetik bölge dental implant uygulamalarının uzun dönem başarıları bilimsel olarak kanıtlanmıştır (2-4). Yayınlanmış bazı randomize kontrollü klinik çalışma sonuçlarına göre implant başarısı açısından değerlendirme yapıldığında, estetik bölgede uygulanan dental implant tedavileri ile diğer bölgelerdeki tedaviler benzer ve başarılı sonuçlar göstermektedir (4). Ayrıca komşu dişlerin yumuşak ve sert dokularının sağlıklı olduğu ve üç boyutlu implant yerleştirme protokolünün izlenebildiği durumlarda bu bölgedeki implantların estetik ve fonksiyon açısından da başarılı sonuçlar verdiği gösterilmiştir (3, 5, 6).

Tek diş eksikliği durumunun aksine estetik bölgede birden fazla diş eksikliği varlığında başarılı sonuç elde edilmesi daha zordur (7, 8). Bu klinik senaryoda en sık karşılaşılan sorun dikey ve yatay yöndeki sert ve yumuşak doku yetersizlikleridir.

Estetik bölgede birden fazla diş eksikliğinin olduğu durumlarda en kritik sorunun implantlar arası yumuşak doku eksikliği olduğu söylenebilir. Klinik çalışmalarda, implant çevresi kemikte, meydana gelen dikey kemik rezorpsiyonunun ayrıca bir de yatay komponentinin olduğu gösterilmiştir. Ek olarak papil yüksekliğinin implantlar arası kemik seviyesi ile belirlendiği de klinik çalışmalarla gösterilmiştir (9-11). Bu çalışmaların sonuçlarına göre birbirine yakın yerleştirilen implantlarda -3 mm veya daha yakın (9)-implantlar arası krestal kemikte rezorpsiyon görülmesi olasılığı söz konusudur. Cochran ve ark. (12) 1997 yılında yayınladıkları klinik bir çalışmada bu durumun implantlar çevresindeki biyolojik genişlik nedeniyle olduğunu göstermişlerdir. Belirtilen rezorpsiyonun dikey bileşeninin 2 mm, yatay bileşeninin ise 1.5 mm olduğu rapor edilmektedir (9, 13, 14).

Bu bilgiler ışığında komşu iki implantın birbirine yakın olarak yerleştirilmesi durumunda implantlar arası kemik düzeyinde belirgin bir düşüş

ve yetersiz interdental yumuşak doku (papil) görülmesi riski söz konusu olacaktır. Yetersiz interdental yumuşak doku varlığında gingival embraşür bölgesinde siyah üçgen alan görülecektir. Bu sorunu engellemek amacıyla pembe porselen kullanımı veya kronun kare formda yapılması gibi önlemler yetersiz estetik görünümde restorasyonların hastaya uygulanması ile sonuçlanacaktır (8). Yumuşak doku estetiğinin restorasyonların estetik başarısının en önemli etkenlerinden biri olduğu düşünülecek olursa estetik bölge implant tedavilerinde öncelikli amaçlardan biri implant çevresi kemiğin korunması olmalıdır (15). Komşu implantlar arası mesafenin 3mm den fazla olması gerekliliği bölümlü dişsizlik durumlarında olası yer problemlerini ortaya çıkarmaktadır. Özellikle maksiller ön bölgede kanin ve lateral keser diş veya santral ve lateral keser diş eksikliğinin söz konusu olduğu klinik senaryolarda, dişler arası, dişsiz kret uzunluğunun genellikle dar olması nedeniyle yukarıda belirtilen implant yerleştirme kriterlerinin sağlanması çoğunlukla olası değildir (16). Bu gibi durumlarda kantilever uzantılı implant destekli restorasyonlar tedavi alternatifi olarak düşünülebilmektedir

Estetik bölgede birden fazla diş eksikliği varlığında bir diğer sınırlayıcı ve tedavi sürecini karmaşık hale getirebilecek etmen ise; sınırlı kemik yüksekliği ve genişliği olan durumlarda dikey veya yatay kemik ogmentasyon uygulamalarını da içeren ileri cerrahi işlemlerinin uygulanma gereksinimidir. Ancak bu gibi durumlarda dar çaplı implantların yerleştirilmesi gibi konservatif yöntemlerin uygulanması ileri cerrahi işlemlerin tercih edildiği yöntemlere göre daha öngörülebilir sonuçlar vermektedir (17, 18). Yine bu gibi yetersiz kemik varlığı durumlarında da, ileri cerrahi yöntemler ile karmaşılaşan tedavi planlarına alternatif olarak kantileverli restorasyonların düşünülebileceği belirtilmektedir (18).

İmplant destekli sabit restorasyonlara alternatif olarak uygulanan kantileverli implant destekli sabit restorasyonların benzer başarı oranları sergilediği birçok sistematik derleme ile gösterilmiştir.

İmplant başarısı estetik, implant çevresi yumuşak ve sert doku sağlığı, fonksiyon gibi etkenlere göre değerlendirilmektedir. Bu parametreler implant tasarımı, implant yüzey özellikleri, tedavi öncesi planlama, gerekli cerrahi ön

hazırlıkların yapılması gibi etkenlerin yanında implant dayanak materyali seçimi ile de bağlantılıdır (19). İmplant dayanak materyalleri olarak titanyum, altın, soy olmayan alaşımlar, zirkonyum veya alüminyum oksit sayılabilir. Bu materyallerin dayanıklılık, estetik ve biyo-uyumluluk özellikleri birbirinden farklıdır ve birçok randomize kontrollü klinik çalışma ile test edilmiştir. Estetik bölge implant destekli sabit protetik restorasyonlarda seçilecek dayanak tipinin biyolojik olarak çevre dokularla uyumlu olmasının yanında, estetik olarak alternatiflerine göre üstün özellikler sergilemesi oldukça öncelikli kriterdir. Titanyum, dayanak ve implant materyali olarak geniş bir kullanım alanı bulsa da estetik gereksinimlerin yüksek olduğu ön bölge tedavilerinde, istenilen özellikleri yeteri kadar karşılayamaması günümüzde diş rengi dayanakların gündeme gelmesine önayak olmuş ve böylelikle alümina seramik dayanaklar uygulama alanı bulmuştur. Ancak alümina dayanaklar, kırılma dayanıklılığı gibi mekanik özelliklerinin düşük olması nedeniyle yerini mekanik dayanıklılığı ve güvenilirliği yüksek olan zirkonya dayanaklara bırakmıştır. Zirkonya dayanakların titanyum ile karşılaştırılabilecek düzeyde, hatta bazı yayınlara göre daha üstün biyo-uyumluluk göstermesi de bu dayanakların popüleritesini ve kullanımlarını artırmıştır. Sonuçta zirkonya dayanaklar estetik bölge implant destekli sabit protetik restorasyonlarda yaygın olarak ve güvenle, daha üstün estetik sonuçlar sağlayarak kullanılmaktadır (20).

Ancak uzun dişsiz alanların varlığında, yukarıda sözü edilen gerekçeler ile kantileverlı tasarımda implant destekli sabit restorasyonların gerekliliğinde bu tip dayanakların kullanımının başarı oranı ve hayatta kalım oranları ile ilgili literatürde oldukça sınırlı bilgi vardır.

Bu çalışmanın amacı; iki veya tek implant destekli kantileverlı sabit protetik restorasyonlarda zirkonya dayanakların dinamik yükleme ile 5 yıllık klinik süreye eşdeğer yorulmasının ardından kırılma dayanıklılıklarının titanyum dayanaklar ile karşılaştırılması ve implant sayısının implant, dayanak ve restorasyon kompleksinin teknik başarısına etkisinin test edilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

2.1.1. Bölümlü Dişsizliklerin Dental İmplantlar ile Tedavisi

Dental implantlar, erken dönem klinik uygulamalarda genellikle tam dişsiz hastaların protetik rehabilitasyonunda kullanılmış olup başarılı sonuçları rapor edilmiştir (21). Günümüzde ise kullanım endikasyonları genişlemiş ve implant tedavisi gören hastaların büyük çoğunluğunu bölümlü dişsizliğe sahip hastalar oluşturmaya başlamıştır (22, 23).

Bölümlü dişsiz ve tam dişsiz hastalarda uygulanan implant tedavilerinin uzun dönem klinik çalışmalarda başarılı sonuçlar vermesi de kullanımlarını yaygınlaştırmıştır (24, 25). Böylelikle, eski tedavi yöntemlerine göre hareketli bölümlü protezler ile veya diş destekli sabit dental protezler ile tedavi edilen dişsizlikler, implant destekli sabit dental protezler ile tedavi edilir hale gelmiştir (26-28). Böylelikle, komşu sağlıklı dişlerin preparasyon gereksinimi de ortadan kalkmıştır (29).

Son yıllarda sabit implant destekli protezlerin hayatta kalım (*survival rate*) ve komplikasyon oranlarını gösteren birçok sistematik derleme yayınlanmıştır. İmplant destekli sabit dental protezlere odaklanmış sistematik derlemelerde yüksek 5 ve 10 yıllık hayatta kalım oranları rapor edilmiştir (6, 30, 31). Bu sonuçlar nedeniyle implant destekli sabit dental protezler tek veya biden fazla diş eksikliği durumlarında güvenle kullanılabilecek bir tedavi alternatifi olarak yaygın kabul görmektedir (30-32). Literatürdeki bilgiler ışığında implant destekli sabit dental protezlerin yüksek hayatta kalım oranları ile güvenle tercih edilebilecek tedavi alternatifleri olduğu ancak biyolojik ve teknik komplikasyonların görülme sıklığının fazla olduğu söylenebilir. Sözü edilen komplikasyonların engellenmesi için bunların tanımlanması ve etiyolojik faktörlerin tespit edilmesinin önemine dikkat çekilmektedir (33, 34).

2.1.2. İmplant Başarısı Değerlendirme Kriterleri

Günümüzde güncel literatürde her ne kadar implant başarısı, implant hayatta kalım süresi ile ölçülmekte ve değerlendirilmekte olsa da hasta memnuniyeti ve implant başarısını etkileyen tek etken implantın hayatta kalım oranı değildir.

Hayatta kalım oranı belirlenen izlenme süresince protezin klinik olarak hizmet verip vermediğini tanımlamakta olan bir kriterdir. Ancak belirlenen klinik hizmet süresince bu protezlerin komplikasyonsuz, sorunsuz olduğu düşünülmemelidir.

2007 yılında yayınlanmış bir sistematik derlemeye göre 5 yıllık izlenme süresinde bölümlü dişsizlik tedavisi için yapılan implant destekli sabit dental protezlerin %38.7 sinde çeşitli tiplerde komplikasyonlar gözlenmiştir (31, 35).

Günümüzde yaygın olarak kullanılan implant başarısı değerlendirme kriterleri Albrektsson ve ark. tarafından 1986'da ortaya atılan, başarılı osseointegrasyon ve implant hayatta kalım oranını tanımlayan klinik kanıtlara dayalı kriterlerdir (36). Geçmiş 30 yıllık dönemde Albrektsson ve ark. (36) 'nın ortaya attığı kriterlere farklı yazarların yaptığı değişikliklerle birlikte implant başarısı;

- Hayatta kalım oranı
- Protetik stabilite
- Radyografik kemik kaybı (İlk yıl <1.5 ve sonraki yıllarda 0.2 mm)
- Peri-implant yumuşak dokuda enfeksiyon varlığına göre değerlendirilmiştir (36-41).

İmplant tedavileri yaygınlaşır ve implant teknolojisi ilerlerken bu duruma paralel olarak tedavi sonuçları ile ilgili hasta ve hekim beklentileri yükselmiştir. Bu nedenle sözü edilen bu kriterlerin yetersiz ve kapsayıcı olmadığı düşünülerek son 10 yılda ek olarak yeni kriterler de ortaya atılmış ve implant protezlerin başarısını değerlendirmede kullanılmıştır.

Bu ilaveler;

- i) Peri-implant yumuşak dokunun doğal görünümde olup olmayışı,
- ii) Peri-implant yumuşak doku sağlığı,
- iii) Protetik parametreler,
- iv) Estetik,
- v) Hasta memnuniyetidir (38, 42-44).

Bu ek kriterlerin tanımlanmasıyla dahi implant başarısını değerlendirmede homojen ve objektif kriterlere ulaşamadığı görülmektedir. Papaspyridakos ve ark. (35) yayınladıkları sistematik derlemede günümüze kadar yapılan çalışmalarda kullanılmış değerlendirme kriterlerini tespit etmiş, en etkili ve kapsayıcı kriterleri belirleyerek 4 ana başlık altında rapor etmiştir (35).

Bu kriterler Tablo2.1. 'de sıralanmıştır;

Tablo 2.1. İmplant başarısı değerlendirme kriterleri

<u>BAŞARI KRİTERİ:</u>	
İmplant düzeyinde değerlendirme	Ağrı
	İlk yılda <1.5 mm kemik kaybı
	İzleyen yıllarda <0.2 mm kemik kaybı
	Radyolüsensi
	Mobilite
Peri-implant yumuşak doku	Enfeksiyon
	Sondlama derinliği >3 mm
	Süpürasyon
	Sondlamada kanama
	Şişlik
	Plak indeksi
	Keratinize mukoza genişliği > 1.5 mm
	Diş eti çekilmesi
Protez seviyesinde değerlendirme	Minor komplikasyon (koltukta tamir)
	Majör komplikasyon veya kayıp
	Estetik
	Fonksiyon
Hasta memnuniyeti	Rahatsızlık/parestezi
	Estetik memnuniyet
	Çiğneme ve tat alma kabiliyeti

Bu 4 kriter en yaygın ve etkin olarak kullanılabilecek değerlendirmeler olarak kabul edilebilir. Burada üzerinde durulması gereken noktalardan biri de tedavi sonucu, fonksiyon, estetik ve ekonomi gibi etmenlerde hasta memnuniyet değerlendirmesinin önemidir. Estetik değerlendirmeyi objektif bir yaklaşımla gerçekleştirebilmek için ortaya atılan Pembe Estetik Skor (*Pink Esthetic Score*, PES) ve Beyaz Estetik Skor (*White Esthetic Score*, WES) gibi değerlendirmelerin yanında hasta memnuniyetinin ölçüldüğü analizlerin yapılması da gerekmektedir (42, 43).

Sonuç olarak günümüzde implant başarısı değerlendirmesi yapılırken sadece implant hayatta kalım oranına göre değerlendirme yapılması yetersiz olacağından, estetik ve protetik komplikasyon gibi etmenlerin değerlendirilmesi oldukça önem kazanmıştır. Estetik ve fonksiyon olarak gerekli özellikleri gösteremeyen restorasyonların klinik hizmet sürelerinin tek başına yeterli olmadığı ve bu restorasyonların klinik gereksinimleri karşılamayacağı görüşü güncel protetik yaklaşımı belirlemektedir.

2.2. İmplant Destekli Kantilever Uzantılı Protetik Restorasyonlar

Kantileverli implant destekli sabit restorasyonların, implant destekli sabit restorasyonlarla benzer sonuçlar verdiği birçok sistematik derleme ile gösterilmiştir (45-47).

Teknik ve biyolojik parametreler açısından yapılan karşılaştırmalı çalışmalardan yola çıkarak hazırlanan sonuçlara göre diş destekli kantileverli restorasyonlardan farklı biyomekanik özellik gösteren implant destekli kantileverli sabit bölümlü protezlerin özellikle estetik bölgelerde güvenle kullanılabileceği rapor edilmektedir (45-47). Her ne kadar kantileverli protez tiplerinde kullanılması gereken minimum implant sayısı, okluzal faktörlerin komplikasyon görülme sıklığı üzerindeki etkisi ve ideal protez tasarımı (mezial veya distal kantilever uzantısı) konuları henüz netlik kazanmamışsa da estetik bölgede iki veya üç diş eksikliği varlığında kantilever uzantılı restorasyonların tedavi alternatifi olabileceği kabul edilmektedir. Bu seçenek komşu iki implantın yumuşak doku konturunu olumsuz etkileyebileceği durumlarda, iki implant için gerekli kret uzunluğunun bulunmadığı veya implantasyon işlemi için ileri cerrahi gerektiren durumlarda özellikle önerilmektedir (9, 48, 49).

2.2.1. Uzun Dönem Başarısı

Osseointegre implantların bölümlü dişsizliklerin tedavisinde kullanılması oldukça yaygın bir tedavi alternatifi olarak kabul görmektedir. Sistematik derleme sonuçları; implant destekli tek kron ve kısa sabit dental protezlerin başarı ve hayatta kalım oranları için oldukça güven verici sonuçlar ortaya koymaktadır (50).

İki veya daha fazla dişin eksik olduğu klinik durumlarda, iki tek kron veya sabit dental protezin desteklenmesi için iki implant yerleştirilmesi önerilmektedir. Ancak kemik durumundaki kısıtlamalar, dişsiz alanın mezio-distal mesafesinde ki yetersizlikler veya anatomik yapılar nedeniyle implantların üç-boyutlu olarak ideal konumda yerleştirilemeyeceği durumlar

söz konusu olabilir. Çözüm olarak kantileverlı implant destekli protezler alternatif olabilmektedir.

Doğal dişler söz konusu olduğunda, kantileverlı protetik restorasyonların 5 yıllık hayatta kalım oranları %81,8 olmak üzere konvansiyonel diş destekli sabit restorasyonlarda tespit edilen %89.1'lik hayatta kalım oranına göre anlamlı şekilde düşüktür (6, 30).

İmplant destekli restorasyonlarda ise, kantileverlı restorasyonların başarı ve hayatta kalım sürelerini değerlendiren birçok çalışmanın sonuçlarına göre, kantileverlı ve kantileversız kısa sabit dental protezlerin benzer sonuçlar verdiği gösterilmiştir. İmplant destekli kantileverlı kısa sabit dental protezlerin 5 yıllık hayatta kalım sürelerinin araştırıldığı bir sistematik derleme sonucuna göre; hayatta kalım oranı %94.3 olarak tespit edilmiş ve tahmin edilen biyolojik komplikasyon oranı ise %5.4 olarak rapor edilmiştir (45). Yazarlar implant destekli kantilever uzantılı sabit restorasyonların uzun dönem (<5yıl) sonuçlarının implant destekli dayanak sonlanmalı sabit protetik restorasyonlar ile benzer olduğu sonucuna varmıştır (30).

Birçok yayında başarı ve hayatta kalım oranları ile ilgili kantilever uzantısı olan ve olmayan implant destekli restorasyonlar ile ilgili sonuçların benzer olduğu belirtilmiş olsa da uzun dönemde biyolojik ve teknik komplikasyon riskleri arasında fark olup olmadığı tartışmalı olarak kalmıştır.

2.2.2. Komplikasyon Riski

Kantilever uzantılı restorasyonlarda çiğneme kuvvetlerindeki dağılımın eşit olmadığı düşünülmektedir. İmplant bölgesinde özellikle, kantilever uzantısına komşu bölgedeki implant kemik aralığında yüksek kuvvet konsantrasyonu olduğu çalışmalarla saptanmıştır (51-57). Sonuç olarak kantileverlı restorasyonlarda daha yüksek komplikasyon sıklığı olabileceği öngörülmüştür. Ayrıca aşırı kuvvet birikiminin implant çevresinde kemik kaybı gibi biyolojik bazı komplikasyonlara neden olacağı da varsayılmıştır (58-60). Bu tip aşırı kuvvetlerin kemikte mikro çatlaklar oluşturabileceği ve bazı bölgelerde kemiğin remodelasyon eşiğini aşan kuvvetlerin ortaya çıkabileceği rapor edilmiştir (61).

Romeo ve ark. (62) kantileverlı implant destekli sabit protetik restorasyonlar için 1-7 yıllık takipte hayatta kalım oranını %97 ve başarı oranını %98 olarak rapor etmiştir (45). Ancak Nedir ve ark. (63) ise kantileverlı restorasyonlarda %29.4 ve kantilever uzantılı olamayanlarda % 7.9 komplikasyon oranları rapor etmişlerdir. Çalışmaya göre restorasyon tasarımının kantileverlı olması komplikasyon görülme oranını arttırmıştır (45).

Ancak Aglietta ve ark. (45) implant destekli kantileverlı sabit restorasyonların uzun dönem hayatta kalım ve komplikasyon oranlarını araştırdıkları sistematik derleme sonuçlarına göre ise 5 ve 10 yıllık kümülatif hayatta kalım oranları sırasıyla % 94.3 ve % 88.9'dur. Bu sonuçlara göre kantileverlı restorasyonlar hem uzun dönem hayatta kalım oranları yönünden hem de komplikasyon riski açısından güvenilir tedavi alternatifleri olarak rapor edilmiştir.

Ayrıca 2012 yılında yapılan bir sistematik derlemeye göre 5 yıllık hayatta kalım oranı % 98.9 olarak rapor edilmiştir (47).

Yayınlanmış iki klinik çalışmanın 5 yıllık sonuçlara göre kantileverlı ve konvansiyonel implant destekli sabit protezlerin marjinal kemik seviyelerindeki değişim arasında fark gösterilememiştir (64, 65).

Biyolojik Komplikasyon

İmplant destekli restorasyonlar için biyolojik komplikasyonlar için tanı koyulmasını sağlayan ana etkenler şu şekilde sıralanabilir (33);

- i. Cep sondlama derinliği
- ii. Sondlamada kanama varlığı veya süpürasyon
- iii. Protezin takılması ile kontrol süresi boyunca meydana gelen marjinal kemik kaybı miktarıdır

İmplant destekli restorasyonlar için en önemli ve yaygın biyolojik komplikasyon peri-implantitistir. Sabit protetik restorasyonlar için biyolojik komplikasyon oranı %8.5 olarak rapor edilmiştir (33). Kantileverlı protetik restorasyonlarda ise bu oran %5.7 olarak bildirilmiştir (47).

Mekanik ve Teknik Komplikasyonlar

İmplant veya dayanak bütünlüğünde oluşan her türlü olumsuzluk mekanik komplikasyon olarak değerlendirilirken, protetik rehabilitasyonda oluşan sorunlar ise teknik komplikasyon olarak sınıflandırılmaktadır (66).

İmplant boyun kırığı, dayanak kırığı, vida kırığı veya gevşemesi gibi komplikasyonlar mekanik komplikasyon olarak sınıflandırılabilir. 2012 yılında yayınlanan bir sistematik derleme sonuçlarına göre implant destekli kantileverli restorasyonlar için kümülatif implant kırığı oranı %0.7 olarak belirtilmiştir. En yaygın görülen mekanik komplikasyon; dayanak vidası kırılması olup 5 yıllık takipte görülme oranı % 1.6'dır (47).

Restorasyon altyapı kırığı, desimantasyon nedeniyle retansiyon kaybı, veneer kırıkları da temel teknik komplikasyonlardır. En yaygın görülen teknik komplikasyon veneer kırığı olup, 5 yıllık görülme oranı % 5.7'dir (47).

2.2.3. Destek İmplant Sayısı

Literatür incelendiğinde kantileverli implant destekli köprülerde, uzantının distalde veya mezialde olmasının veya destek implant sayısının restorasyonların komplikasyon riskine, hayatta kalım ve başarı oranlarına etkisinin olup olmadığını gösteren uzun dönem klinik çalışmalara rastlanmamaktadır. Özellikle iki komşu implantın yerleştirilemediği estetik bölgelerde, yapılan bazı çalışmalarda tek implantın iki üyeli sabit restorasyonları desteklediği tedavi alternatifinin; seçenek olup olmadığının incelenmesi gerekliliği vurgulanmıştır (9, 45, 49).

2.2.4. İmplant Destekli Restorasyonların Biyomekaniği

Mühendislik prensiplerini yaşayan organizmalar için uygulanabilir hale getiren bir disiplin olan biyomedikal mühendislik, tıbbi uygulamalarda yeni bir yaklaşıma kapı aralamıştır. Biyomedikal mühendisliğin bir dalı olarak değerlendirilebilecek biyomekanik; biyolojik dokuların uygulanan kuvvetlere karşı verdiği cevabı inceleyen bir alandır.

Dental İmplantlara Uygulanan Kuvvetler

Dental implantlar, fonksiyon sırasında hasta ve parafonksiyonel alışkanlıklarına bağlı olarak şiddet, frekans ve süre açısından çeşitlilik gösteren okluzal kuvvetlere maruz kalırlar.

Okluzal kuvvetlere ek olarak ağız çevresi kaslar ve dil tarafından implant dayanakları üzerine yüksek frekansta düşük kuvvetler uygulanır. Bu kuvvetler parafonksiyonel alışkanlıklar veya dil-itme alışkanlığı ile artış gösterebilir. Bunun yanında, okluzal kuvvetlerin var olmadığı durumlarda, pasif uyumlu olmayan restorasyonların dayanaklar yoluyla implant gövdelerine kuvvet uygulaması söz konusu olabilir.

Implant tedavi alternatiflerinin fazla değişkenlik göstermesi farklı tedavi yaklaşımlarını birbiri ile karşılaştırmayı zorlaştırırsa da basit mekanik kurallar bu fizyolojik olan ve olmayan kuvvetlerin anlaşılmasında kullanılabilir. İki tedavi yaklaşımı benzer kısa dönem sonuçlar gösterse de, biyomekanik özellikler uzun dönemde hangi tedavinin daha yüksek risk içerdiğini belirleyecektir.

Kuvvet

Kuvvet; şiddeti, sürekliliği, doğrultusu ve tipi ile tanımlanır ve kuvvet için yaygın olarak kullanılan ölçü birimi Newton (N)'dur.

Dental implantlara uygulanan kuvvetler hem şiddet hem de doğrultuları ile ifade edilir. İmplantların karşıladığı kuvvetler nadiren tek doğrultu üzerinde uzun aksa paralel yönde olur. Dental implantlar söz konusu olduğunda genellikle üç aks doğrultusunda kuvvetlerden söz edilebilir; i) Meziodistal, ii) bukkolingual, iii) okluzoapikal.

Okluzal temaslar farklı aksa sahip kuvvetlerin birleşimi olarak üç boyutlu bir şekilde etki eder. Bu üç boyutlu kuvvet şemasının tüm kuvvet bileşenlerini ayırt etmek ve kuvvetin şiddetini belirleyebilmek önemlidir.

Okluzyon, kuvvet doğrultusunu oluşturan birincil belirleyicidir. Tüm implant sistemine kuvvetlerin nasıl dağılacakını belirleyen etken; okluzal temasların restorasyon üzerindeki lokalizasyonudur.

Kuvvet Tipleri

Ağız içi restorasyonların karşı karşıya kaldığı kuvvetler temel olarak sıkışma, gerilim ve kesme kuvvetleridir.

Sıkışma tipi kuvvetler; kütleleri birbirine doğru itmeye çalışan kuvvet tipidir. Gerilim tipi kuvvetler ise cisimleri çekerek ayırmaya yarayan germe tipi kuvvetler olup, shear stresler kesme tipi kuvvetlerdir. Sıkışma tipi kuvvetler kemik implant bütünlüğünün korunmasına yardımcı kuvvetler olurken, germe ve kesme tipi kuvvetler bu bütünlüğün bozulmasına neden olacak şekilde etki ederler. Kesme tipi kuvvetler kemik ve implantlar üzerinde diğer kuvvet tipleri ile karşılaştırıldığında en yıkıcı kuvvetlerdir.

Kortikal kemik sıkışma tipi kuvvetlere karşı en yüksek dayanıklılığı gösterirken kesme tipi kuvvetlere karşı dayanıksızdır. Ayrıca, simanlar, retansiyon vidaları, implant komponentleri, kemik implant ara yüzü de kesme tipi kuvvetler karşısında sıkışma tipi kuvvetler ile karşılaştırıldığında daha düşük dayanıklılık gösterirler. Dolayısıyla implant-kemik sistemine gelen kuvvetlerin tercihen sıkıştırıcı tipte ve uzun aksa paralel kuvvetler olması tercih edilmelidir. Ayrıca restorasyon tasarımı yapılırken ve kullanılacak implant komponentleri seçilirken kesme tipi kuvvetlerin oluşmasından kaçınılması yapılan tedavinin uzun dönem başarısı açısından önemlidir.

Kuvvet İletimi ve Başarısızlık Mekanizmaları

Ağız ortamında, implantlara uygulanan kuvvetlerin özellikleri sistemin başarısızlığını belirler. Kuvvetin süresi implant sisteminin başarısını ve hayatta kalım süresini etkileyecektir. Düşük şiddette kuvvetler, uzun süre etki etmeleri durumunda implant veya protezlerde yorulma başarısızlığına neden olabilirler. Sistemler aşırı kuvvetlerle karşı karşıya kaldığında bu kuvvetlerin etkin dağılımını gerçekleştirebilecek kesit alanına sahip değillerse stres birikimi ve başarısızlık kaçınılmazdır. Ayrıca kuvvetin zayıf bağlantı bölgesinden uzağa uygulanması moment kuvvetlerden kaynaklı bükülme veya torsiyonel başarısızlık görülme riskini arttırmaktadır.

Moment Kuvvetleri

Bir kuvvetin momenti, kuvvetin dönme veya bükülme oluşturduğu noktadır. Moment vektörler ile ifade edilir (vektörler ise şiddet ve doğrultu ile tanımlanır) ve moment kuvvetinin şiddeti, kuvvet uygulanan noktadan fulkrum noktasına kadar uzanan yatay mesafe ile kuvvetin çarpımıdır. Bu kuvvetler tork kuvvetler olarak da adlandırılabilir ve implant sistemleri için yıkıcı etkiye sahiptir. Tork veya bükücü kuvvetler implant sistemlerde özellikle kantilever köprü ve barlarda görülür ve köprü veya bar uzantılarında kırık, kemik rezorpsiyonu, vida gevşemesi, dayanak kırıkları ile sonuçlanabilecek başarısızlıklara neden olabilir.

Klinikte üç koordinat ekseninde (Okluzoapikal, bukkolingual, meziodistal) olmak üzere toplamda 6 yönde rotasyon olasılığı söz konusudur. Bu rotasyonel kuvvetler mikrorotasyonlar oluşturur ve alveolar krette implant-doku ara yüzünde stres birikimine ve kemik kaybı olasılığına yol açar.

Protetik restorasyonlarda 3 moment kolu vardır. Bunlar;

- Okluzal yükseklik
- Kantilever uzunluğu
- Okluzal genişliktir.

Kantilever Uzunluğu:

Kantilever uzantılarının varlığında okluzal temaslardan kaynaklanan dikey yöndeki kuvvetler ile yüksek şiddette tork kuvvetler meydana gelebilir. Ayrıca lingual yönde kantilever bölgesine gelebilecek yükler de implant boynu çevresinde döndürücü kuvvetler ortaya çıkarır.

Kantilever uzunluğu kuvvetin şiddeti ile doğru orantılı olarak ilişkilidir ve kuvvet kolu olarak değerlendirilir. Kuvvet kolu uzadıkça yük artar ve daha şiddetli döndürücü kuvvetler oluşur.

Splintli implantlar ile desteklenen kantileverli protezler karmaşık bir yüklenmeye maruz kalır. Kantilever bölgesine komşu implant-kemik ara yüzü, ikinci implanta göre daha fazla kompresif yük alırken, ikinci implantta gerilme tipi kuvvetler daha yüksek olacaktır. Bu durumda birinci implant kemik kaybı açısından daha az risk taşırken dayanak bölgesinde oluşan torsiyonel

kuvvetler nedeniyle dayanakta görülecek teknik komplikasyonlara daha açıktır. İkinci implantta ise oluşan gerilme tipi kuvvetlerin kemik kaybı için daha yüksek risk oluşturabileceği rapor edilmiştir (67).

Okluzyon ve Biyomekanik

Okluzal kuvvet dağılımları, bu kuvvetlerin implant ve dişler üzerindeki etki mekanizmaları, dişler ve implantların ağız ortamında karşılaştıkları kuvvetler altında gösterecekleri davranış karakteristiklerini belirleyen en önemli etkenlerdir. Kantilever uzantısı olan ve olmayan implant destekli restorasyonların başarısı da bu davranış özellikleri tarafından belirlenmektedir. Diş ve implant destekli restorasyonlarda kantilever uzantısı varlığının restorasyon başarısı üzerindeki etkisinin farklı olmasının nedeni de dişler ve implantların okluzal kuvvetler altında farklı biyomekanik özellikler sergilemesidir. Bu nedenle artmış okluzal kuvvetler ve etkilerinin bilinmesi önem kazanmaktadır.

Bazı araştırmacılara göre okluzal aşırı yükleme implant çevresi kemik kaybının, implant veya implant protezlerinin başarısızlığının en önemli nedenlerinden biri olarak görülmektedir (59, 60, 68-70).

Bunun aksi bir görüş olarak araştırmacılar kemik kaybı veya osseointegrasyonda görülen başarısızlıkların peri-implant enfeksiyon gibi biyolojik komplikasyonlar nedeniyle ortaya çıktığı öne sürülmektedir (71, 72). Bu bakış açısına göre artmış okluzal yükleme kemik kaybı veya osseointegrasyon sorunları ortaya çıkarmamaktadır, ancak bu kuvvetler protezlerde ya da implantta mekanik komplikasyonlar meydana getirerek implant tedavisinin ömrünün kısılmasına neden olabilmektedir (73).

Doğal dişlerin aksine osseointegre implantlar periodontal ligament olmaksızın kendisini çevreleyen kemiğe ankiloze durumdadır. Ayrıca implantlar çevresindeki krestal kemik bir fulkrum eksenine gibi davranarak kaldıraç etkisi oluşmasına neden olabilir ve bükme tipi kuvvetlerin doğmasına sebebiyet verir. Bu durum krestal kemikte aşırı stres birikimini ve beraberinde de kemik kaybı riskini getirir.

Diş ve İmplant Biyomekaniğindeki Farklar:

İmplant ve dişler arasındaki biyofizyolojik farklar iyi bilinse de aralarındaki biyomekanik farklar net olarak literatürde gösterilememiştir (74-77). Dişler ve implantlar arası farklılıklar tabloda özetlenmiştir (Tablo 2.2.).

Diş ve implantlar arası en temel fark; dişlerin kök yüzeyleri ile kemik arasında periodontal ligament (PDL) olmasına rağmen implant yüzeylerinin direk kemik temasında olmasıdır. Periodontal ligament varlığına bağlı olarak dişlerin kemik içerisinde ortalama aksiyel hareketi 25-100 μm arasında değişirken implantlar için bu değer 3-5 μm olarak rapor edilmiştir (78).

Periodontal ligament aksiyel kuvvetler altında değişen stres durumlarına uyum sağlama özelliğine sahiptir. Buna ek olarak, çenenin iskeletsel deformasyon veya torsiyonel hareketlerine dişlerin adaptasyonunu da sağlamaktadır (78). Ancak implantlar PDL'nin sağladığı bu avantajlara sahip değildir.

İmplantlar kuvvet altında aşamalı olarak 10-50 μm kadar hareket ederken, dişler ani olarak hareket eder ve bu hareket miktarı 56-108 μm 'dir (78).

Periodontal ligament ayrıca doğal dişlerde nöro-fizyolojik reseptör görevi de üstlenmektedir. PDL varlığı okluzal travma algısının diş ve implantlarda farklı olmasına neden olmaktadır. Yükseklik algısı diş destekli restorasyonlarda hızlıdır ve hasta tarafından hemen fark edilebilir. Doğal dişler arasında yükseklik algısı 20 μm iken implantlar arasında 48 μm olarak rapor edilmiştir (79).

Tablo 2.2. Diş ve implantların biyomekanik özellikleri

	<u>Diş</u>	<u>İMLANT</u>
Bağlantı	Periodontal Ligament	Osseointegrasyon (80) Fonksiyonel ankiloz (81)
Propriosepsiyon	Periodontal mekanoreseptörler	Osseopersepsiyon
Taktil Hassasiyeti (79)	Yüksek	Düşük
Aksiye Mobilite (78)	25-100µm	3-5µm
Hareket aşamaları (78)	İki aşamalı: 1. Lineer olmayan ve kompleks 2. Lineer ve elastik	Tek aşamalı: Lineer ve elastik
Hareketin izlediği yol	1. Ani hareket 2. Kademeli hareket	Kademeli hareket
Lateral kuvvetler için fulkrum noktası	Kökün apikal üçlüsü	Krestal kemik (78)
Kuvvet karşılama karakteristikleri	Şok emilimi ve stres dağılımı	Krestal kemikte stres birikimi (78)
Aşırı yükleme semptomları	PDL kalınlaşması, mobilite, aşınma fasetleri, ağrı	Vida gevşemesi veya kırığı, dayanak veya protez kırığı, kemik kaybı, implant kırığı(82)

2.2.5. Kantilever Uzantılı Restorasyonların Endikasyonları

2.2.5.1. Estetik Bölge Uzun Dişsiz Alanlar

2.2.5.1.1. Estetik Bölge Tanımı

Estetik bölge kavramı, geniş gülme sırasında görünür olan tüm bölgeleri tanımlayan bir kavramdır (1). Estetik bölge söz konusu olduğunda dentoalveoler bölgede kesin bir alandan söz edilemez, hastaya bağlı olarak gülme genişliği ve gülme hattı yüksekliği gibi etmenlere göre değişkenlik gösterir. Ayrıca estetik bölge hastanın kendisi için estetik öneme sahip olan tüm dentoalveolar bölgeyi kapsayacak şekilde de tanımlanabilmektedir.

2.2.5.1.2. Estetik Bölge İmplant Uygulamaları

Anterior maksillada, başarısız tedavi sonuçları ancak implantın çıkarılması ve ek greftleme işlemleri ile çözülebilecek ciddi klinik durumlara yol açabilmektedir. Bu nedenle peri-implant dokuların uzun süreli stabilitesini koruyabilen, başarılı estetik sonuç ortaya çıkaran parametreleri doğru belirlenmiş klinik konseptlerin uygulanması oldukça önemlidir.

Tedavi, hastaların isteklerinin tam olarak anlaşılmasıyla başlamalıdır. Çoğu zaman hastaların beklentisi güzel bir gülüş ortaya çıkaran estetik restorasyonlardır. Hastanın bu beklentilerini karşılayabilecek tedaviye ulaşmasını sağlayabilmek klinisyenin gerekli estetik ve fonksiyonu hastaya kazandırabilecek tedavi alternatiflerini bilmesine bağlıdır (15).

Estetik bölgede, komşu dişlerin yumuşak ve sert dokuları sağlıklı ve üç boyutlu implant yerleştirme protokolü takip edilip, doğru yerleştirme ve yükleme protokolleri uygulandığında, implant destekli tek diş restorasyonların estetik ve fonksiyon açısından başarılı olduğuna dair literatürde tatmin edici kanıt vardır (5, 15).

2.2.5.1.3. Estetik Bölge İmplant Başarısı Değerlendirme Kriterleri

Bölümlü dişsizliklerde implant tedavilerinin hayatta kalım oranları ve başarı oranları açısından başarılı sonuçlar verdiği uzun dönem klinik çalışmalarla gösterilmiştir. Bununla birlikte estetik bölgedeki implant uygulamalarının da benzer başarılı sonuçları birçok çalışma ile gösterilmiştir (22, 83-86).

İmplant tedavilerinin başarısını değerlendirmede kullanılan ve ilk olarak Albrektsson ve Zarb (36) tarafından 1986 yılında ortaya atılan kriterler implant tedavilerinin hayatta kalım oranlarını değerlendirmede etkin olsa da güncel yaklaşıma göre estetik bölgede implant tedavilerinin başarısını değerlendirmek için yeterli değildir. Bu kriterler 1989'da Zarb ve Smith tarafından geliştirilmiş ve 'bir tedavinin başarılı olarak değerlendirilmesi için yeterli estetik görünümün sağlanmasının gerekliliği' üzerinde durulmuştur (41).

Estetik değerlendirmenin objektif olabilmesi için farklı araştırmacılar tarafından deneysel yöntemler ortaya atılmıştır. İmplant tedavilerinin estetik başarısında gülme hattının en önemli etken olduğunu ileri süren çalışmaların (15, 22, 24, 83-86) yanında papil varlığının önemini vurgulayan birçok çalışma yayınlanmıştır (15, 22, 24, 83-89). Papil boyutunu ve hacmini değerlendiren papil indeksi estetik değerlendirmenin objektif olarak yapılması amacıyla literatürde yer bulan ilk yöntemdir. İzleyen dönemde Meijer ve ark. İmplant çevresi yumuşak doku ve restorasyonun başarısını değerlendiren estetik implant-kron indeksini önermişlerdir (43). Ancak Fürhauser ve ark. (43) 'nın 2005 yılında ortaya attığı pembe estetik skor (PES) hesaplaması günümüzde de en yaygın olarak kullanılan yöntemdir. Fürhauser ve ark. tarafından ortaya atılan PES kriterleri Belser ve ark. (42) tarafından geliştirilmiş ve restorasyon başarısını da değerlendirmek amacıyla beyaz estetik skor kriterleri de (WES) eklenmiştir.

Pembe Estetik Skor (Pink Esthetic Score, PES)

PES, implant çevresi yumuşak dokuların değerlendirilmesi için tekrar edilebilir hesaplamalar yaparak estetik görünümü sayısal veriler ile ifade edebilmeyi sağlayan bir yöntemdir.

Fürhauser ve ark. ortaya attıkları PES kriterleri; mezial papil, distal papil, yumuşak doku seviyesi, yumuşak doku konturu, alveoler proses, yumuşak doku rengi ve yumuşak doku yüzeyini değerlendirmektedir. Tablo 2.3.A'da sayısal hesaplamalar yapılırken kullanılan değerlendirme kriterleri özetlenmiştir.

Belser ve ark. (42) 2009 yılında daha önceden belirlenen PES değerlendirme kriterlerini sadeleştirerek farklı bir yaklaşım ortaya koymuştur ve bu yöntem daha yaygın kabul görmektedir (Tablo 2.3.B).

Tablo 2.3(A) Pembe Estetik Skor Değişkenleri (43) (B) Güncel PES değişkenleri (42)

(A) DEĞİŞKEN		0	1	2
Mezial papil	Referans diş ile karşılaştırma	Yok	Tam değil	Tam
Distal papil	Referans diş ile karşılaştırma	Yok	Tam değil	Tam
Yumuşak doku marjin seviyesi	Referans diş ile karşılaştırma	Majör uyumsuzluk >2mm	Minör uyumsuzluk 1-2 mm	Uyumsuzluk yok <1mm
Yumuşak doku konturu	Doğal diş ile uyum	Doğal olmayan görüntü	Ortalama doğal görüntü	Doğal görünüm
Alveoler proses	Alveoler proses yetersizliği	Belirgin	Orta	Yok
Yumuşak doku rengi	Komşu diş çevresi ile karşılaştırma	Belirgin farklılık	Orta farklılık	Fark yok
Yumuşak doku yüzeyi		Belirgin farklılık	Orta farklılık	Fark yok

DEĞİŞKEN (B)	MAJÖR UYUMSUZLUK	MINÖR UYUMSUZLUK	UYUMSUZLUK Yok
Mezial Papil	0	1	2
Distal Papil	0	1	2
Fasiyel Mukoza Kurvatürü	0	1	2
Fasiyel Mukoza Seviyesi	0	1	2
Kök			
Konveksitesi/Yumuşak Doku Renk Ve Yüzeyi	0	1	2
Maksimum toplam PES skoru	-	-	10

Beyaz Estetik Skor (White Esthetic Score, WES)

Beyaz Estetik Skor, Belser ve ark. (42) tarafından ortaya atılmıştır ve sadece implant restorasyonun klinikte görünür olan kısmını inceleyen objektif estetik bir değerlendirme yöntemidir. Temel olarak şu kriterleri içerir; genel diş formu, dış sınırları, ve klinik kronun boyutları, kronun rengi, yüzeyi özellikleri, translusensisi ve karakteristikleri. 2,1 ve 0 olmak üzere üç farklı skor her bir kriter için belirlenir. Optimum bir restorasyonun alabileceği maksimum toplam skoru 10 olabilmektedir. Tüm bu beş parametre için değerlendirme yapılırken komşu diş ile karşılaştırma yapılmaktadır. Klinik olarak kabul edilebilir minimum WES skoru ise 6'dır. WES değerlendirmesi için kullanılan parametreler ve değerlendirme için puanlama bilgileri tabloda özetlenmiştir (42).

Tablo 2.4. Beyaz Estetik Skor Değişkenleri (42)

DEĞİŞKEN	MAJÖR UYUMSUZLUK	MINÖR UYUMSUZLUK	UYUMSUZLUK Yok
Diş formu	0	1	2
Diş boyutları ve dişin dış sınırları	0	1	2
Renk (Hue, Value, Chroma)	0	1	2
Yüzey özellikleri	0	1	2
Translusensi	0	1	2
Maks. toplam WES skoru			10

2.2.5.1.4. Estetik Bölge Uzun Dişsiz Alanlar

Estetik bölgede birden fazla diş eksikliğinin olduğu durumlarda öncelikli sorun implantlar arası yumuşak doku eksikliğidir. İmplant çevresi kemikte, biyolojik genişlik bölgesinin oluşumu sonrası meydana gelen dikey kemik rezorpsiyonunun yatay yönde de komponentinin varlığı klinik çalışmalarla gösterilmiştir. Ayrıca papil yüksekliğini implantlar arası kemik düzeyinin belirlediği de gösterilmiştir (9-11). Buna göre; birbirine yakın yerleştirilen implantlarda -3 mm veya daha yakın, (9)- implantlar arası krestal kemikte rezorbsiyon beklenmelidir. Cochran ve ark. (12) bu durumun implantlar çevresindeki biyolojik genişlik nedeniyle olduğunu göstermişlerdir. Sözü edilen rezorbsiyonun dikey komponentinin 2 mm, yatay komponentinin ise 1.5 mm olduğu rapor edilmektedir (9, 13, 14).

Bu bilgiler ışığında komşu iki implantın birbirine yakın olarak yerleştirilmesi durumunda implantlar arası kemik seviyesinde belirgin bir düşüş ve yetersiz yumuşak doku yani papil söz konusu olacaktır.. Yumuşak doku estetiğinin restorasyonların estetik başarısının en önemli elemanlarından biri olduğu düşünülecek olursa estetik bölge implant tedavilerinde öncelikli amaçlardan biri implant çevresi kemiğin korunması olmalıdır (Buser 2004). Komşu implantlar arası mesafenin 3mm den fazla olması gerekliliği birden fazla eksik diş olan dişsiz kretlerde olası yer problemlerini ortaya çıkarmaktadır. Özellikle maksiller ön bölgede kanin ve lateral kesici diş veya santral ve lateral keser eksikliğinin söz konusu olduğu klinik senaryolarda, dişler arası, dişsiz kret uzunluğunun genellikle dar olması nedeniyle yukarda sözü edilen implant yerleştirme kriterlerinin sağlanması çoğunlukla mümkün olmamaktadır (16). Bu gibi durumlarda kantileverlı tasarımda implant destekli restorasyonların tedavi alternatifi olarak düşünülmesi gerekliliği doğmaktadır.

Estetik bölgede birden fazla diş eksikliği varlığında bir diğer sınırlayıcı ve tedavi sürecini karmaşık hale getirebilecek faktör ise; sınırlı kemik yüksekliği ve genişliği olan durumlarda dikey ve yatay kemik ogmentasyon işlemlerini de içeren ileri cerrahi aşamaların uygulanma gereksinimidir. Ancak bu gibi durumlarda kısa dental implant veya dar çaplı implantların

yerleştirilmesi gibi konservatif yöntemlerin uygulanması ileri cerrahi işlemlerin uygulandığı yöntemlere göre daha öngörülebilir sonuçlar vermektedir (18). Yine bu gibi yetersiz kemik varlığı durumlarında da, kantileverli restorasyonların ileri cerrahi yöntemler ile karmaşıklaşan tedavi planlarına alternatif olarak düşünülebileceği söylenebilir (18).

2.2.5.2. Yetersiz Kemik Varlığı ve İleri Cerrahi Gereksinimi

İmplantolojinin gelişmesi tedavi yaklaşımlarında bazı değişikliklere yol açmıştır. Anatomik sınırlamalar ile implant lokalizasyonunu belirlemeyi öngören eski implantolojik yaklaşım bu süreçte yerini implant pozisyonlarının protetik yönlendirmeye seçilmesine bırakmıştır (47). Bu durum, protetik bakış açısına göre implantı mükemmel olarak lokalize etmeyi sağlayacak anatomik durumu oluşturacak uygulamaları içeren bir cerrahi yaklaşımın ortaya çıkmasına neden olmuştur (90).

Zaman içerisinde, maksiller sinüs yükseltme, yönlendirilmiş doku rejenerasyonu, otojen veya heterojen kemik greftleri ile kemik rejenerasyonu gibi cerrahi rekonstruktif uygulamalar ideal kemik durumu ortaya çıkarmak için geliştirilmiş ve bilimsel olarak başarısı kanıtlanmıştır. Bu cerrahi uygulamalarda amaç; protetik restorasyonu destekleyecek implantları, protetik açıdan uygun pozisyonlarında yerleştirmeye olanak sağlayacak üç boyutlu kemik yapısını oluşturabilmektir (91).

Tüm bu ileri cerrahi teknikler uzun tedavi süreleri, yüksek morbidite ve komplikasyon riskini beraberinde getirmenin yanında oldukça maliyetlidir ve bu yönden yaygın kullanım alanı bulamamaktadır (92).

Zaman içerisinde yapılan bilimsel çalışmalar, implant tedavilerinin ideal duruma gelmesini sağlamak amacıyla maliyet-etkin tedavilerin gerçekleştirilmesine olanak veren kısa implantlar, açılı yerleştirilen implantlar ya da kantileverli implant destekli sabit bölümlü veya tam protezler gibi tekniklerin başarılarının araştırılması konusuna odaklanmıştır (18, 38).

2011 yılında Esposito ve ark. tarafından yapılan bir çalışmanın sonuçlarına göre yazarlar, kısa implantlar gibi konservatif tedavi alternatiflerinin, sinüs yükseltme veya vertikal kemik ogmentasyonları gibi

ileri cerrahi tedavilerin uygulandığı durumlara göre daha öngörülebilir sonuçlar verdiğini rapor etmişlerdir (93).

Özetle kantilever uzantılı implant destekli protetik restorasyonlar ;

- kemik durumunun uygun olmadığı bazı durumlarda kemik durumunu ideal hale getirmeyi gerektirecek bir dizi ileri cerrahi işleme alternatif olarak tedavi süresinin azalmasında etkin olabilmektedir .
- İleri cerrahiler uygulanmadığı takdirde daha öngörülebilir tedavi sonuçları elde edilecektir.
- İlave cerrahilerden doğacak maliyet artışının önüne geçecektir.
- Bununla birlikte implant sayısının da azalmasını sağlayacağından daha maliyet-etkin tedavi olanağı verecektir.

2.3. Dental Kullanımda Zirkonya

2.3.1. Dental Seramikler

Porselen bir restoratif materyalden elde edilebilecek en yüksek dental estetik özelliklere sahiptir. Bununla beraber kompresif tipteki streslere gösterdiği yüksek dayanıklılık özelliklerine rağmen kesme ve germe tipi stresler karşısında ki dayanıksızlığı farklı restoratif teknikler geliştirilmesini yol açmıştır (94, 95). Bunlardan en yaygın kullanıma sahip olanı dayanıklılığı arttırmak amacıyla metal altyapı ile kullanılan porselen restorasyonlardır. Ancak bu teknik ile kullanılan porselenin ışık geçirgenliği azalmakta ve estetik özelliklerinden ödün verilmektedir. Ek olarak bazı hastalarda değersiz metallere karşı oluşan doku reaksiyonu sonucu biyo-uyumsuzluk ortaya çıkarmaktadır. Değerli alaşımların sabit protetik tedavilerde kullanılması değersiz alaşımların ortaya çıkardığı problemleri ortadan kaldırmaktadır. Ancak bu alaşımların yüksek maliyetleri yaygın kullanıma sahip olmalarının önüne geçmektedir. Bu dezavantajlar metal desteksiz, tam seramik restorasyon sistemlerinin geliştirilmesine yol açmıştır (96, 97).

Metal desteksiz restorasyonlardaki gelişmeler, 1965 yılında McLean ve Hughes tarafından porselene güçlendirici olarak Alüminyum oksit (Al_2O_3) ilave edilmesi ile başlamıştır. %40-50 oranında Al_2O_3 içeren bir cam matriksten oluşan alüminöz alt yapı seramiği ile porselen jaket kronların kırılma dayanıklılığı artırılmıştır. Ancak fırınlama sırasında alüminöz porselenin yüksek oranda sinterizasyon büzülmesine uğraması marjinal adaptasyonun sağlamasını zorlaştırmıştır (98).

Tam seramik sistemlerin gelişmeleri, 1984 yılında Adair ve Grossman'ın camın kontrollü kristalizasyonunu sağladığı teknik (Dicor) izlemiştir. Aynı yıllarda Brugges, yeni refraktör day (ısıya dayanıklı day) yöntemi olan %70 Alümina (Al_2O_3) içeren sistemi (Hi-Ceram) geliştirmiştir. Sadoun tarafından 1989 yılında slip-casting yöntemi ile elde edilen alümina alt yapının cam infiltrasyonu ile güçlendirildiği sistem (In-Ceram) kullanıma sunulmuştur. Basınç ile şekillendirilen cam seramikler (IPS Empress) 1990'ların başında geliştirilmiştir. Bu döneme kadar kullanılan materyaller ile

tam seramik kron restorasyonlar yapılmış olsa da sabit protetik restorasyonlar için yeterli dayanıklılığı gösteren bir materyal bulunamamıştır.

1990'ların sonunda geliştirilen Lityum disililat ile güçlendirilmiş preslenebilir bir cam seramik sistemi olan IPS Empress 2 ile premolar dişler bölgesine kadar köprü protezlerin yapılması mümkün olmuştur (96). İzleyen dönemde yüksek oranda alümina kristalleri içeren yoğun sinterize alt yapı seramiği (Procera All-Ceram) üretilmiştir (98-101).

Tüm bu gelişmeler sonucunda geliştirilen seramik sistemleri ile başarılı tek kron restorasyonlar yapılmasına karşın üç üye ve daha uzun köprü restorasyonların yapımı için yeterli dayanıklılık sağlanamamıştır. Bu gereklilik tam seramik restorasyonların güçlendirilmesinde zirkonya kullanılmasını beraberinde getirmiştir. İlk piyasaya sürülen sistem ise %35 oranında kısmi stabilize zirkonya ilavesi ile elde edilen In-Ceram Zirconia olmuştur. Bu sistemi daha yüksek dayanıklılığa sahip birçok Zirkonya sistemi izlemiştir ve gelinen son nokta yitrium tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) esaslı seramiklerdir (102, 103).

2.3.2. Zirkonya

Zirkonyum sembolü Zr olan periyodik cetvelin D grubuna ait bir geçiş elementidir. Atom numarası 40 ve atom kütlesi 91,22'dir. Yoğunluğu 6.49 g/cm³, ergime noktası 1852°C ve kaynama noktası 3580°C'dir (98). Heksagonal kristal formunda bir yapı gösterir. Oda koşullarında gümüşümsü beyaz renkli bir katıdır. Sıcaklığa, aşınmaya ve korozyonda karşı dirençlidir (98).

Zirkonyumun birçok ortamda titanyum ve paslanmaz çeliğe göre daha dayanıklı olduğu bilinmektedir. Geçiş metalleri; sertlikleri yüksek yoğunlukları, iyi ısı iletkenlikleri, yüksek erime ve kaynama sıcaklıkları olan metallerdir ve saf alaşım halinde yapı malzemesi olarak kullanılır (104).

Zirkonyum doğada serbest metal olarak tek başına bulunmaz. Birçok değişik bileşik halinde bulunabilir. Zirkonyum oksit (ZrO₂) ve Zirkonyum silikat (ZrSiO₄) bilinen bileşikleridir. ZrO₂ zirkonyum metali hava ile yandığında ortaya çıkan bileşendir (98).

Normal koşullarda zirkonyum metali su ile reaksiyona girmez, diş tabakasını kaplayan oksit tabakası nedeniyle metal asitlere karşı inaktif hale gelmiştir ve aynı zamanda alkali çözeltilerle de reaksiyona girmez (98).

Zirkonyum metal oksidi (ZrO_2 , zirkonya) 1789'da Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından birtakım değerli taşların ısıtılması sonucu reaksiyon ürünü olarak bulunmuştur. Sertliği, aşınma direnci, dayanıklılığı, yüksek korozyon direnci ve ani ısısal değişimlere dayanıklılığı gibi yüksek mekanik özellikleri ile endüstride kullanılan zirkonya, 1960'lı yıllarda kullanılmaya başlanmıştır. Tıp alanında ilk kez 1969 yılında kalça protezlerinde Titanyum veya Alüminyum yerine kullanılmıştır (104, 105).

Diş hekimliğinde sabit protetik tedavilerde metal destekli porselen restorasyonların kullanımının uzun ve başarılı bir geğmişi vardır. Her ne kadar metal destekli restorasyonlar için uzun dönem başarılı sonuçlar elde edilmiş olsa da hastaların ve hekimlerin artmış estetik ve biyolojik beklentilerini karşılayabilecek nitelikte restorasyonların yapılması tam seramik restorasyonların klinik kullanıma girmesi ile sağlanmıştır. Metal seramik restorasyonların mekanik avantajlarının yanında erken dönem feldspatik ve alümina tam seramik restorasyonların fiziksel dayanıksızlıkları daha dayanıklı seramik sistemler geliştirilmesi gereksinimini doğurmuştur.

Zirkonyum oksit seramikler; biyo-uyumluluk ve estetik başarisının yanında erken dönem tam seramik sistemlerin sağlayamadığı üstün fiziksel özellikleri nedeniyle dental kullanıma girmiştir ve son yıllarda oldukça popüler duruma gelmiştir.

Diş hekimliğinde yaygın olarak;

- kron-köprü protezlerin yapımında alt yapı materyali olarak
- Endodontik post yapımında
- İmplant destekli overdenture protezlerde bar yapımında
- İmplant dayanağı olarak kullanılmaktadır.

2.3.3. Zirkonyanın Sınıflandırılması

Yaygın kullanım alanına sahip zirkonya

- i) Monoklinik
- ii) Kübik
- iii) Tetragonal olmak üzere üç farklı fazda bulunabilen polimorfik bir maddedir.

Zirkonya; oda ısısında monoklinik fazdadır ve 1170°C üzerinde daha yoğun bir yapıda olan tetragonal faza geçer. Bu faz değişimi sırasında hacminde %5 oranında azalma olur. Tetragonal faz 1170°C ve 2370°C arasında stabildir. Daha yüksek sıcaklıklarda ise kübik faza geçer. Materyal soğurken Tetragonal faz ile Monoklinik faz geçişi olur ve %3-4'lük bir hacim artışı meydana gelir (106). Ortaya çıkan hacimsel artış saf Zirkonyada stres oluşumuna ve buna bağlı çatlaklara neden olduğundan oda sıcaklığında zirkonyanın tetragonal fazda stabil kalmasını sağlamak için stabilize edici oksitler ilave edilmiştir (106-108).

Zirkonya mikro yapısına göre sınıflandırıldığında üç formda bulunur (98);

1. Stabil olmayan saf zirkonya (*Unstabilized pure zirconia*)
2. Kısmi stabil zirkonya (*Partially stabilized zirconia-PSZ*)
 - a. Y-TZP
 - b. Zirkonya ile güçlendirilmiş cam infiltre alümina seramik (ZTA)
 - c. MgO (Magnezyum oksit yarı stabilize zirkonya)
3. Tam stabilize zirkonya (*fully stabilized zirconia*)

2.3.3.1. Stabil olmayan saf zirkonya

Zirkonya oldukça küçük çaplı taneciklerden (<0,5-0,6 mm) oluşan bir materyaldir (109). Zirkonyanın oldukça üstün mekanik özellikleri vardır (Tablo 2.5.). Vickers sertliği dental alaşımların 4-5 katı kadar olup, kırılma dayanıklılığı alümina esaslı seramiklerin iki katı ve lityum disilikat esaslı seramiklerin üç katıdır (110).

Tablo 2.5. Zirkonyanın özellikleri (111, 112)

Tanecik çapı	<0,5-0,6
Elastik modülüsü	200 MPa
Vickers sertliği	1000-1300 Vickers
Bükülme direnci	900-1200 MPa
Kırılma dayanımı	9-10 MPa m ^{1/2}

Isı değişimleri sırasında tetragonal fazda stabil kalması için herhangi bir ilave içermediği için saf zirkonyada kontrolsüz faz değişimleri meydana gelmektedir.

Bu kontrolsüz faz değişimleri saf zirkonyanın birçok alanda kullanımını sınırlandırmıştır. Bu nedenle saf zirkonya genellikle aşındırıcı olarak kullanım alanı bulmaktadır (98).

2.3.3.2. Kısmi Stabil Zirkonya

Oda sıcaklığında yarı stabilize zirkonyanın yapısı çoğunlukla kübik faz, düşük oranlarda tetragonal ve monoklinik fazdan oluşur. Dış hekimliğinde kullanılan seramiklerden farklı olarak kristaller arasında cam matris içermez (106).

Tetragonal tenecikler yüksek sıcaklıklarda stabildir. Bu nedenle zirkonyayı tetragonal fazda stabilize etmek için yarı stabilize zirkonya içeriğine CaO, MgO, CeO₂, Y₂O₃ gibi stabilize edici oksitler ilave edilmiştir. Bu oksitlerin ilavesi ile karma fazlar elde edilmiştir.

2.3.3.3. Tam Stabilize Zirkonya

Saf zirkonyaya CaO, MgO, CeO₂, Y₂O₃ gibi stabilize edici oksitler ilave edilerek elde edilir (98).

Tam stabilize zirkonya kübik form içerir. 2500°C ye kadar hiçbir faz değişikliği göstermez. Sertliği ve termal şok direnci yüksek olduğundan endüstride aşındırıcı bir araç olarak kullanılabilir. Ancak dış hekimliğinde kullanım alanı yoktur.

2.3.4. İmplant Dayanak Materyali Olarak Zirkonya

Günümüzde titanyum implant ve dayanak materyali olarak implant tedavisinde baskın bir yer tutmakta (19, 113) olup ticari olarak pür titanyumun uzun dönem klinik çalışmalar neticesinde öngörülebilir sonuçlar verdiği rapor edilmiştir (25, 114).

Hastaların artmış estetik beklentisi diş renkli implant komponentlerine olan ihtiyacın ortaya çıkmasına neden olmuştur (115, 116).

Bu ihtiyaç yoğun sinterlenmiş alümina dayanakların piyasaya sürülmesine neden olmuştur. Alümina dayanaklar çevresi peri-implant doku durumu çalışmalarla dökümante edilmiş ve saf titanyum dayanaklar ile benzer özelliklere sahip oldukları ve her iki dayanak materyalinde de epitelyal bağlantı ve bağ dokusu ataçmanı gösterilmiştir (117-120). 3-4 yıllık klinik çalışmalar sonucunda alümina dayanaklar çevresindeki yumuşak dokunun stabil ve sağlıklı kaldığını rapor edilmiştir (121-123). Ayrıca seramik dayanakların diş renginde olmaları nedeniyle titanyum dayanaklara göre daha üstün estetik özellik gösterdikleri rapor edilmiştir. Tüm bu iyi yumuşak doku ve estetik özelliklerine rağmen klinik çalışmalar sonucunda alümina dayanaklarda kırık rapor edilmiş olması laboratuvar aşamalarında ve klinik kullanımda bu dayanakların kırık riskinin yüksek olduğunu göstermektedir (121-123).

Alümina dayanakların fiziksel özelliklerindeki yetersizlikler yitrium stabilize zirkonya (Y-TZP) dayanakların alternatif bir dayanak materyali olarak piyasaya sürülmesine neden olmuştur. Zirkonya dayanaklar yüksek fiziksel özellikleri nedeniyle alümina dayanaklar ile karşılaştırıldığında daha fazla tercih edilen seramik dayanaklar haline gelmiştir (124). Zirkonyanın mekanik dayanıklılığının etkin şekilde artmasını sağlayan bir özelliği de stres ile tetiklenen transformasyon sertleşmesi mekanizmasıdır ve bu mekanizma sayesinde medikal ve dental alanlarda zirkonyanın seramik biyo-materyal olarak kullanımı artmıştır (20).

Zirkonyanın mekanik ve mikro-yapısal özelliklerinin yanında biyo-uyumluluğu literatürde iyi dökümante edilmiştir (104, 106, 125, 126). Diş hekimliğinde zirkonya dayanak materyali olarak kullanılmasının yanında,

ortodontik braket yapımı (127) veya implant yapımı gibi üstün dayanıklılık gerektiren başka alanlarda da kullanılmaktadır (128, 129).

2.4. Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Metal Alaşımlar

Uzun yıllardır sabit protetik restorasyonlarda porcelene dayanıklılık sağlamak amacıyla alt yapı üretiminde, hareketli bölümlü protezlerde iskelet yapımında veya endodontik post yapımında metal alaşımları kullanılmaktadır.

Kullanılan alaşımlar, uygulanacakları restorasyon tipine ve tasarımına göre gerekli fiziksel ve biyolojik özellikleri taşıyacak şekilde seçilmektedir. Bu alaşımlar ağız içi dokulara ve genel sağlığa olumsuz etki etmeyecek nitelikte olmalıdır. Ayrıca ağız sıvıları ile tepkimeye girmemeli ve korozyona uğramamalıdır. Bunlarla beraber kuvvete dayanıklılıkları, ısı iletkenlikler, ergime dereceleri, genleşme katsayıları ve diğer tüm fiziksel özellikleri tatmin edici olmalıdır.

Diş hekimliğinde kullanılan metal alaşımlarını McLean aşağıdaki gibi sınıflandırmıştır (130);

Soy Metal Alaşımlar

I. Yüksek oranda altın içeren alaşımlar

Altın-Platin- Palladyum (Au-Pt-Pd)

Altın-Platin-Tantalyum (Au-Pt-Ta)

II. Düşük Oranda Altın İçeren Alaşımlar

Altın-Palladyum-Gümüş (Au-Pd-Ag)

III. Altın İçermeyen Alaşımlar

Palladyum-Gümüş (Pd-Ag)

Soy Olmayan Metal Alaşımlar

Nikel-Krom alaşımları (Ni-Cr)

Kobalt-Krom Alaşımlar (Cr-Co)

Titanyum Alaşımları

Titanyum Oksit Alaşımları

2.5. Kobalt-Krom Alaşımları

Metal destekli restorasyonlar uzun yıllardır diş hekimliğinde kullanılmaktadır ve başarıları uzun dönem klinik çalışmalar ile gösterilmiştir (131-134). Metal destekli restorasyonların teknik komplikasyonlardan çok biyolojik komplikasyonlar ile başarısızlığa uğramasına daha sık karşılaşılmaktadır (135-138). Özellikle marjinal uyumsuzluk ve buna bağlı plak retansiyonunda artış meydana gelmesi periodontal sağlığın olumsuz etkilenmesine neden olabilmektedir (139). Bu nedenle restorasyonların kenar uyumlarının iyi ve siman aralıklarının homojen olması önemlidir.

Kobalt-krom alaşımları biyo-uyumlu materyallerdir ve soy alaşımların yüksek maliyetleri ve krom-nikel alaşımların alerjik reaksiyon oluşturma riski nedeni ile metal altyapı olarak metal-seramik restorasyonlar yaygın bir kullanım alanına sahiptir (140-142).

Genellikle kobalt-krom alaşımda % 65 Co, % 26 Cr, % 9 Ni bulunur. kobalt ve nikel sert ve dayanıklı metallerdir. Kromun işlevi, alaşımı solüsyon sertleşmesi ile daha da sertleştirmek ve pasivasyon etkisi ile korozyona karşı dirençli hale getirmektir. Yüzeyde açığa çıkan krom hızla okside olarak pasif ince bir oksit tabakası oluşturur. Bu oksit tabakası iç tabakaları korozyona karşı korur. Ekstra sert (Tip IV) alaşım grubuna girer.

Geleneksel olarak Co-Cr restorasyonlar atık-mum ve döküm tekniği ile üretilmektedir. Bu tekniğin en önemli dezavantajları, modelasyonda distorsiyon, döküm sırasında metal büzülmesi, düzensiz kenarlar oluşmasının yanı sıra işlemlerin teknik-hassas olması ve uzun zaman almasıdır (143).

Günümüzde Co-Cr restorasyonların döküm ile üretilmeleri sırasında ortaya çıkan sorunların engellenmesi için CAD/CAM frezeleme ve direk metal lazer sinterleme teknikleri kullanılmaya başlamıştır. Bu işlemler laboratuvar sürelerini kısaltmakta ve standart parametrelere sahip restorasyonlar üretilmesini olanaklı kılmaktadır (143). CAD/CAM ile frezeleme yönteminde prefabrike Co-Cr bloklardan frezeleme yöntemi ile restorasyonlar elde edilmektedir. Lazer sinterleme yönteminde ise restorasyonlar Co-Cr tozlarının yüksek ısı altında püskürtülerek ilavesi ile elde edilir (143).

2.6. Direkt Metal Lazer Sinterleme

Teknolojik gelişmeler sürekli olarak günlük dental uygulamalarda yeni üretim tekniklerinin gelişmesine katkıda bulunmaktadır. Son on yılda protetik diş hekimliğinde dijital teknolojiler ile metalik altyapıların üretilmesinde kullanılmaktadır (144-148).

Metal restorasyonların üretilmesi için kullanılan dijital yöntemler; eksiltme (*subtractive*) ve ilave etme (*additive*) yöntemleri olmak üzere iki ana sınıfta incelenebilir. Eksiltme yöntemi ile, üretilmiş metal bloklardan frezeleme yapılarak bilgisayar destekli üretim yapılırken, ilave etme yönteminde ise lazer çekirdek ısı ile metal tozlarının, yüksek ısı altında eritilerek bir araya getirilmesi ile üretim yapılır. Bu yöntem lazer sinterleme olarak adlandırılabilir ve bu teknikte de üretim CAD/CAM teknolojisi ile yapılmaktadır (149).

Geçmiş çok da eski olmayan lazer sinterleme tekniği günümüzde oldukça popüler bir araştırma konusudur. Literatürde Co-Cr metal alaşımlarının lazer sinterleme ile kullanılması ile ilgili çok sayıda çalışma bulunmaktadır (147, 150-159). Bunun yanında Ti alaşımları ile kullanılması ile ilgili literatürde az miktarda çalışmaya rastlanmıştır (160).

Cr-Co alaşımları ile ilgili yapılan bu çalışmalar genel olarak; bu teknikle üretilen restorasyonların marjinal uyumları (147, 152-155, 157, 158, 161), dental porselenler ile bağlantı kuvvetleri (150, 159, 160), internal poröziteleri (146), mikro düzensizlikleri (156) ve elektromekanik özellikleri ile ilgilidir.

Döküm tekniğindeki üretim süreci ile lazer sinterleme üretim süreci arasındaki büyük mikro yapısal farklılıklar doğurmaktadır. Lazer sinterleme ile üretilen restorasyonların döküm restorasyonlara göre daha yüksek sertlik dereceleri ve daha homojen mikro yapılarının olduğu literatürde rapor edilmiştir (149).

2.7. Dinamik Yükleme ve Çiğneme Simülatörleri

Diş hekimliği alanında yapılan laboratuvar çalışmalarının en büyük dezavantajı klinik ortamı yani ağız ortamını tam olarak yansıtamamalarıdır.

Ağız ortamı, protetik restorasyonların yorulmaya bağlı başarısızlıkları için gerekli tüm faktörleri içermektedir. Bu amaçla, dental restorasyonların uzun ömürlülük ve dayanıklılık karakterlerinin gerçekçi verileri için uzun dönem klinik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Ancak klinik çalışmalarda, laboratuvar çalışmalarda sağlanabilecek ideal koşullar ve standardizasyonu sağlama gücü laboratuvar ortamında ağız ortamını taklit edebilen ve restorasyonların istenilen klinik süreye eşdeğer yorulmaya maruz bırakılmasını olanak sağlayan cihazlar geliştirilmiştir. Bu cihazlar istenen düzeyde yorulma sağlamak üzere özelleşmiş frekans ve amplitütte yük uygulayabilen ayrıca ilave nem ve kontrollü sıcaklık değişimleri uygulayabilen cihazlardır.

Literatüre göre çiğneme simülatöründe yaklaşık 240.000-250.000 adet döngü bir yıllık ortalama klinik kullanıma karşılık gelmektedir. Çalışmada 1.200.000 döngüye maruz bırakılan örnekler 5 yıllık klinik kullanıma maruz kalmış olarak değerlendirilebilmektedir.

2.7.1. Çiğnemenin Biyomekanik Döngüsü

Çiğnemenin biyomekanik prosesi bazıları peridontal ligamentte lokalize olmak üzere birçok geri bildirim mekanizması ile çalışan ve beyindeki trigger bölgeleri ile regüle edilen karmaşık bir mekanizmaya sahip olduğu görülmektedir (162).

Çiğneme *bolus'u* birkaç milimetrekairelik alana düşürerek yutma ve sindirim işlemini kolaylaştırır. Tipik olarak çiğneme döngüsü 4 fazda incelenebilir (163, 164);

1. Alt çene açılır ve bolus ile temasa gelmek için lateral bir konuma kayar.
2. İkinci faz dişler bolus ile kontağa geldiğinde başlar. Ön dişler bir parça gıdayı koparır ve arka dişlere doğru yönlendirir. Bu

aşamada çiğneneme kuvvetleri dişlerin okluzal yüzeyleri arasında sıkıştırılmış bolusa uygulanır ve kuvvetler dağıtılır.

3. Bu fazda dişler lateral pozisyona hareket ederken bolus tamamen sıkıştırılıp düz hale getirilir
4. Son olarak dişler orijinal pozisyonlarına getirilir.

Tüm çiğneme mekanizması daha karmaşıktır, çünkü iki düzlemde gerçekleştirilir: yatay (lateral) ve frontal düzlemler (165).

Yatay düzlemde, hareket çizgisi temporomandibular eklemin çalışan kondilin etrafındaki rotasyonu nedeniyle ark seklindedir. Çoğu bireyde çalışan kondilin lateral hareketi sonucunda dengeleyen taraftaki dişler okluzal temaslarını yitirir.

Çiğneme kuvvetleri gıdanın yapısına, yüzey özelliklerine ve oral kavitedeki lokalizasyonuna bağlı olarak değişkenlik gösterir. Posterior bölgede ve sert gıdaların öğütülmesi sırasında çiğneme kuvvetleri artacaktır.. Ayrıca çiğneme kuvvetleri bireyden bireye de değişkenlik gösterebilmektedir. Bayanlarda kas aktivitesinin daha fazla olmasına bağlı olarak, daha yüksek çiğneme kuvvetleri tespit edilmiştir. Bununla birlikte, yaşla beraber çiğneme kuvvetlerinde de azalma beklenmektedir.

Çiğnemenin erken fazında kuvvetler 10-20 N aralığındayken, çiğneme siklusunun sonunda molar bölgede 100-140 N ve keser dişler bölgesinde 25-45 N kuvvet aralığındadır (166). Tüm döngü yaklaşık olarak 0.8 sn. sürmekte olup, tüm bu süre içinde okluzyonda kalma süresi 0.4-0.6 sn. kadardır (162-166). Dişlerin kayma miktarı ise 1mm den daha az ve hızı 0.25-0.5 mm/sn. 'dir (167).

Diş temas periyotları çiğneme ve yeme alışkanlıklarına bağlı olarak günde toplam 15-30 dakikadır. Bu sureye ısırma sırasında meydana gelen diş temasları dahil değildir. Eğer ortalama çiğneme frekansı için 1.5 Hz ve çiğneme süresi için de ortalama 20 dk. referans kabul edilirse bir birey yılda 4.87 milyon çiğneme siklusu gerçekleştirmektedir. Tahminlere göre bireyler ömürleri boyunca ortalama 18 ton gıda çiğnemektedir.

2.7.2. Çiğneme Simülatörleri

Bir laboratuvar test cihazı uygun test yöntemini uygulamak için yeterli özelliklere sahip olmalıdır. Bunun için de cihazın devamlı olarak belirlenen tolerans ve limitler dahilinde çalıştığına dair kanıtların dökümanite edilebilmesi gereklidir. Yeterlilik doğrulaması için izlenmesi gereken protokol aşağıdaki gibidir:

- Ekipman tasarımının kontrol edilmesi
- Yükleme gereksinimlerinin belirlenmesi
- Ekipmanın monitörize edilmesi, çalışması ve kontrolü için gerekli aşamaların belirlenmesi
- Kalibrasyon, temizleme, bakım, ayarlama ve beklenen tamir ihtiyaçlarının belirlenmesi
- Cihazın test sonucunu etkileyebilecek elemanlarının belirlenmesi
- Sistemin veya alt-sistemin istenilen şekilde çalışıp çalışmadığının doğrulanması
- Yukarıdaki bilgilerin dökümanite edilmesi

Çiğneme simülatörleri ile ilgili önemli bir etken de kuvvet oluşturma yöntemleridir. Çeşitli çiğneme simülatörleri farklı kuvvet oluşturma yöntemlerinin avantaj ve dezavantajları Tablo 4.6. 'da listelenmiştir.

Tablo 2.6. Çiğneme simülatörleri ve kuvvet oluşturma mekanizmaları

KUVVET OLUŞTURMA YÖNTEMİ	SİMÜLATÖR	AVANTAJ	DEZAVANTAJ
Ağırlık ile yükleme	Willyttec BIOMAT ACTA	Statik yükleme yapılabilmektedir,	Kuvvet hızı bağlıdır
Yay (Spring)	Alabama	Kuvvetler kolayca ayarlanabilir ve pahalı olmayan bir cihaz	
Elektrostatik	-	-	<10 N kuvvet, < 5mm
Piezoelektrik	-	>1000 N	nm. 'den mm.' ye yer değiştirme ayarlanabilir
Pnömatik	Regensburg Erlangen	mm den m'ye, <1000N, kuvvet ayarlanabilir	Yer değiştirme ayarlanamaz, süre daha kısa
Hidrolik	MTS	mm.'den-m.'ye ve hareket ayarlanabilir	
Elektro-manyetik	CoCoM OHSU	<1000N	Kuvvet mesafeye bağlı
Elektro-dinamik	Frankfurt	<1000N, kuvvet uzaklıktan bağımsız, hareket miktarı ayarlanabilir	
Elektro-dinamik, lineer hareket eden manyetik motor	Enduratec Electroforce 3300	<2500 N, Hareket miktarı ayarlanabilir	

Çiğneme simülatörü, 20 N ile 120 N arasında değişen çiğneme kuvvetlerine için dinamik yükleme uygulayabilmelidir.

Willytec Çiğneme Simülatörü

Willytec çiğneme simülatörü 1997 yılında piyasaya sunulmuş olup, bu süre içerisinde 22 adet simülatör satılmıştır.

Mülih simülatörü olarak da adlandırılan Willytec çiğneme simülatörü iki akslı bir simülatördür. Kuvvet oluşturma yöntemi, dikey barların üzerine yerleştirilmiş statik yüklerin hareketi ile olur. Ağırlık aralığı 1-11 kg'dır. Ayrıca lateral yönde de hareket edebilen bu barlar bir motor yardımı ile hareket ettirilmektedir.

Dikey ve yatay akslardaki hareketler bilgisayar kontrollü olarak yapılmaktadır. Test örnekleri bu hücrelere yerleştirildikten sonra çiğneme simülatörü referans noktası (*zero point*) olarak tanımlanan lokalizasyona kalibre edilir.

Çiğneme simülatörü aynı anada 8 örneğin test edilmesine izin verecek 8 test hücrelerine sahiptir. Her test hücresinin kendi barı ve kendi ağırlığı olup, tüm bu dikey barlar yatay olarak birbirine bağlıdır ve motorun çalışması ile birlikte hareket etmektedir. Simültane şekilde suyun dolması ve tahliyesini içeren bir termal döngü işlemi sisteme entegre edilmiştir. Termal döngü manyetik kapaklar ile çalışan PLC ile kontrol edilen ısıtma ve soğutma sistemlerini içerir. *Stylus* (Kuvveti uygulayan uç) örnek ile temasa geldiğinde tüm ağırlık salınır ve örneğe uygulanır.

Bu simülatör: aşınma testleri, kron, köprü, implant sistemleri gibi protetik rekonstrüksiyonları veya çekilmiş dişlere uygulanan dolguları test etmek amacıyla kullanılabilir.

Bilgisayar kontrollü değişkenler oldukça tekrar edilebilirdir ve üretici firma tarafından test edilmiştir.

Tablo 2.7. Willytec çiğneme simülatörü teknik özellikleri

DEĞİŞKEN	MİN-MAKS.
Döngü sayısı	1-9.999.999
Ağırlık	1-11 kg
Yükseklik	0-20 cm
Lateral hareket	0±25 mm
Aşağı doğru hareket etme hızı	8-90mm/sn.
Yukarı doğru hareket etme hızı	8-90mm/sn.
Geri Besleme Hızı	8-90mm/sn.
Geri Dönüş Hızı	8-90mm/sn.
Frekans	0.1-3 Hz
Termal döngü	Sıcak banyo: 20-58°C Sıcak banyo süresi: 0-999 sn. Soğuk banyo: 3-20°C Soğuk banyo uzunluğu: 0-999 sn. Suyun tahliye süresi: 0-999 sn.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada, estetik bölgede uzun dişsiz alanlar varlığını taklit eden klinik senaryolarda uygulanabilecek tedavi alternatiflerinden biri olan kantileverlı restorasyonları değerlendirebilmek için bu senaryoları taklit eden modeller elde edildi. İki veya tek implant destekli olmak üzere kantileverlı sabit protetik restorasyonlar titanyum veya zirkonya dayanaklar üzerinde üretildi. Restorasyonu destekleyen implant sayısının ve dayanak materyalinin restorasyon-implant-dayanak-kemik sisteminin dinamik ve statik yük altında davranışına etkilerinin değerlendirilmesi amaçlandı.

Araştırma Hacettepe Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarları, Freiburg Üniversitesi (Albert-Ludwigs Üniversitesi), Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Departmanı Laboratuvarları ve Murat Özmel Dental Estetik Diş Protez Laboratuvarı'nda yürütüldü.

3.1. Araştırmada Kullanılan Gereç ve Materyaller

Araştırmada kullanılan materyaller, donanımlar ve üretici firma bilgileri Tablo 3.1. 'de gösterilmektedir.

Tablo 3.1. Kullanılan materyaller, donanımlar ve üretici firmalar

GEREÇ VE MATERYALLER	ÜRETİCİ FIRMA
4.1 çapta ve 12 mm uzunluğunda kemik seviyesi implant	Institut Straumann, Basel, Switezerland
Anatomik Titanyum dayanaklar	Institut Straumann, Basel, Switezerland
Anatomik Zirkonya dayanaklar	Institut Straumann, Basel, Switezerland ve Ivoclar Vivadent AG, Leichtenstein
İmplant Replikaları	Institut Straumann, Basel, Switezerland
Transfer Kopingleri	Institut Straumann, Basel, Switezerland
Rezin Siman	Multilink N, Ivoclar Vivadent AG, Leichtenstein
Akrilik Rezin	Technovit 4071, Hereus Kulzer GmbH, Wehrheim, Germany
Duplikasyon Silikonu	DeguForm, Degudent, Hanau-Wolfgang, Germany
Tip 4 Sert Alçı	GC Fujirock, Gc, Leuven, Belgium
Çiğneme Simülatörü	Willytec, SD Mechatronik GmbH, Munich, Germany
Steatite Seramik Toplar	Hoschst Ceram Tec, Wunsiedel, Germany
Statik Yükleme Cihazı	Lloyd, Ametek, Hampshire, UK
CAD/CAM Tarayıcı	LAVA, 3M/ESPE, Germany
Metal Lazer Sinterleme	Eosint M270, Eos GmbH, Munich, Germany
Cr-Co Metal Tozu	Eos Cr-Co SP2, Eos GmbH, Munich, Germany
Typodont fantom model	Frasaco GmbH, Tettang, Germany
Işıklı sertleşen kompozit	Tetric Classic, Ivoclar Vivadent, Leichtenstein

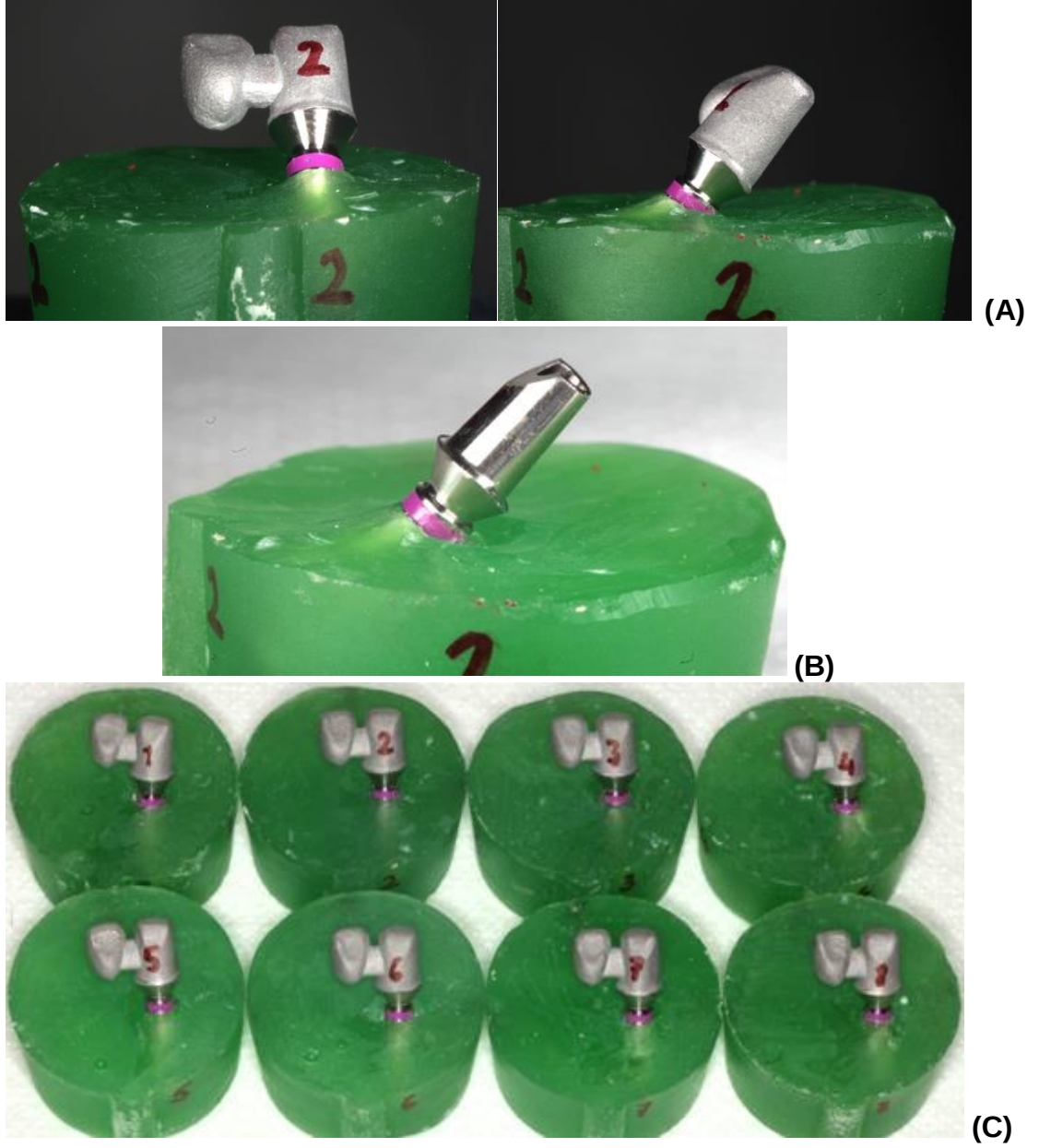
3.2. Test Grupları

Estetik bölgede iki veya üç diş eksikliği durumunu taklit edecek şekilde 2 farklı klinik senaryoyu taklit eden, farklı implant dayanak materyalleri kullanılarak hazırlanan 4 farklı test grubu bulunmaktadır. Bu gruplar Tablo 3.1. 'de özetlenmiştir:

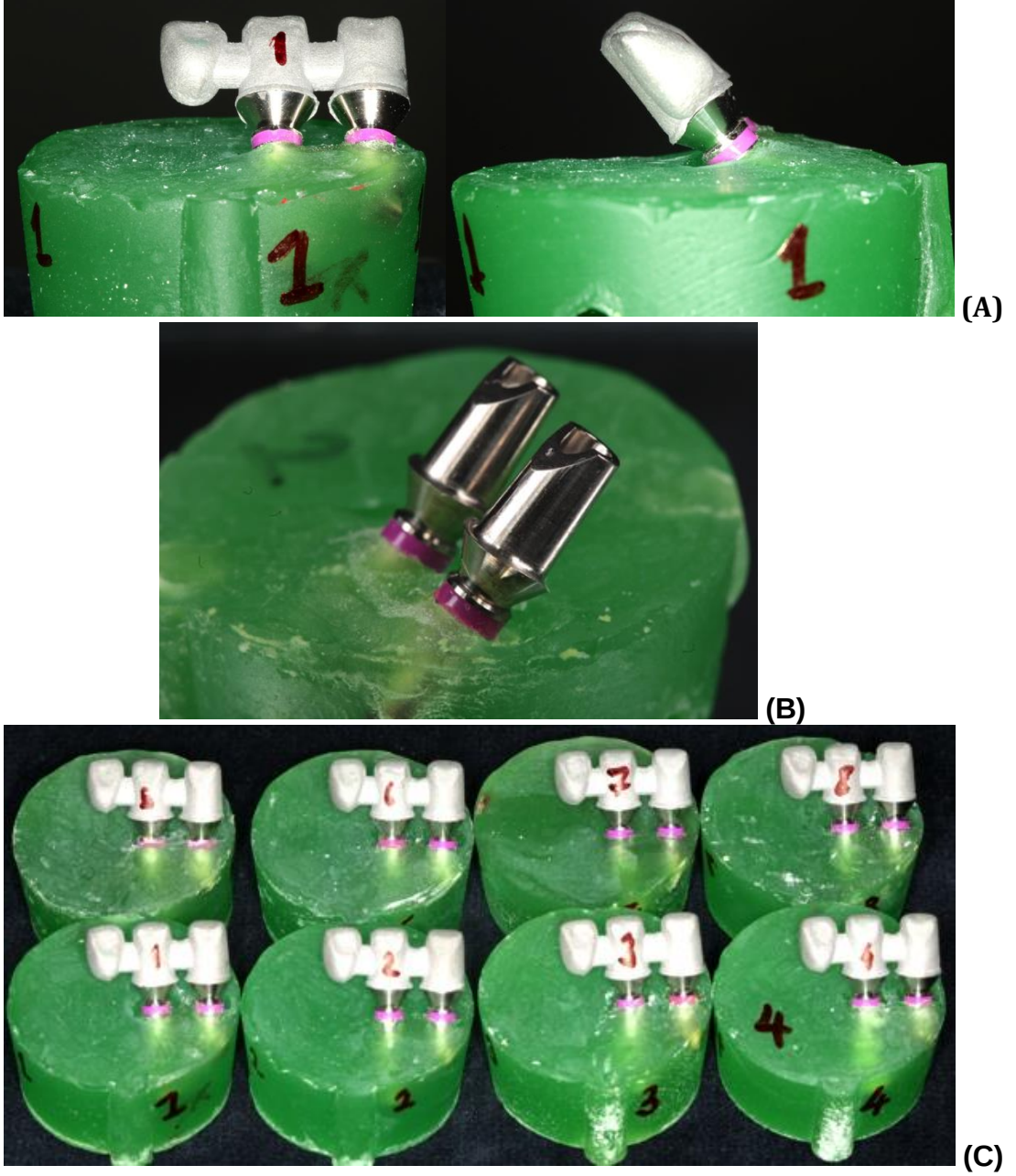
Tablo 3.2. Test grupları

GRUP NO VE ADI	ÖRNEK SAYISI	KLİNİK SENARYO	İMLANT LOKALİZASYONU	DAYANAK ÖZELLİKLERİ	RESTORASYON TİPİ
1.GRUP (Ti-I) RESİM 3.1.	n=8	Sol santral kesici diş ve lateral kesici diş eksikliği	Santral kesici diş bölgesi	Straumann Regular CrossFit Titanyum Anatomik dayanaklar	Lateral kesici diş bölgesine kantilever uzantılı 2 üyeli sabit protetik restorasyon altyapısı
2.GRUP (ZR-I) RESİM 3.3.	n=8	Sol santral kesici diş ve lateral kesici diş eksikliği	Santral kesici diş bölgesi	Straumann Regular Cross Fit Anatomic Zirkonya dayanaklar	Lateral kesici diş bölgesine kantilever uzantılı 2 üyeli sabit protetik restorasyon altyapısı
3.GRUP (Ti-II) RESİM 3.2.	n=8	Sol ve sağ santral kesici dişler ve lateral kesici diş eksikliği	Sol ve sağ Santral kesici dişler bölgesi	Straumann Regular CrossFit Titanyum Anatomik dayanaklar	Lateral kesici diş bölgesine kantilever uzantılı 3 üyeli sabit protetik restorasyon altyapısı
4. GRUP (ZR-II) RESİM 3.4.	n=8	Sol ve sağ santral kesici dişler ve lateral kesici diş eksikliği	Sol ve sağ Santral kesici dişler bölgesi	Straumann Regular CrossFit Anatomic Zirkonya dayanaklar	Lateral kesici diş bölgesine kantilever uzantılı 3 üyeli sabit protetik restorasyon altyapısı

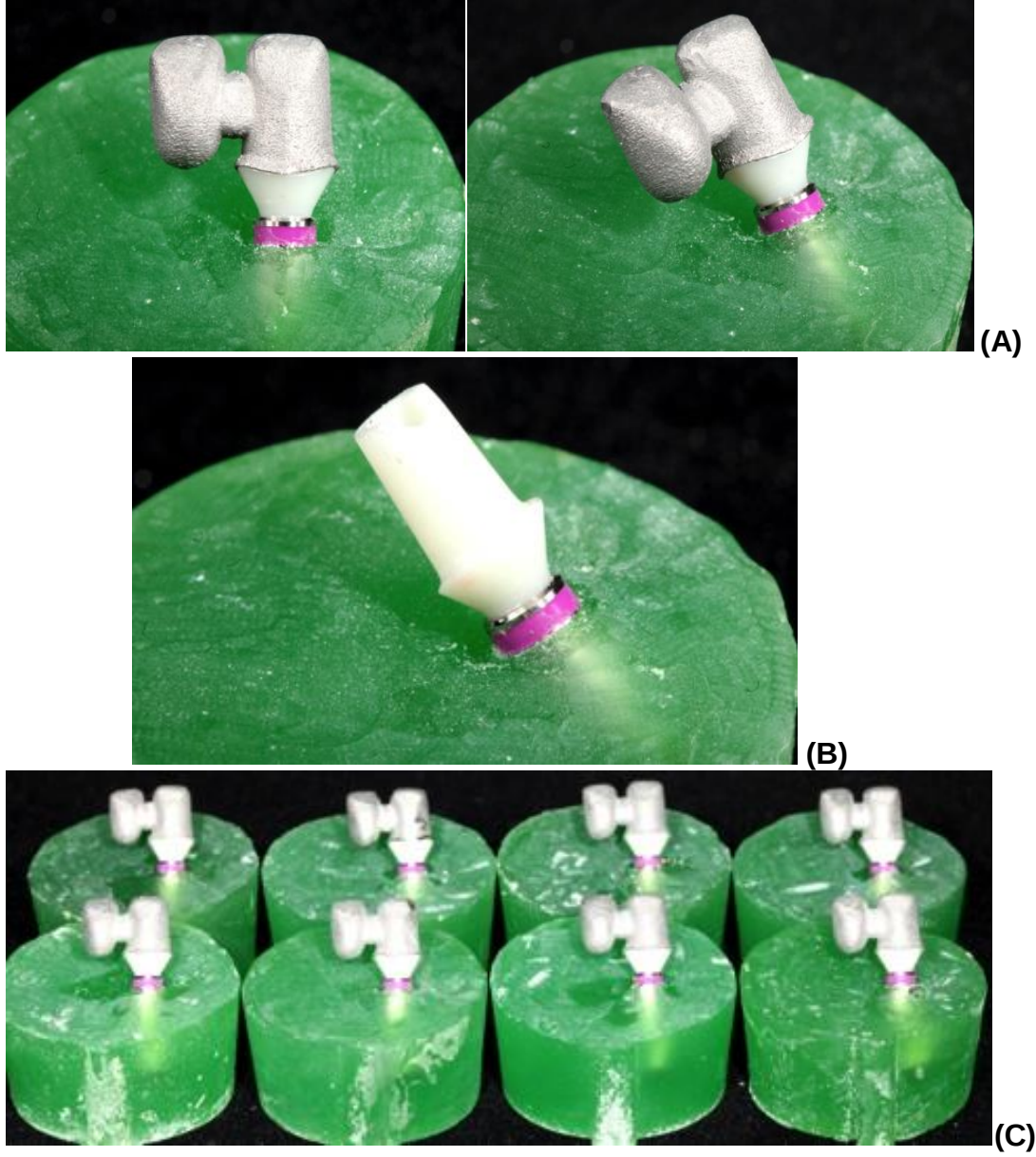
- Tüm örneklerde kantileverli protetik kopingler Cr-Co alaşımından lazer sinterleme ile üretildi.



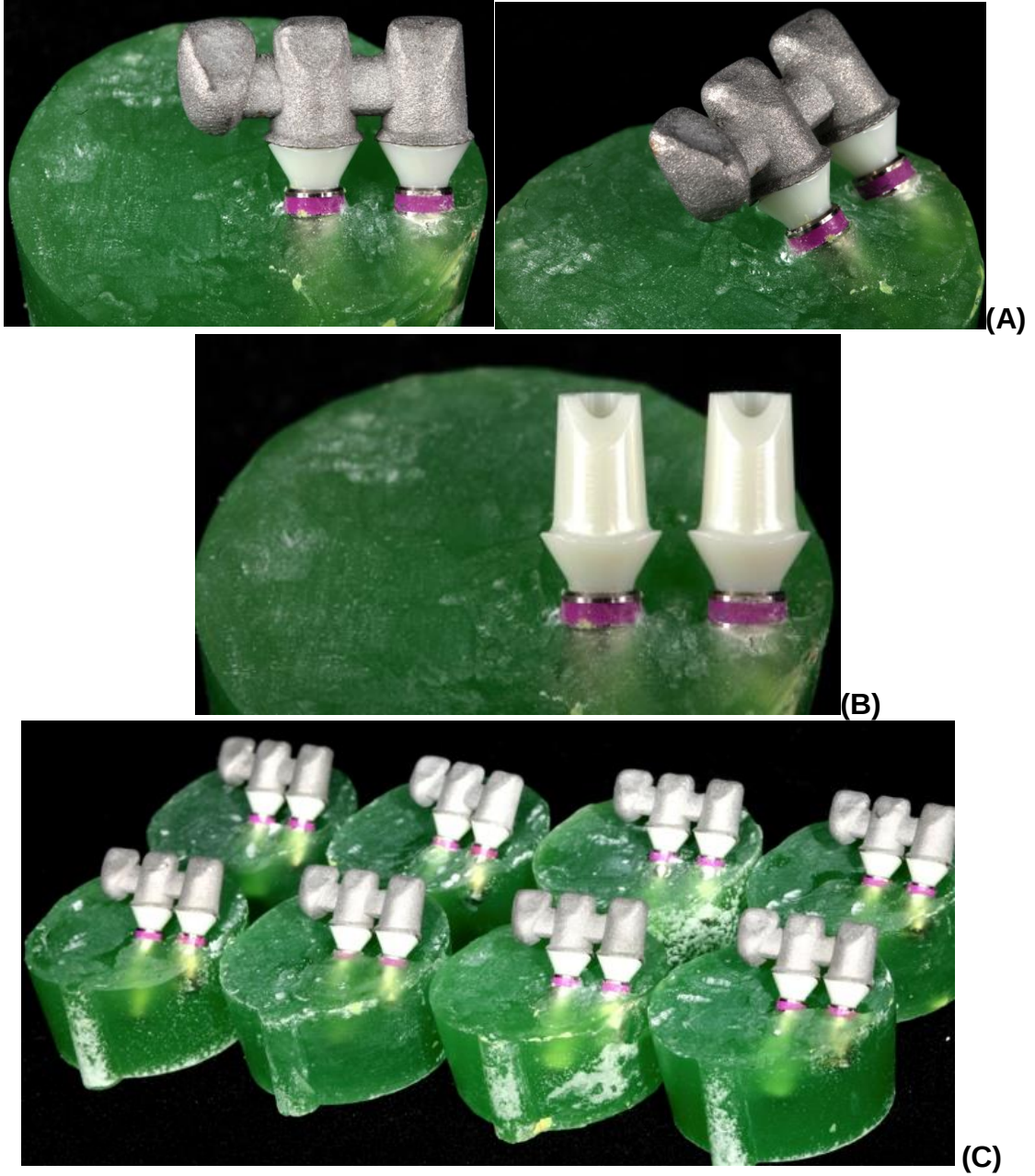
Resim 3.1. (A) Tek implant - titanyum dayanak (Ti-I) grubu örneği, (B) Straumann Anatomik Titanyum dayanak, klinik durumu yansıtmak amacıyla 135° açı ile konumlandırıldı, (C) Ti-I grubu örnekleri (n=8)



Resim 3.2. (A) İki implant - titanyum dayanak (Ti-II) grubu örneğinin bukkal ve lateral görüntüsü, (B) Straumann Anatomik Titanyum dayanaklar, klinik durumu yansıtmak amacıyla 135° açı ile konumlandırıldı, (C) Ti-II grubu örnekleri (n=8)



Resim 3.4. (A) Tek implant – IPS e.max dayanak (Zr-I) grubu örneğinin bukkal ve lateral görüntüsü, (B) Straumann Anatomik IPS e.max dayanak, klinik durumu yansıtmak amacıyla 135° açı ile konumlandırıldı, (C) Zr-I grubu örnekleri (n=8)



Resim 3.4. (A) İki implant – IPS e.max dayanak (Zr-II) grubu örneğinin bukkal ve lateral görüntüsü, (B) Straumann Anatomik IPS e.max dayanaklar, klinik durumu yansıtmak amacıyla 135° açı ile konumlandırıldı, (C) Zr-II grubu örnekleri (n=8)

3.2.1. Çalışmada Kullanılan İmplant Komponentleri

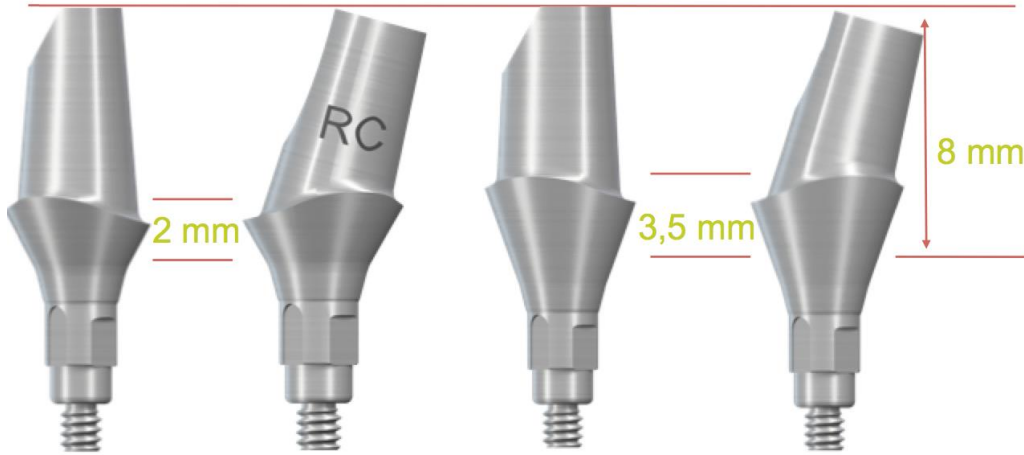
3.2.1.1. Kemik Seviyesi İmplant ve Replikası

Çalışmamızda tüm örnek grupları için implant tedavilerinde standart çap ve boy olarak değerlendirilen 4.1 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda kemik seviyesi implantlar kullanıldı.

Standart örnekler hazırlanırken uygun çapta implant replikaları seçildi.

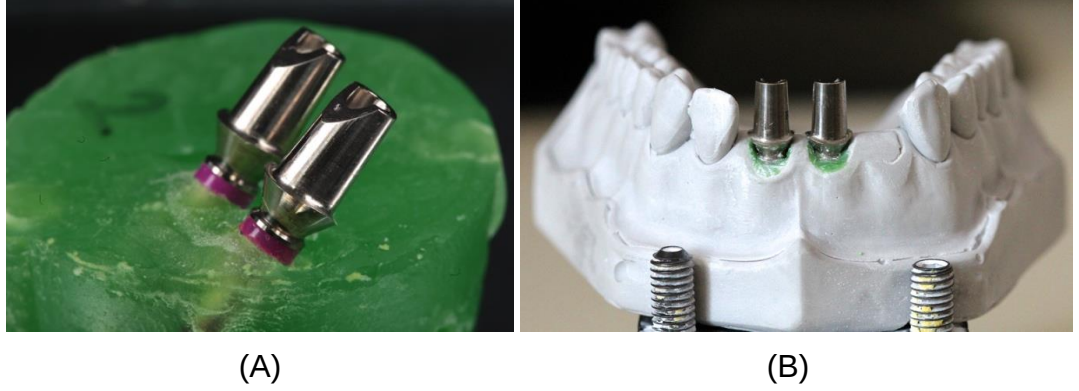
3.2.1.2. Anatomik Titanyum Dayanak

3.3, 4.1 ve 4.8 mm çaplarındaki Straumann kemik seviyesi implantlara her bir çap için farklı olmak üzere uyumlu olarak üretilen, prefabrike dayanaklardır. Anatomik formda üretilmektedirler. Basamak sınırı dişeti konturunu takip edecek şekildedir ve 2 mm ile 3,5 mm olmak üzere iki farklı dişeti yüksekliği seçeneği bulunmaktadır. Dayanak yüksekliği ise 8 mm'dir. Düz ve 15° açılı iki alternatifi vardır. Dayanak gövdesi titanyumdan üretilmekte olup vidası ise Titanyum-Alüminyum-Niyobyum, (Ti₆AL₇Nb) alaşımında üretilmektedir. Sadece simante tipte kron ve köprü restorasyonlara dayanak olarak kullanılabilmektedir (Resim 3.5.).



Resim 3.5. Straumann Anatomik Titanyum dayanaklar ve boyutları

Çalışmada, düz, 2mm dişeti yüksekliğinde ve 4.1 implant çapına uyumlu dayanaklar kullanıldı ve dayanaklarda hiçbir aşındırma işlemi yapılmadı (Resim 3.6.A,B).

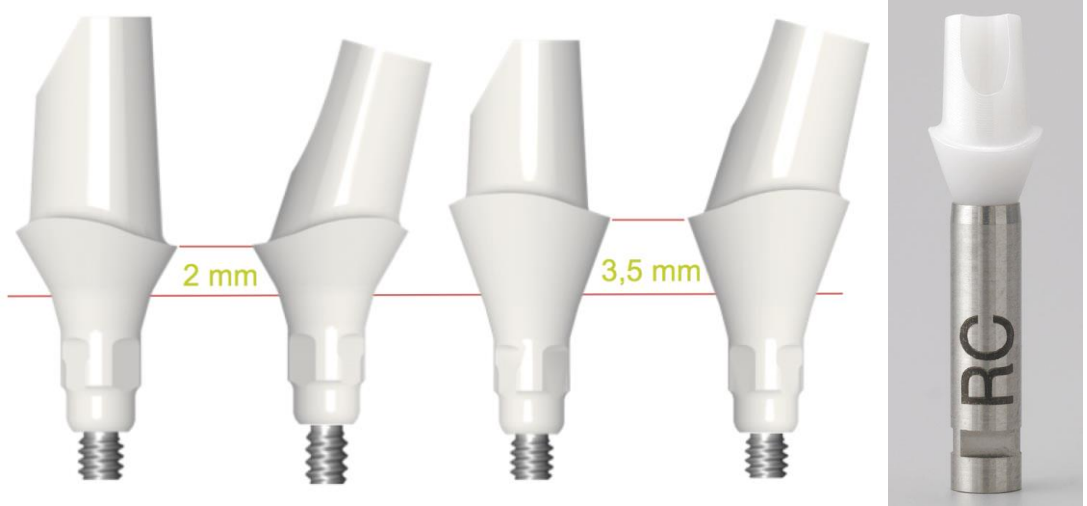


Resim 3.6.(A,B) Çalışmada kullanılan titanyum dayanaklar

Bu dayanakların kırılma, yorulma ve bükülme dayanıklılıkları ve CrossFit implant-dayanak bağlantı tipinin başarısı birçok çalışma ile gösterilmiştir.

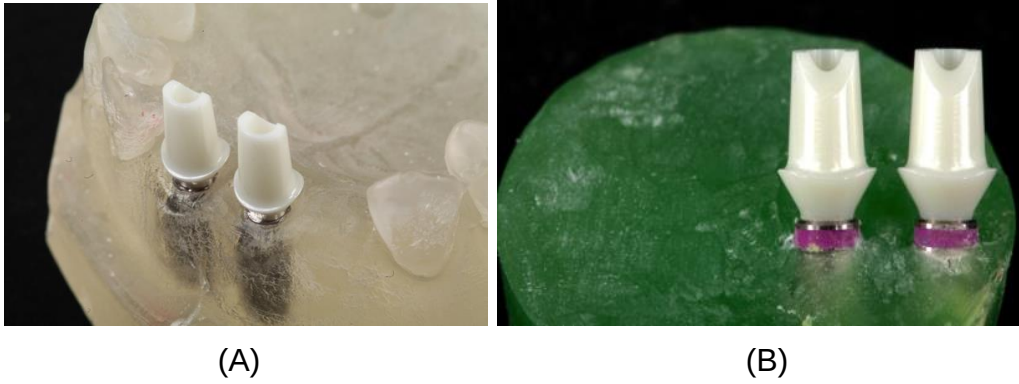
3.2.1.3. Anatomik IPS e.max Dayanak

Anatomik IPS e.max dayanaklar, yüksek dayanıklılık ve estetik özellikler sergileyen prefabrike dayanaklardır. IPS e.max Zirkonyum Oksitten üretilmiştir. 3.3mm, 4.1 mm ve 4.8 mm çaplı Straumann kemik seviyesinde implantlara uyumlu olarak üretilmektedir. Vidalı veya simante restorasyonlarla kron-köprü restorasyonları desteklemek amaçlı kullanılabilir. Dişeti konturuna uyumlu basamak yapısına sahiptir ve 2 mm ile 3.5 mm olmak üzere iki farklı gingival seviyeye sahip dayanaklar mevcuttur. M0 ve M1 olmak üzere iki renk seçeneğinde olan dayanaklar düze ve 15° açılı formda üretilmektedir. Dayanak yüksekliği standart ve 8 mm.'dir (Resim 3.7.). Dayanak vidası metaldir ve Titanyum-Alüminyum-Niyobyum, (Ti₆Al₇Nb) alaşımında üretilmiştir. Form ve boyutları bakımında Anatomik IPS e.max dayanaklar anatomik Ti dayanaklar ile uyumludur.



Resim 3.7. Straumann IPS e.max dayanaklar ve boyutları

Çalışmamızda düz, 2 mm dişeti yüksekliğine sahip, 4.1 implant çapına uyumlu dayanaklar kullanıldı ve dayanaklara hiçbir aşındırma işlemi uygulanmadı (Resim 3.8.A,B)



Resim 3.8.(A,B) Çalışmada kullanılan Straumann IPS e.max dayanaklar

Anatomik IPS e.max dayanakların implant bağlantı özellikleri, tasarımı ve boyutları anatomik titanyum dayanaklar ile uyumludur. Anatomik tasarıma sahip oluşları, klinik uygulamalarda preparasyon gereksinimini en aza indirdiği için önemli bir avantajdır. Çünkü zirkonya dayanakların, aşındırma ve şekillendirme işlemleri firma talimatları doğrultusunda çok dikkatlice yapılmalıdır. Aksi halde zirkonyanın yapısında meydana gelebilecek mikro-çatlaklar dayanak kırıkları gibi komplikasyonlara neden olabilmektedir.

Kuşkusuz IPS e.max dayanakların en önemli üstünlüğü ise sağladıkları estetik avantajdır. Ayrıca biyo-uyumluluk özellikleri de titanyum dayanaklar ile benzerdir.

IPS e.max dayanakların yorulma ve bükülme kuvvetlerine karşı gösterdikleri dayanıklılık CAD/CAM (CARES) ile üretilmiş Straumann Zirkonya dayanaklar ile benzerlik göstermektedir. Literatürde kemik seviyesinde implantlar üzerinde kullanılan CAD/CAM zirkonya dayanaklar için bükülme dayanıklılığı yaklaşık 464 N olarak rapor edilmiştir (168). Ayrıca IPS e.max dayanakların yorulma testleri sonucunda 240 N un üzerinde değerler gösterdiği rapor edilmiştir. IPS e.max zirkonyum oksit materyalinin eğilme dayanıklılık değerleri ise 900 MPa olarak bildirilmektedir.

Starumann IPS e.max dayanakların avantajları aşağıda özetlenmiştir:

Avantajlar;

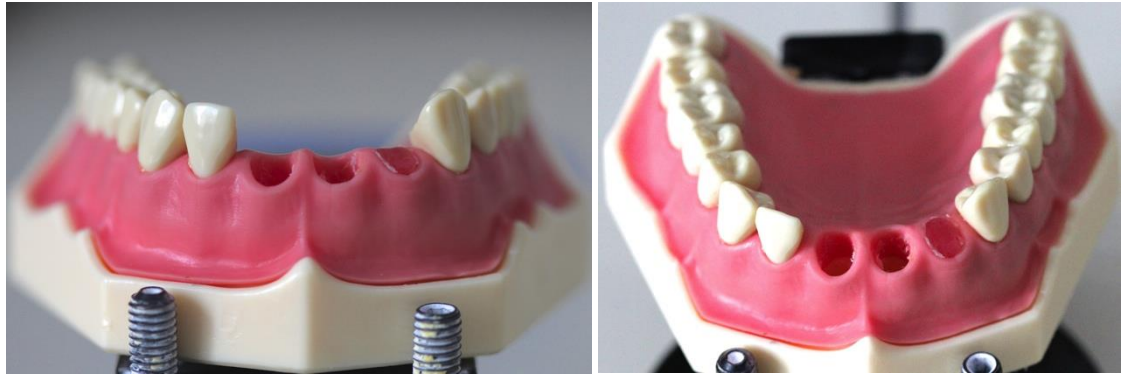
- Yüksek kırılma ve yorulma dayanıklılığı
- Mükemmel implant-dayanak uyumu
- Minimum mikro boşluklar (E.coli bakterisi boyutlarından daha küçük)
- Düşük vida gevşeme olasılığı
- Yüksek biyo-uyumluluk
- Estetik
- Anatomik form

3.3. Örneklerin Hazırlanması

3.3.1. Ana-Model Hazırlığı

Çalışmada kullanılacak örneklerin standardizasyonunu sağlamak amacıyla tüm örnekler klinik senaryoları simüle edecek şekilde hazırlanan ana modellerden duplike edilerek üretildi.

Ana modelleri oluşturmak için 1 adet üst çene Typodont model kullanıldı. Yukarıda sözü geçen klinik senaryoları taklit etmek üzere fantom model modifiye edildi. Sağ ve sol santral keser dişler ve lateral keser diş modelden uzaklaştırıldı. Lateral diş bölgesine dişsiz kret formu verilerek modele edildi (Resim 3.9.A,B).



(A)

(B)

Resim 3.9.(A,B) Klinik senaryolara uygun duruma getirilmiş fantom model

Oluşturulmak istenilen klinik senaryolara göre modifiye edilmiş Typodont modelin; duplikasyon mufası içerisine yerleştirilerek duplikasyon silikonu kullanılarak negatifi elde edildi (Resim 3.10.A).



(A)

(B)

Resim 3.10. (A) Fantom modelin duplikasyon silikonu ile edilmiş negatifi, **(B)** Tip IV sert alçı ile elde edilen ilk model

Tip IV sert alçı kullanılarak birincil model döküldü. Böylece implant yerleştirilecek alanlarda alveoler soket boşluğu olan ilk model elde edilmiş oldu (Resim 3.10.B). Alveoler soket bölgeleri sert modelasyon mumu ile dolduruldu ve implantlar arası 3 mm mesafe kalacak şekilde lokalizasyonları belirlendi (Resim 3.11.A,B).

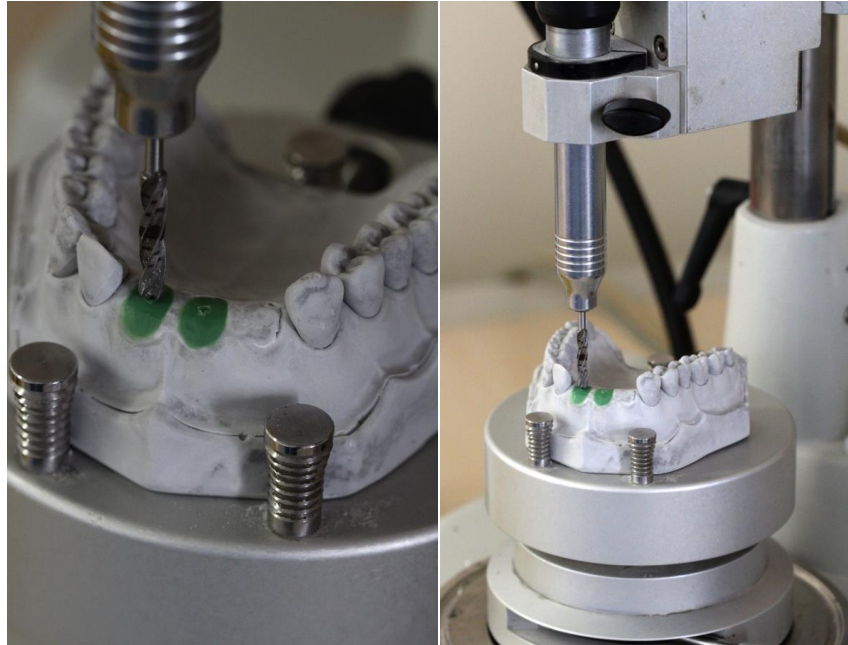


(A)

(B)

Resim 3.11.(A,B) dişsiz bölgelerin modelasyon mumu ile şekillendirilmesi

İmplantların mezio-distal, bukko-lingual ve serviko-insizal yöndeki konumlanmalarının birbirine uygunluğu ve paralelliği oldukça önemli olduğu için yerleştirilecek implantlar için model hazırlığı paralelometre kullanılarak yapıldı (Resim 3.12.A,B).

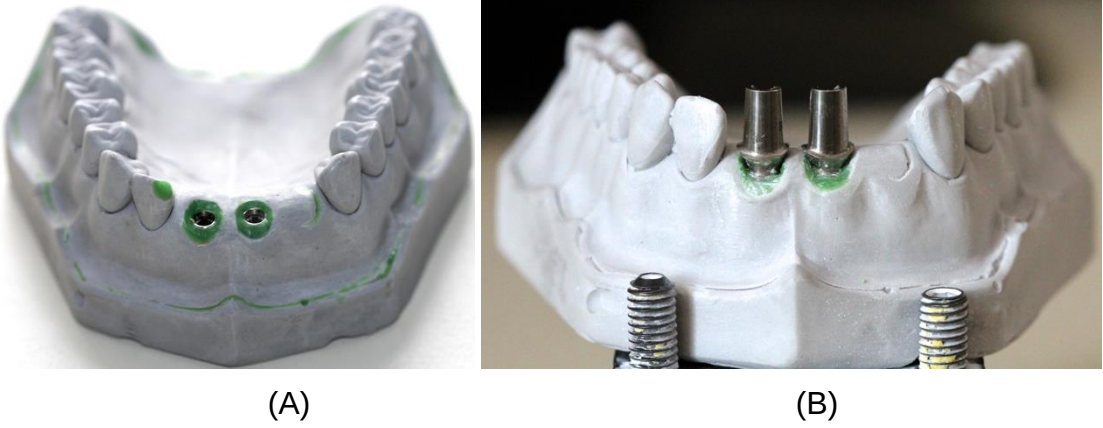


(A)

(B)

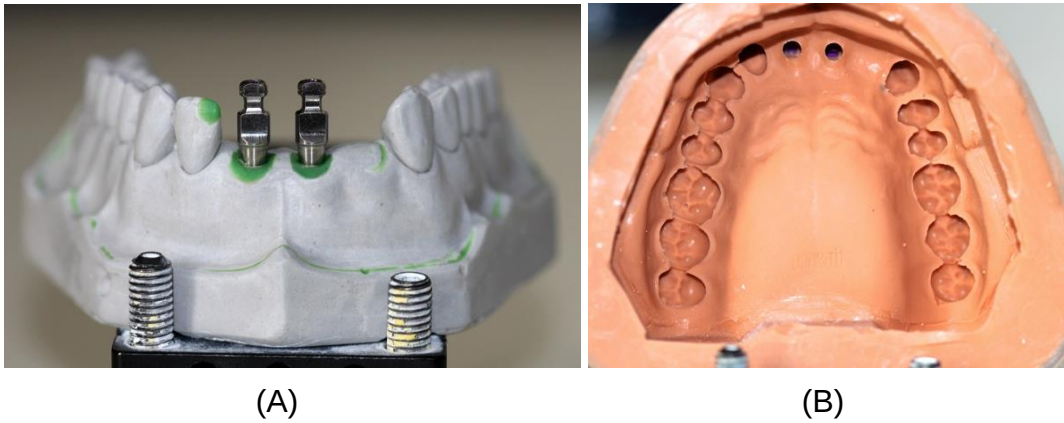
Resim 3.12.(A,B) İmplant analog boşluklarının paralelometre yardımı ile hazırlanması

Modelde komşu dişlerin açılanmaları dikkate alınarak santral keser dişlerin göstermesi gereken açılanmayla, iki santral keser diş bölgesine implant analogları yerleştirildi (Resim 3.13.A). İmplant pozisyon ve açılanmaları implant dayanakları vidalanarak kontrol edildi (Resim 3.13.B).



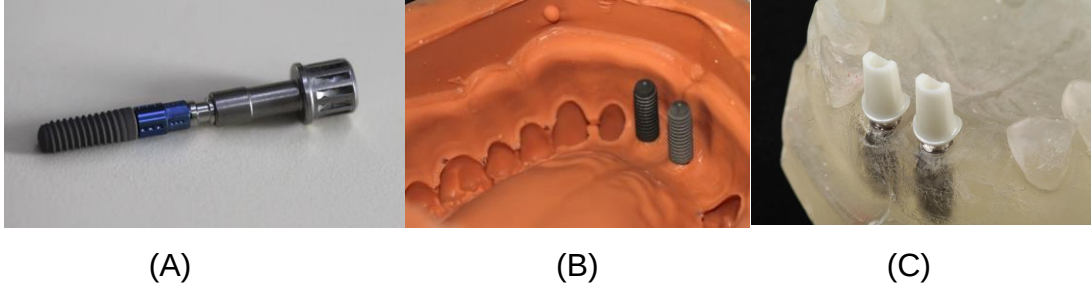
Resim 3.13. (A) İmplant analogları paralelometre ile hazırlanan pozisyonlarda, (B) Analoglar üzerine vidalanan dayanaklar ile açılanma kontrolü

Birincil modelin duplikasyonu yapılarak daha stabil ana modelin üretilmesi için transfer parçaları analoglar üzerine yerleştirilerek bu modelin de negatifi elde edildi (Resim 3.14.A,B).



Resim 3.14.(A) Transfer parçaları analoglara vidalı, (B) Ana model için hazırlanan ölçü

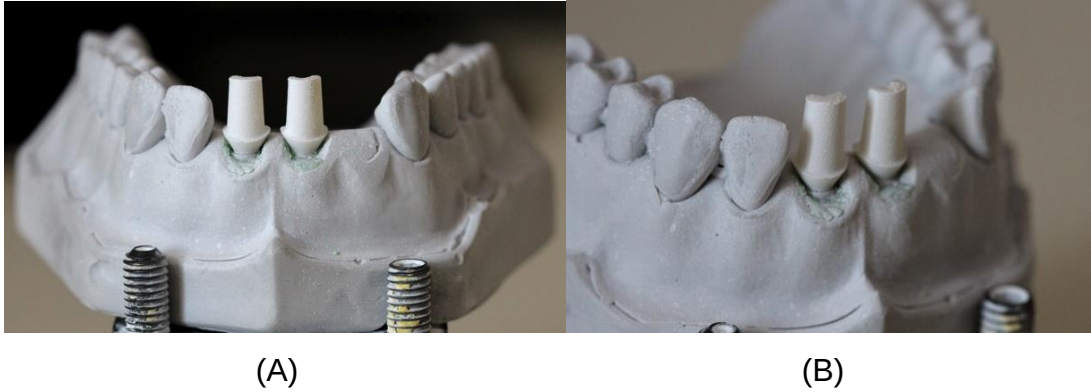
Muflada duplikasyon silikonu içerisine transfer parçalarına bağlı 4.1 çapında ve 12 mm uzunluğunda implantlar yerleştirilerek akrilik resin ana model elde edildi ve bu model daha stabil olduğu için restorasyonların pasif uyumunun değerlendirilmesi için kullanıldı (Resim 3.15.A,B,C).



Resim 3.15. (A) Straumann 4.1 kemik seviyesi implant, (B) İmplantlar ölçü içerisinde, (C) Akrilik rezin ana model

3.3.2. Standart Örneklerin Hazırlanması

Standart örneklerin hazırlanması için alçı model kullanıldı. Santral kesici diş pozisyonundaki implantlara dayanaklar vidalandı ve 35N/cm 'ye kadar tork uygulandı (Resim 3.16.A,B). Net görüntü elde edilebilmesi için titanyum dioksit tozu ile kaplandı.



Resim 3.16. (A,B) IPS e.max dayanaklar analoglar üzerinde, titanyum dioksit tozu ile kaplanması

Model LAVA laboratuvar *scanner* ile tarandı (Resim 3.17.A) ve LAVA laboratuvar *milling* ünitesi ile dayanaklar üzerine pasif uyumlu kantileverlı zirkonya restorasyon üretildi. Bu restorasyonun üretilecek standart örnekler için anahtar görevi görmesi amaçlandı. Restorasyon ana model üzerinde kontrol edildi ve uyumlu olduğundan emin olundu.



(A)

(B)

Resim 3.17. (A) Modele vidalanan dayanaklar zirkonya restorasyonun üretilmesi için taranması, (B) Üretilen restorasyon, analoglara vidalanan dayanaklara geçici olarak simante edilmesi

Örneklerin çiğneme simülatörü hücrelerine stabil ve aynı pozisyonda yerleştirilebilmesi için standart poliüretan örnek kalıpları kullanıldı (Resim 3.18.).



Resim 3.18. Çiğneme simülatörüne örneklerin yerleştirilebilmesi için kullanılan poliüretan kalıplar

Restorasyon içerisine analoglara vidalanmış dayanaklar geçici olarak simante edildi (Resim 3.17.B). Klinik durumu taklit edecek şekilde restorasyonların 135° açı ile dinamik yüklemeye maruz kalması amacıyla bu açıyla ayarlanmış metal bir plaka kullanıldı. (Resim 3.19.A,B)



(A)

(B)

Resim 3.19. (A,B) 135° açı ile hazırlanan plakaya sabitlenmiş anahtar restorasyon

Metal plakaya sabitlenen restorasyonla kinik durumu taklit edebilmesi için analog boyunları 1mm rezin dışında kalacak şekilde ilk örnek elde edildi, restorasyon çıkarıldı ve dayanaklar söküldü yerlerine implant transfer kopingleri yerleştirildi (Resim 3.20.A). Tutucu kalıba özel hazırlanan poliüretan kalıp ölçü almak için kullanılarak ilk örneğin duplike edilmesi amaçlandı (Resim 3.20.B,C).



(A)

(B)

(C)

Resim 3.20. (A) İlk örnek, (B,C) Tutucu örnek kalıp üzerine tek giriş yolu ile yerleşecek şekilde hazırlanan poliüretan kalıp

Poliüretan kalıp kullanılarak duplikasyon silikonu ile ölçü alındı (Resim 3.21.A,B). Ölçü içerisine transfer kopinglerine vidalanmış implant replikaları yerleştirildi (Resim 3.21.C).



(A)

(B)

(C)

Resim 3.21. (A) Poliüretan kalıp ile duplikasyon için ölçü alınması, (B,C) transfer kopingleri ile implantlar replikaları ölçü içerisinde

Örnek tutucular içerisine implantları sabitleyebilmek amacıyla Technovit 4071 tercih edildi (Resim 3.22.) Materyalin teknik özellikleri aşağıda belirtilmektedir.



Resim 3.22. Technovit 4071

Technovit 4071 Özellikleri

Technovit 4071, yüksek oranda çapraz bağlanmış metil metakrilat içerikli, toz ve likit olmak üzere iki komponentten oluşan hızlı polimerize olan bir endüstriyel bir rezindir. Transparan yeşil renktedir ve transparan özelliği nedeniyle içerisine gömülen örneklerin görsel kontrolü mümkündür.

Kullanım özellikleri;

- Kolay dökülebilir ve akışkandır
- Polimerizasyon süresi kısadır
- İstenilen vizkoziteye göre karıştırma oranları 1:1 ila 3:1 arasında değiştirilebilir. Firma tarafından önerilen karıştırma oranları 2:1 olarak belirtilmektedir. Karıştırma oranları ile rezinin elastisitesi de modifiye edilebilmektedir.
- Polimerizasyon sırasında çok düşük düzeyde büzülme göstermektedir.

Teknik Özellikler;

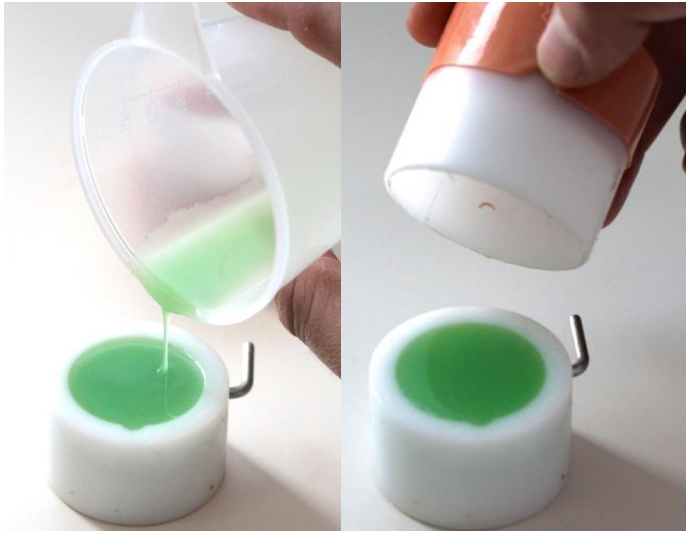
- Çalışma süresi: 1-2 dk.
- 22⁰ C de polimerizasyon süresi: 4dk.
- Uygulanabilecek maksimum sıcaklık: 105⁰C
- Çözünürlüğü: Yok
- Kompresyon dayanıklılığı: 100-120 N/mm²
- Bükülme dayanıklılığı: 94 N/mm²
- Hacimsel büzülme oranı (%): 5.8
- Linear büzülme oranı (%): 1.93
- Elastik Modülü: 2500-2600

Ayrıca 15-25 GPa arasında değişkenlik gösteren kemik elastisite modülüne ve dinamik yükleme gereksinimlerine uygun özellikler göstermektedir. Ayrıca elastisite modülü özellikleri ISO tarafından belirlenmiş yorulma testi için gerekli normlara uygundur. Çiğneme simülatöründe uygulanacak kuvvetler altında herhangi bir deformasyona uğramamaktadır ve termal döngü işlemlerinden etkilenmemektedir.

Çalışmada Technovit 4071 rezin 2:1 oranına karıştırılarak kullanıldı. Karıştırma işlemi firma önerileri doğrultusunda plastik kaplar içerisinde ahşap spatüller kullanılarak yapıldı (Resim 3.23.A). Resin örnek kalıpları içerisine dökülmeden önce kalıplar vazelin ile izole edildi. Homojen olarak karıştırma işlemi sonrası resin örnek kalıplar içerisine hava kabarcıklarını önlemek amacıyla vibrasyon eşliğinde döküldü (Resim 3.23.B).



(A)



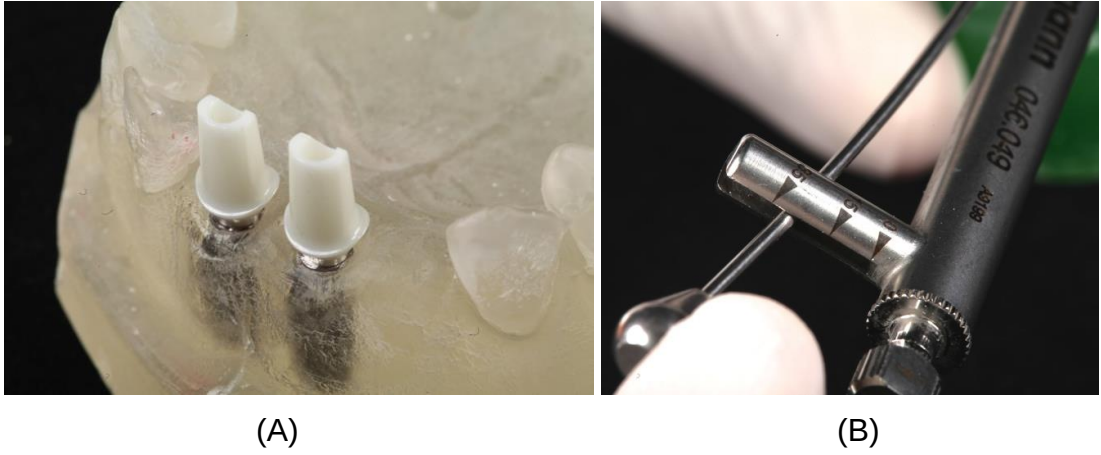
(B,C)

Resim 3.23. (A) Techovit 4071 karıştırılması, (B) örnek kalıplar içerisine dökülmesi, (C) Ölçünün üzerine kapatılması

Transfer kopinglerine vidalanan implant replikaları ölçü içerisine yerleştirildi ve kalıp üzerine kapatıldı. Polimerizasyon süreci tamamlanıncaya kadar hareket ettirilmeden beklendi (Resim 3.23.C). Sonrasında ölçü kalıbı çıkarıldı ve implant replika pozisyonları üzerlerine dayanaklar vidalanarak zirkonya restorasyon ile kontrol edildi. Bu işlem 32 örnek için tekrarlandı.

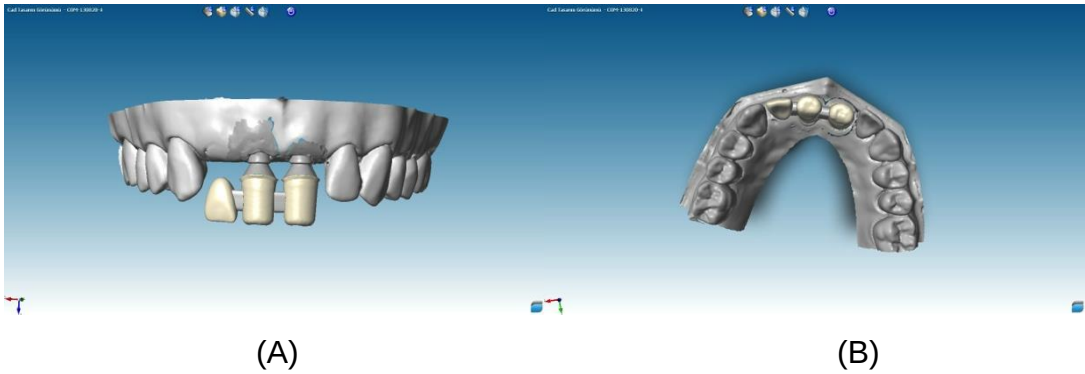
3.4. Restorasyonların Üretilmesi

Ana model üzerine sırayla tek ve çift olmak üzere Titanyum ve IPS e.max dayanaklar vidalandıktan sonra dayanaklar 35 N/cm'ye kadar tork uygulandı (Resim 3.24.A). Vida açıklıkları dental mum ile kapatılarak düz bir yüzey haline getirildi. Nitelikli optik ölçü alınabilmesi için yüzeyler Titanyum dioksit tozu ile kaplandı



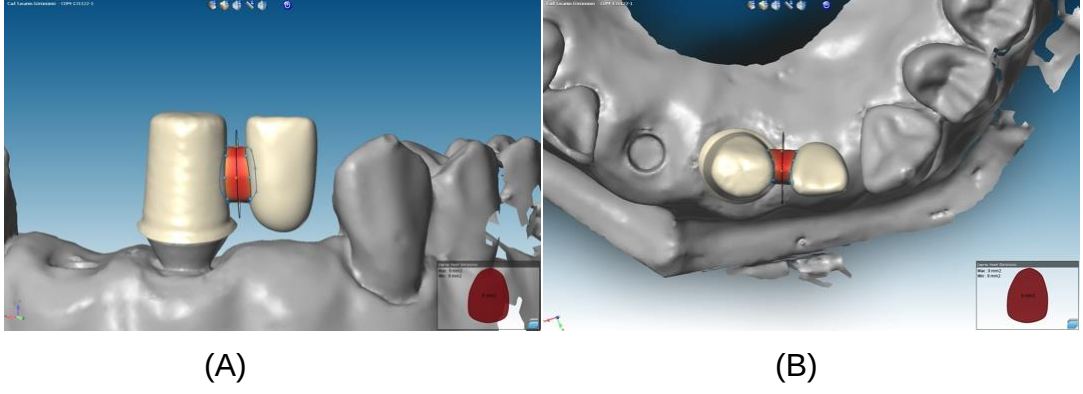
Resim 3.24. (A) Dayanaklar ana model üzerinde vidalı, **(B)** dayanaklar 35 N/cm'ye torklama

LAVA CAD/CAM Laboratuvar Tarayıcı ile her grup için ayrı olmak üzere 4 farklı tarama yapıldı. Tarama sonuçları Dental Wings Software ile iki ve üç üyeli lateral keser diş bölgesinde kantilever uzantılı restorasyonlar tasarlandı (Resim 3.25.A,B).



Resim 3.25. (A,B) Restorasyon tasarım görüntüleri

Kantilever uzantıları 6mm, restorasyon duvar kalınlığı 0.5 mm ve konnektör alanı 9mm² olan ve 100µm siman aralıklı altyapılar tasarlandı (Resim 3.26.A,B)



Resim 3.26. (A,B) Restorasyon tasarım parametreleri

Özellikle kantilever uzantılarının olmak üzere, restorasyonların tüm elemanlarının standart olması dinamik ve statik yükleme sırasında uygulanan kuvvetlerin standart dağılımı açısından oldukça önemli olduğundan tüm restorasyon altyapılarının üretiminde aynı tasarım parametreleri kullanıldı.

Restorasyonlar için metal kopingler lazer sinterleme yöntemi ile Cr-Co alaşımından üretildi ve standart duvar kalınlığının değişmemesi için sadece basamak bölgelerine uyumlama yapılarak bitirildi.

Restorasyon altyapı materyali olarak Cr-Co seçilmesinin nedeni; tek ve iki implant destekli ve kantilever uzantılı restorasyon sistemlerinde, restorasyonun kendisinin başarısızlığı olasılığını ortadan kaldırarak dayanak materyalinin kırılma dayanıklılığına etkisinin saptanabilmesidir.

3.5. Simantasyon

Restorasyonların örneklere simantasyonu *dual-cure* rezin siman kullanılarak yapıldı. Resin simanlar kompresif streslere dayanıklılığı ve oral kavitede karşı karşıya geldikleri doğal çevresel etkenlere dayanıklılıkları nedeniyle metal, metal alaşımları, kompozit veya tam seramik restorasyonlar gibi geniş bir yelpazede kullanım alanına sahiptir. Bu çalışmada restorasyonların simantasyonu için Multilink N rezin siman kullanıldı.

Multilink N:

Multilink N *self-curing, self-etching* yapıştırıcı kompozit sistemi olup hemen hemen her tip restorasyonun simantasyonunda kullanılabilir. Yüksek mekanik dayanıklılık özellikleri göstermektedir. Şırıngalı sistemle kolay uygulanabilir bir yapıda ve krem kıvamında bir simandır. İki fazlı primer sistemi ile birlikte kullanılmakta olup ayrıca Metal/Zirkonya primeri ile metal restorasyonların simantasyonunda da uygulanabilmektedir (Resim 3.27).

Kullanım Alanları:

- Kron
- Köprü
- İnlay
- Onlay
- Kanal Postları simantasyonu

Simante edilebilecek materyaller:

- Metal (altın, titanyum)
- Metal seramik restorasyonlar
- Tam-seramik restorasyonlar (Silika, zirkonyum oksit, alüminyum oksit, vb.)
- Resin ve kompozit restorasyonlar

Self-Curing İçin Teknik Özellikler:

- Çalışma süresi (37°C): 3-4 dk.
- Sertleşme süresi: 7-9 dk.
- Film kalınlığı: <20 µm
- Su emilimi (7 günde): <25 µm
- Bükülme dayanıklılığı: 70 MPa
- Elastik Modülü: 3250 MPa
- Kompresif dayanıklılığı: 240 MPa
- Kesme bağlantı (Shear Bond) dayanıklılığı: 18 MPa

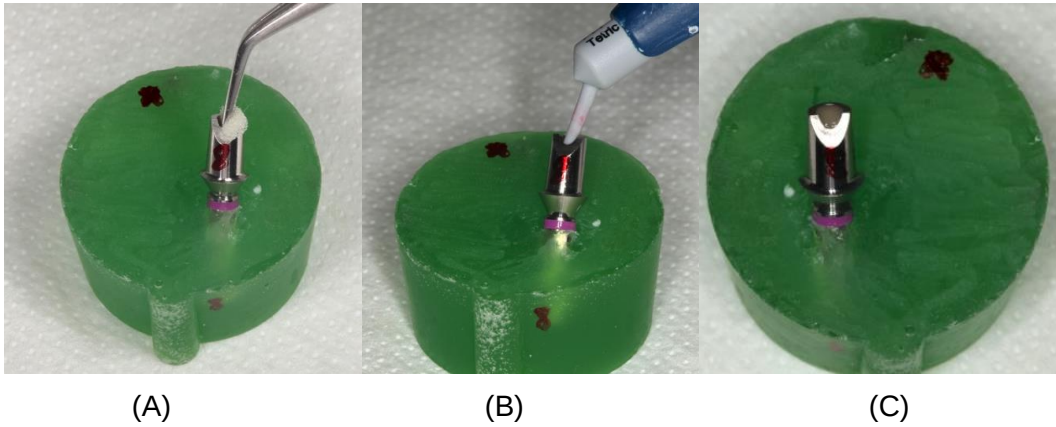
Metal/Zirkonya Primeri

Zirkonyum oksit ve birçok metal hidroflorik asit jeli ile pürüzlendirilememektedir. Bu durumda retansiyon abraziv alüminyum oksit kumlama ile (<1 bar) arttırılabilmektedir. Zirkonya ve metal yüzeylerine fosforik asit uygulanması ile yüzeyler aktif hale getirilebilmektedir. Primer içeriğindeki aktif metakrilat polimerleri de fosforik asit grupları içermektedir. Böylece primerin uygulanması ile zirkonya/metal yüzeyi ile siman arasında kimyasal bağlantılı mümkün olmaktadır. Bu bağlantının termal döngü işlemlerine dayanabilecek özellikte olduğu gösterilmiştir.



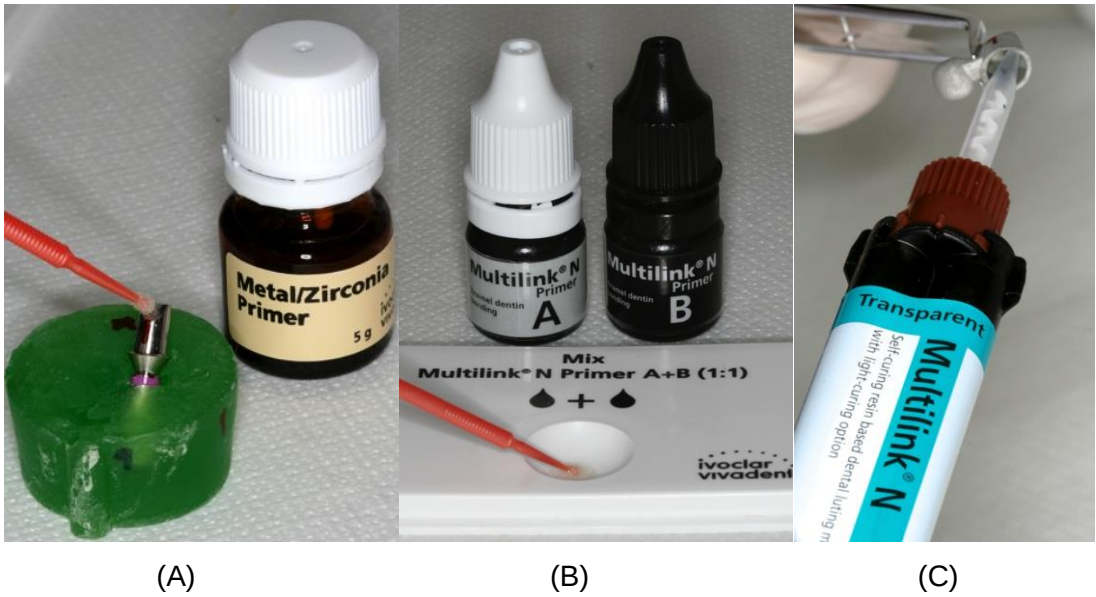
Resim 3.27. Metal/Zirkonya Primeri

Hazırlanan örnekler üzerine Titanyum ve IPS E.max dayanaklar vidalandı ve 35 N/cm'ye kadar torklandı. IPS e.max dayanak yüzeyleri Al_2O_3 ile 0.5 barda kumlandı. Basıncılı su ile yıkanıp kurutulan dayanakların vida açıklıkları önce pamuk sonra da ışınlı sertleşen kompozit dolgu materyali ile kapatıldı ve düzgün bir yüzey oluşturacak biçimde şekillendirildi.(Resim 3.28.A,B,C)



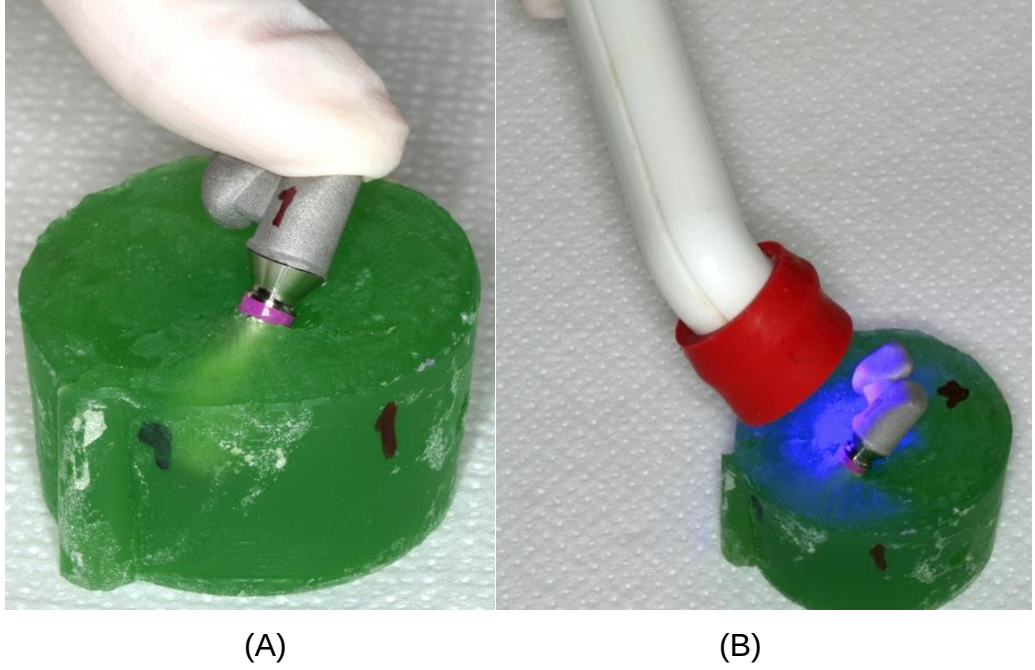
Resim 3.28. (A,B,C) Simantasyon aşamaları

Restorasyonların iç Yüzeyleri 120µluk Al_2O_3 partikülleri 0.9 barda pürüzlendirildi. Daha sonra metal/zirkonya primeri uygulandı (Resim 3.29.A) ardından bonding uygulandı (Resim 3.29.B)



Resim 3.29. (A,B,C) Simantasyon aşamaları

Restorasyonların iç yüzeylerine yeterli miktarda rezin siman uygulandıktan (Resim 3.29.C) sonra restorasyonlar parmak basıncı (Resim 3.30.A) ile örnekler üzerine yerleştirildi ve ardından 5sn süre ile primer ışınlamayı takiben artık siman temizlendi. 5 kg'lık statik yük altında simanın 7-9 dk.'lık *self-curing* süresi beklendi.



Resim 3.30. (A,B,C) Simantasyon aşamaları

Simantasyonun ardından örnekler test edilmeleri öncesinde en az 24 saat süre ile oda sıcaklığında distile suda bekletildi.

3.6. Dinamik Yükleme

Araştırmamızda dört gruba ait toplam 32 örnek, dual akslı çiğneme simülatörü ile dinamik olarak yüklendi. Deneyler Freiburg Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protez Bölüm Laboratuvarlarında gerçekleştirildi.

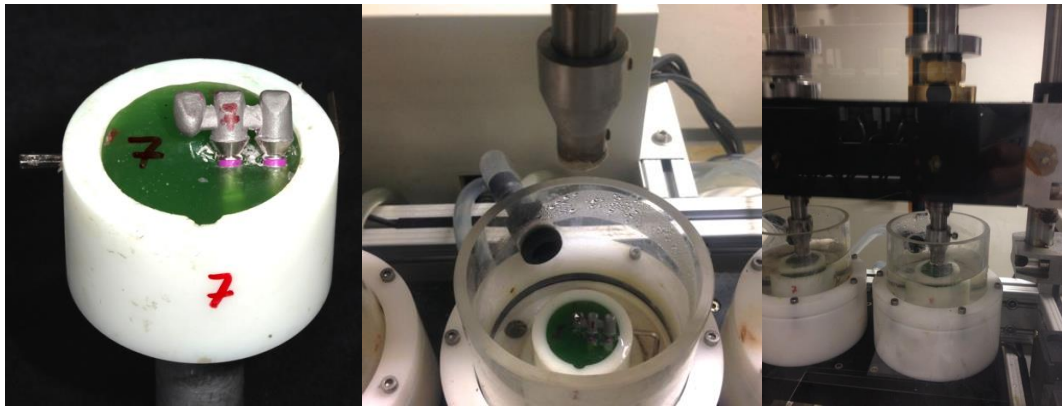


(A)

(B)

Resim 3.31. (A,B) Willytec çiğneme simülatörü

Dual Akslı Çiğneme Simülatörü, bilgisayar ile kontrol edilen, 5°C ile 55°C arasında ısısal değişiklikler ile termal döngü yapabilen, hem yatay hem de dikey yönde kuvvet uygulayarak çene hareketlerini taklit eden bir alettir. Simülatörün test ünitesinde 8 adet örnek tutucu hücre bulunmaktadır. Bu ünitelere uyumlu plastik kalıplar, üniteye vidalanarak sabitlenebilmektedir (Resim 3.32.A,B).



(A)

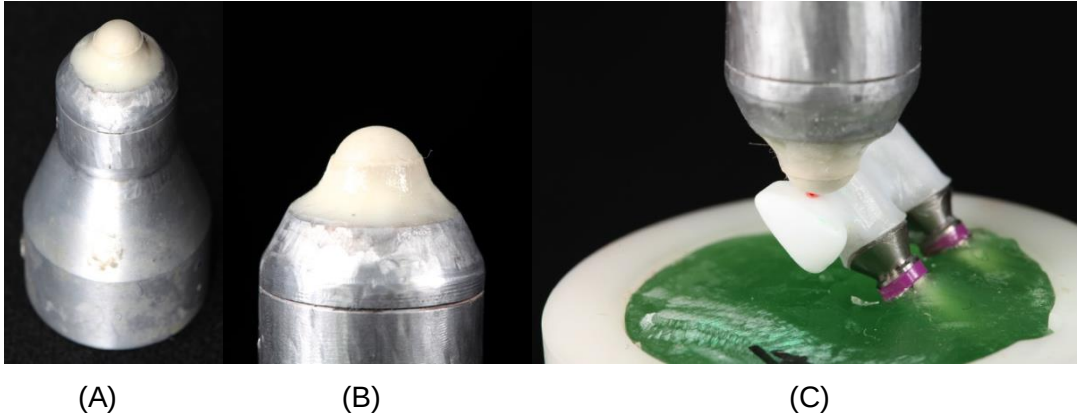
(B)

(C)

Resim 3.32. (A) Çiğneme simülatörüne bağlanmaya hazır örnek, (B) Simülatör içerisine vidalanarak bağlanan örnek, (C) Simülatör sıfır noktası için kalibre edilirken

Böylelikle özel plastik kalıplarda akrilik rezine gömülü örnekler cihaza ideal pozisyonda yerleştirildi. Her bir örneğin kuvveti karşılayacak bölgesi ayarlanarak referans noktası bu şekilde kalibre edildi. (Resim 3.32.C).

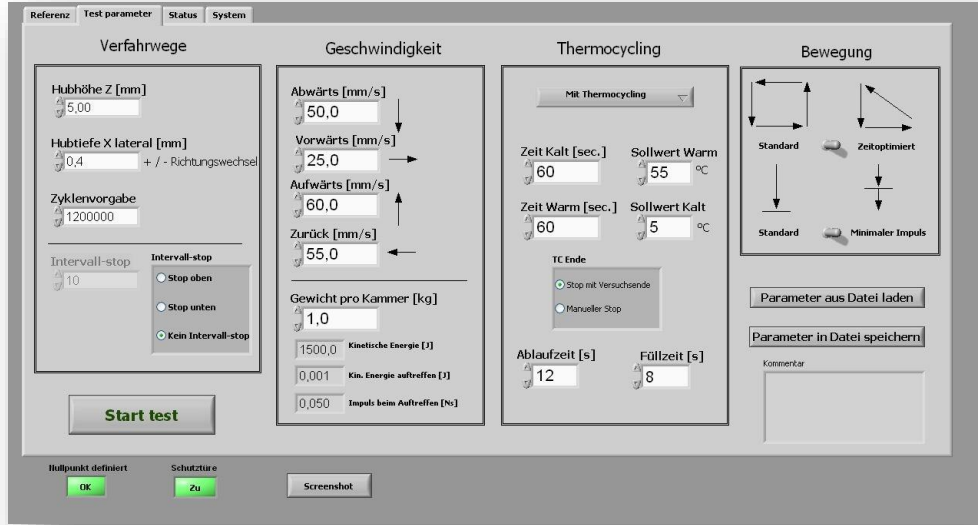
Antagonist olarak diş minesinin fiziksel özelliklerine ve aşınma karakteristiklerine benzer 6mm çapında *steatite* seramik topar dinamik yükleme sırasında karşıt dişi simüle etmek üzere kullanıldı (Resim 3.33.A,B). Tüm örnekler ağız ortamında santral ve lateral kesici dişlerin okluzal kuvvetleri karşılama özelliklerini simüle etmek amacıyla 135° açı ile yüklendi (Resim 3.33.C).



Resim 3.33. (A) iğneme simülatörünün uygulayıcı ucu, (B) uygulayıcı uca uygun teknik özelliklere sahip kimyasal olarak polimerize olan kompozit ile bağlanmış *steatite*, (C) 135°açı ile kantilever bölgesine kuvvet uygulanması

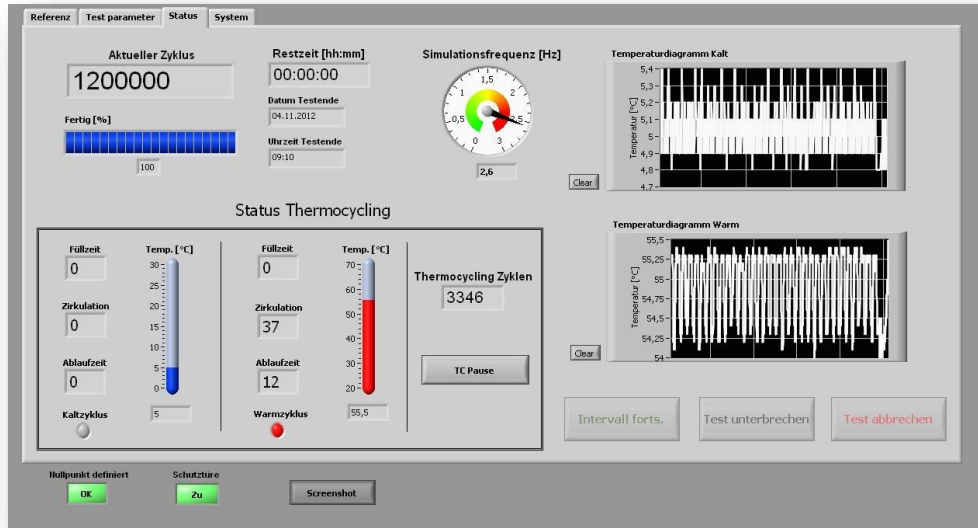
Kuvvetin uygulanacağı nokta restorasyonun kantilever uzantısında insizal kenardan 3 mm servikalde olacak şekilde ayarlandı ve cihaz bu noktayı sıfır noktası kabul edecek şekilde kalibre edildi (Resim 3.33.C). Örneklerin tamamı hazırlanan ilk örnekten duplike edilerek üretildiği için kuvvet uygulanan noktanın horizontal düzlemdeki lokalizasyonu tüm örneklerde standarttı.

Simüle edilen çiğneme döngüsü, test sırasında kuvvetlerin döngüsel olarak oluşturulabilmesi amacıyla bilgisayar tarafından kontrol edildi. 1.3 Hz'lik çiğneme frekansı, rapor edilen 0.6-1.1 sn.cycle⁻¹'lik fizyolojik sınırlar içerisindeydir. 49 N'luk yükleme anterior bölgedeki normal kuvvetleri yansıtmaktadır. Ağız ortamındaki ısısal değışiklikleri yansıtabilmek için, örnekler test sırasında 60 saniyelik döngüler halinde 5°C den 55°C ye yükselen , ısıl değışikliklere maruz bırakıldı (Resim 3.34).



Resim 3.34. Çiğneme simülatörü parametreleri

Yaklaşık 1.200.000 adet döngü 5 yıllık kullanıma eşdeğer olduğundan, her bir örnek 1.200.000 döngüye maruz bırakıldı. Bu da her bir örnek grubu için yaklaşık 10 günlük deney süresine karşılık gelmektedir.(Resim 3.35)



Resim 3.35. Çiğneme simülatörü parametreleri

Dinamik yükleme sonrasında hiçbir örnekte başarısızlık veya kırılma gözlenmedi ve tüm örnekler statik yükleme uygulanıncaya kadar distile su içerisinde bekletildi.

3.7. Kırılma Dayanıklılığı Testi

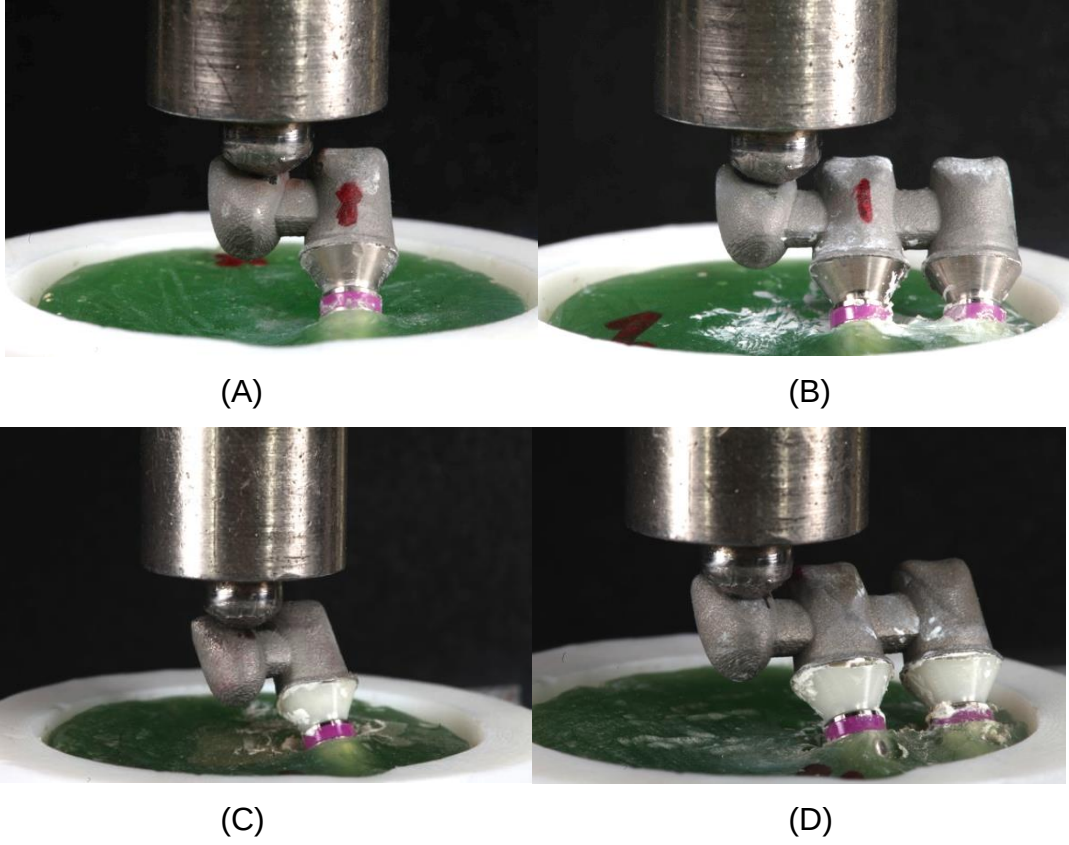
Kırılma dayanıklılığı, statik bir yük altında bir maddenin gösterdiği dayanıklılığı tanımlanmaktadır ve tüm stres tiplerinin kollektif tanımını kapsamaktadır.

Maksimum kırılma dayanıklılığı testi Freiburg Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protez Bölüm Laboratuvarlarında gerçekleştirildi. Lloyd Universal Test Cihazı kullanıldı (Resim 3.36).



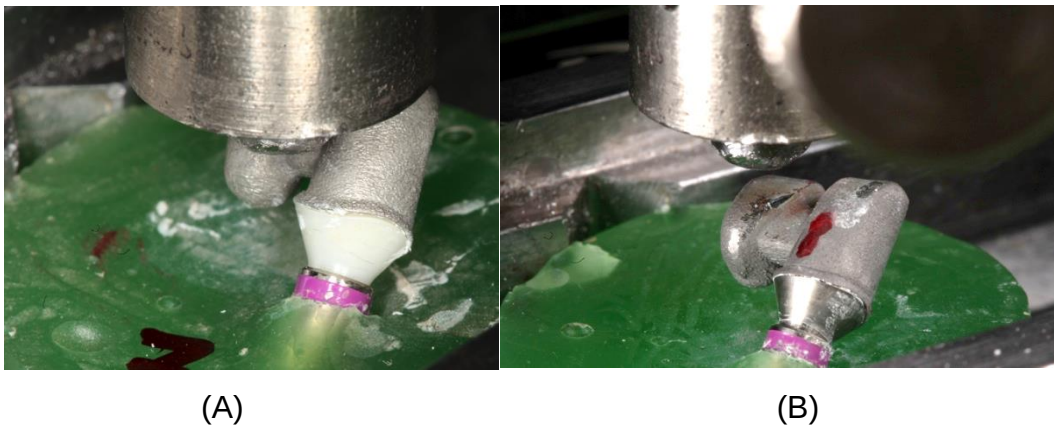
Resim 3.36. Universal test cihazı

Yarım daire şeklinde metal uç her bir örnekte statik yükleme dinamik yükleme yapılan bölgeye lokalize olacak şekilde konumlandırıldı. Örnekler ilk başarısızlık ve kırılma anına kadar 1mm/dk. *cross-head* hız ile horizontal düzlem ile 135° açılı yükleme yapıldı. (Resim 3.37.A,B,C,D) Restorasyon ile metal uygulama ucu arasına kuvvetlerin homojen olarak dağılımını sağlamak amacıyla 1mm kalınlığında kalay foli yerleştirildi.



Resim 3.37.(A,B,C,D) Kırılma testi

Kırılma veya başarısızlık anına kadar kuvvet uygulandı (Resim 3.38.A,B). Uygulanan kuvvetler her bir örnek için x-t eksenlerinde grafik olarak incelendi ve grafik çizgisindeki ilk kayma başarısızlık olarak değerlendirildi. Başarısızlık anındaki kuvvet N cinsinden kaydedildi.



Resim 3.38.(A,B) Kırılma testi sonrası

3.8. Stereomikroskop ile Kırık Değerlendirmesi

Kırılma testi sonrası örneklerin başarısızlık tiplerinin değerlendirilebilmesi için ışık mikroskopu ile inceleme yapıldı. Katastrofik başarısızlığa uğramayan ancak majör çatlak veya eğilme meydana gelen örnekler tespit edildi ve kırık analizi yapıldı.

3.9. İstatistiksel Analiz

Araştırmada dinamik yükleme ile 5 yıllık klinik kullanıma maruz bırakılan tek ve çift implantlı Ti ve Zr dayanaklar ile desteklenen kantileverlı restorasyonlarda, Ti ve Zr dayanakların bu farklı klinik durumlarda gösterdikleri maksimum kırılma dayanıklılıklarının karşılaştırılması için İki Etkenli Varyans Analizi (Two Way ANOVA) ve ikili gruplar arası farkın anlamlılığının test edilmesi için de Tukey testi uygulandı. *P* değeri 0.05 olarak belirlendi.

İstatistiksel analizler SPSS yazılımı kullanılarak Hacettepe Üniversitesi, Biyoistatistik Anabilim Dalında gerçekleştirildi.

4. BULGULAR

Çalışmamızda estetik bölgede birden fazla diş eksikliği durumunda meziodistal mesafede ki darlık, yetersiz kemik varlığı veya ekonomik nedenler gibi kısıtlayıcı faktörlerin söz konusu olduğu durumlarda tercih edilebilecek tedavi protokollerinden biri olan kantilever uzantılı implant destekli restorasyonların kullanımını gerektirecek klinik senaryolar simüle edildi.

Estetik gereksinimler nedeniyle diş renginde dayanak kullanımının tek veya çift implant destekli restorasyonlarda Titanyum dayanaklar ile desteklenen restorasyon sistemlerine göre klinik güvenilirliğinin test edilmesi için çiğneme simülatörü kullanılarak 5 yıllık klinik kullanıma eşdeğer yorulmaya maruz bırakılmasının ardından örnekler maksimum kırılma dayanıklılığı için test edildi.

Elde edilen değerler ile hem titanyum veya zirkonya dayanakların bu tip restorasyonların kullanımında güvenilirlikleri, hem de tek veya çift implant ile desteklenmelerinin dayanıklılığa etkisini olup olmadığı araştırıldı.

4.1. Dinamik Yükleme Test Sonuçları

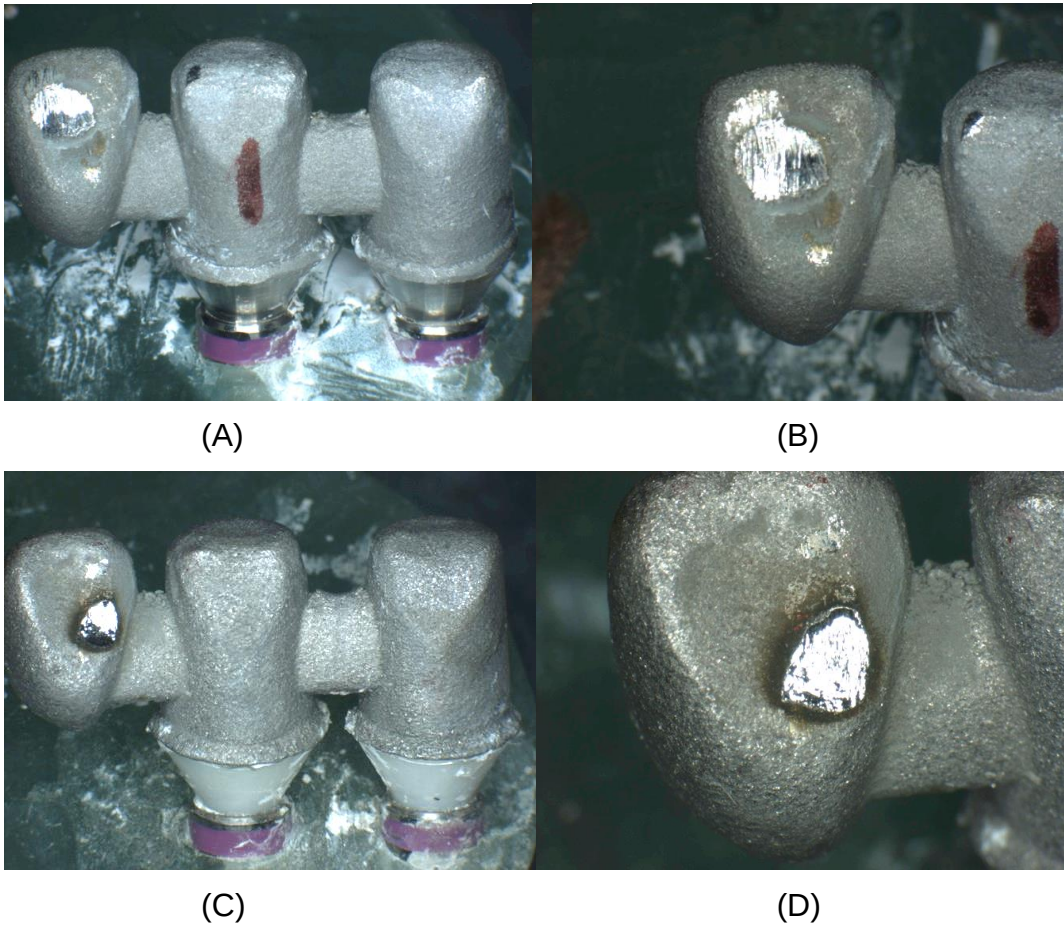
Çiğneme simülatöründe test edilen örnekler beş yıllık klinik kullanıma eşdeğer olacak şekilde 1.200.000 lateral-vertikal yönde kuvvetlere ve termal döngüye maruz bırakıldı.

Dinamik yükleme tüm örneklerde kantilever bölgesinden ve eşit uzaklıkta olacak şekilde uygulandı. Her grup 10 gün süre ile teste tabi tutuldu ve bu süre sonunda hiçbir örnekte ;

- Vida kırığı,
- Vida gevşemesi
- Dayanak kırığı, görünür deformasyon
- Restorasyon başarısızlığı, desimantasyon, görünür deformasyon
- İmplant replika kırığı, görünür eğilme veya bükülme
- Akrilik rezinde kırılma, çatlama veya deformasyon

- Antagonist *steatite* başarısızlığı gibi teknik veya mekanik komplikasyon gözlenmedi.

Örneklerin tamamının 5 yıllık klinik kullanıma eşdeğer yorulma sonrasında hayatta kalım oranı %100 olarak tespit edildi. Restorasyonlarda meydana gelen tek değişiklik dinamik yükleme sırasında kuvvet uygulanan kantilever bölgesinde belirgin şekilde aşınmaydı (Resim 4.1.A,B,C,D).



Resim 4.1. (A,B,C,D) Örneklerin yapay ağız ortamına maruz bırakılması sonucu, yükleme yapılan bölgelerindeki aşınmaların stereomikroskop görüntüleri (A,C X50; B,C X200)

4.2. Maksimum Kırılma Dayanıklılık Testi Bulguları

Tek implant destekli ve titanyum dayanaklı (Ti-I), tek implant destekli IPS e.max dayanaklı (Zr-I), iki implant destekli ve titanyum dayanaklı (Ti-II) ve iki implant destekli IPS e.max dayanaklı (Zr-II) grupların N cinsinden maksimum kırılma dayanıklılık değerleri Tablo 4.1. ve 4.2. de gösterilmektedir

Tablo 4.1. Titanyum dayanak kullanılan örneklerin kırılma dayanıklılık değerleri

<u>GRUP</u>	<u>ÖRNEK NO</u>	<u>F_{MAX}/N</u>
<u>1 İMPLANT</u> <u>TİTANYUM DAYANAK</u>	Ti-I/1	565
	Ti-I/2	546
	Ti-I/3	561
	Ti-I/4	650
	Ti-I/5	609
	Ti-I/6	615
	Ti-I/7	602
<u>2 İMPLANT</u> <u>TİTANYUM DAYANAK</u>	Ti-I/8	660
	Ti-II/1	657
	Ti-II/2	720
	Ti-II/3	613
	Ti-II/4	616
	Ti-II/5	721
	Ti-II/6	657
	Ti-II/7	690
	Ti-II/8	667

Tablo 4.2. Zirkonya dayanak kullanılan örneklerin kırılma dayanıklılık değerleri.

<u>GRUP</u>	<u>ÖRNEK NO</u>	<u>F_{MAX}/N</u>
<u>1 İMPLANT</u> <u>ZİRKONYA DAYANAK</u>	Zr-I/1	227
	Zr-I/2	261
	Zr-I/3	260
	Zr-I/4	222
	Zr-I/5	237
	Zr-I/6	213
	Zr-I/7	203
	Zr-I/8	185
<u>2 İMPLANT</u> <u>ZİRKONYA DAYANAK</u>	Zr-II/1	549
	Zr-II/2	553
	Zr-II/3	442
	Zr-II/4	437
	Zr-II/5	673
	Zr-II/6	560
	Zr-II/7	558
	Zr-II/8	637

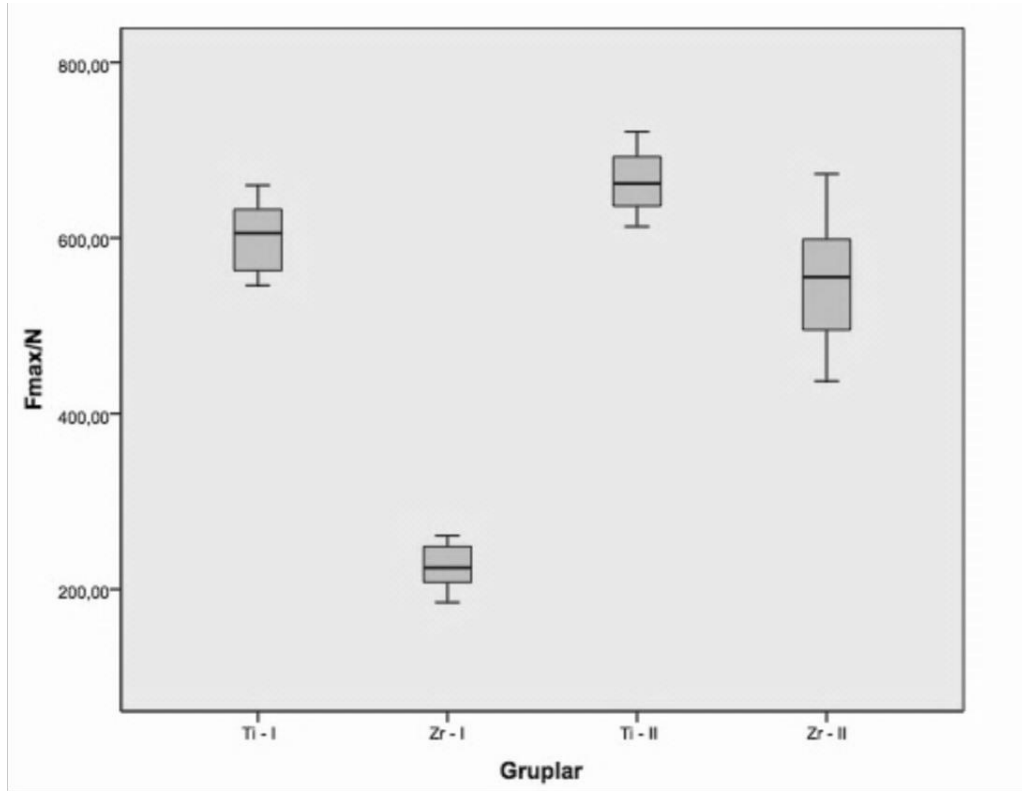
Tüm örnekler içerisinde en düşük F_{max} değeri Zr-I grubuna ait bir örnekte gözlenmiş olup değeri 185 N 'dur. En yüksek değer ise Ti-II grubu örneklerinden birine aitti ve değeri 721 N olarak tespit edildi.

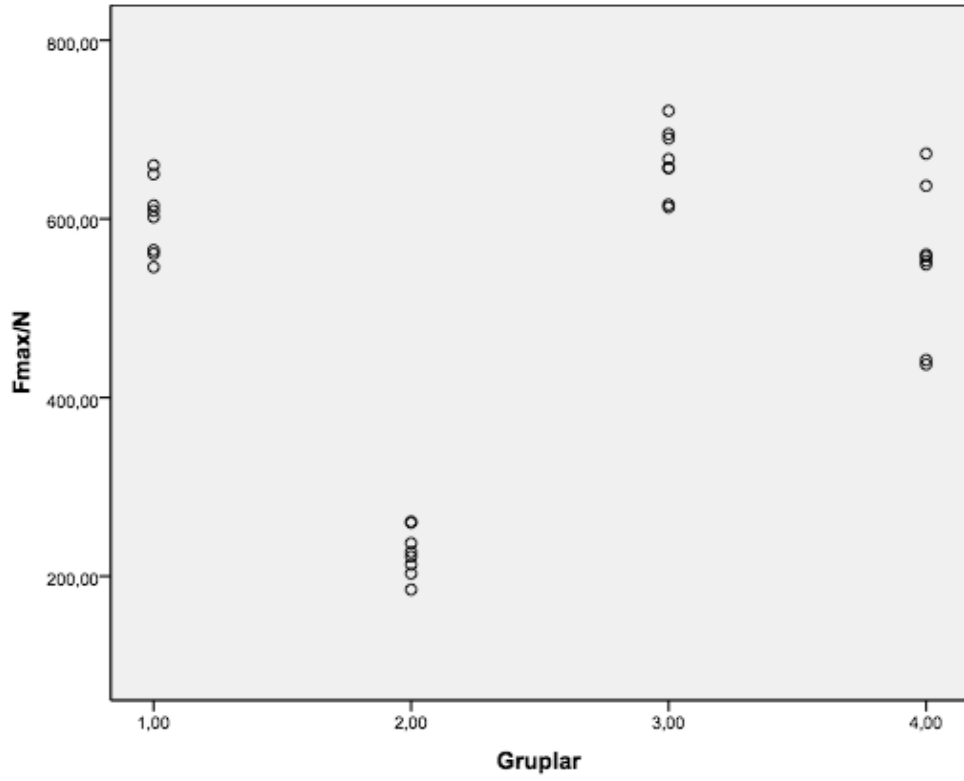
Tek implant destekli ve titanyum dayanakların kullanıldığı Cr-Co restorasyonlu örnek grubu için (Ti-I) ortalama F_{max} değeri 601 N bulundu. Bu değer iki implant destekli titanyum dayanakların kullanıldığı Cr-Co restorasyonlu örnekler (Ti-II) için ise 664 N'dur. (Tablo 4.3.) Tek implant destekli ve IPS e.max dayanakların kullanıldığı Cr-Co restorasyonlu örnekler (Zr-I) için ortalama F_{max} değeri 226 N bulunmuştur. Bu değer iki implant destekli ve IPS e.max dayanakların kullanıldığı Cr-Co restorasyonlu örnekler (Zr-II) için ise 551 N olarak tespit edildi.(Tablo 4.3.)

Tablo 4.3. Grup içi ortalama kırılma dayanıklılığı değerleri (N cinsinden)

GRUP	MINİMUM	ORTALAMA	MAKSİMUM	SS
Ti-I	546	601	660	41,51
Ti-II	613	664,5	721	37,59
Zr-I	185	226	261	26,45
Zr-II	437	551,12	673	82,19

Gruplara ait F_{max} değerleri ve bu değerlerin dağılımı Grafik 4.1. ve Grafik 4.2. de gösterilmektedir.

**Grafik 4.1.** Grupların Fmax değerleri için kutu-çizgi grafiği



Grafik 4.2. Gruplara ait örnekler için Fmax değerleri dağılımını gösteren saçılım grafiği. (1: Ti-I, 2: Zr-I, 3: Ti-II, 4: Zr-II)

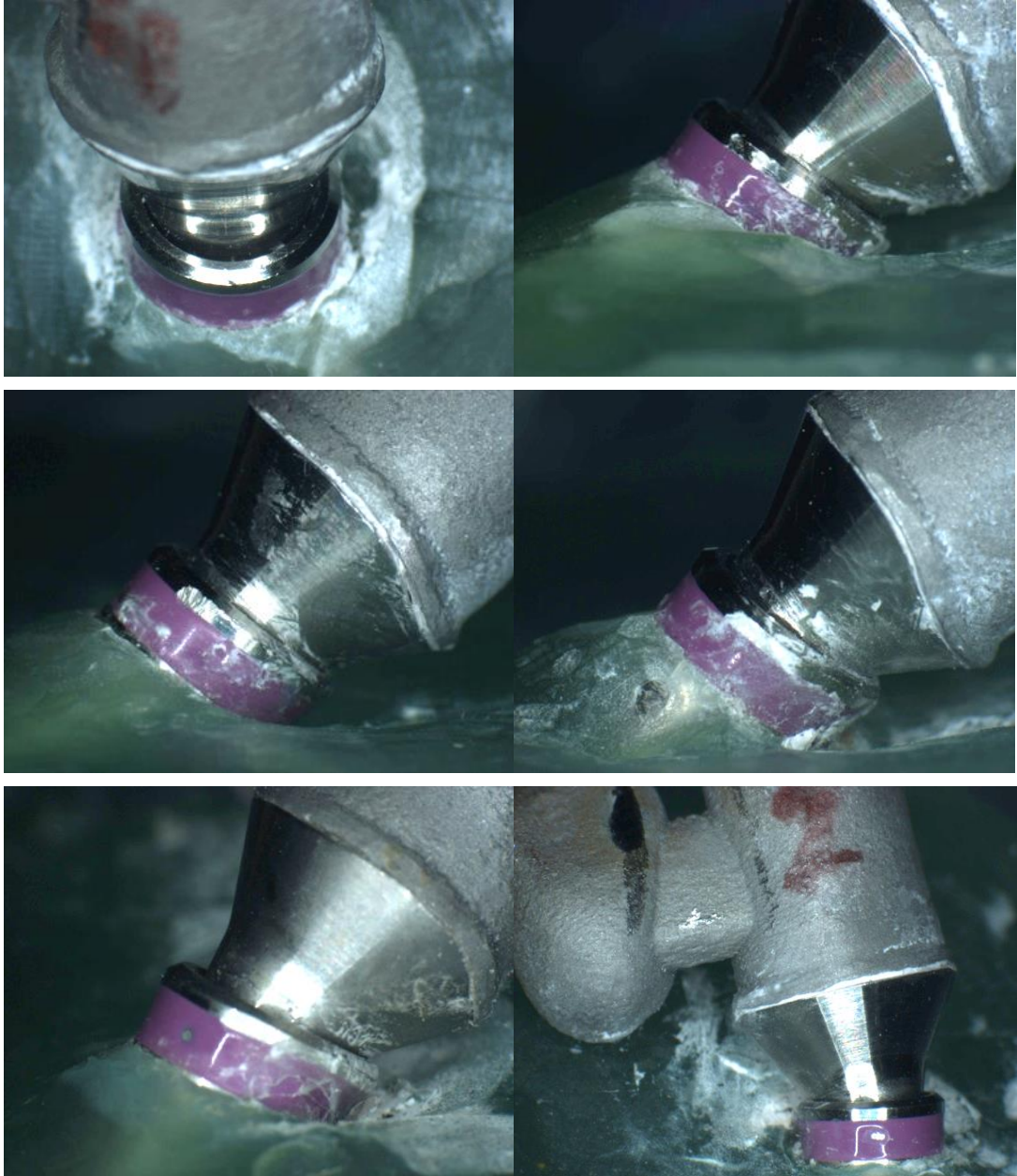
Grafiklerden izlenebileceği gibi örneklerin gösterdiği kırılma dayanıklılığı değerleri gruplar içinde dengeli bir dağılım göstermektedir.

Grupların ortalama Fmax değerleri karşılaştırıldığında en yüksek değerler çift implant ve titanyum dayanak grubunda olmak üzere sırasıyla Ti-I>Zr-II>Zr-I grupları gelmektedir. Ti-II grubu anlamlı olarak diğerlerinden farklı ve en yüksek değeri göstermiştir. Ayrıca titanyum ve zirkonya dayanaklı gruplar arasında fark anlamlıydı ve titanyum dayanaklı grupların zirkonya dayanaklı gruplardan daha yüksek kırılma dayanıklılığı değerleri gösterdiği tespit edildi. Zr-II örneklerin Fmax ortalama değerleri Ti-I ve Ti-II örneklere yakın sonuçlar vermektedir.

4.2.1. Tek İmplant-Titanyum Dayanak (Ti-I)

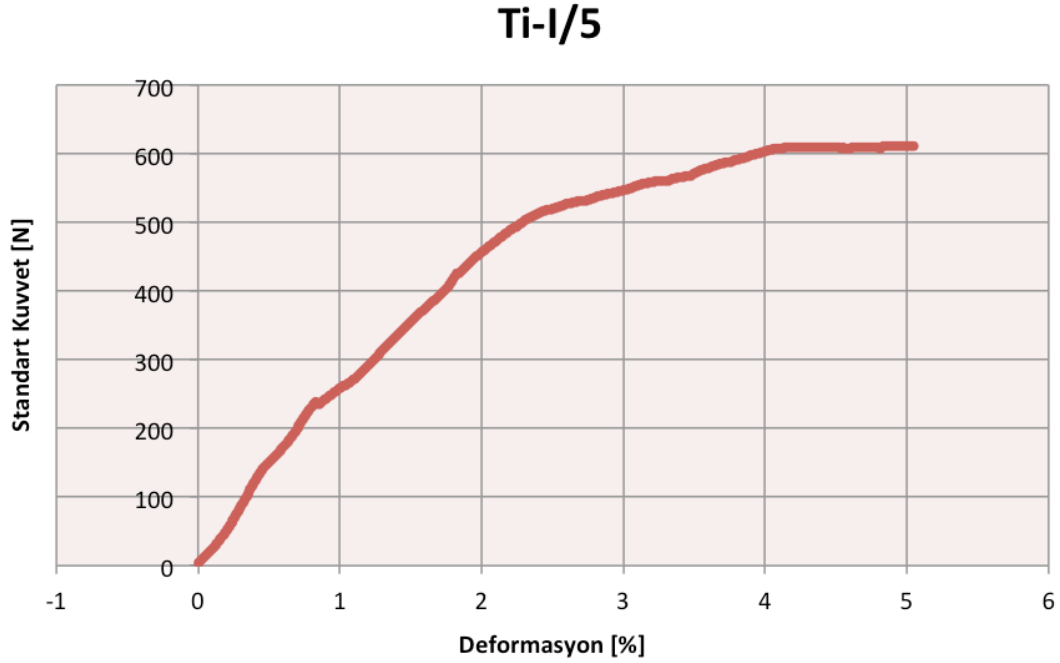
Ti-I grubunda Cr-Co restorasyonlarda herhangi gözle görülür eğilme, çatlak veya kırık tespit edilmemiş, simantasyonda başarısızlık olmamıştır. İmplant boynunda herhangi bir deformasyon da saptanmadı.

Başarısızlık dayanakta meydana gelmiş, dayanak boynunda gözle görülür eğilme oluşmuştur (Resim 4.2.A,B,C,D,E,F) Tüm önkelerde dayanakta restorasyonla birlikte kuvvetin uygulandığı kantilever tarafına doğru eğilme gözlemlendi (Resim 4.2.F).



Resim 4.2.(sırasıyla A,B,C,D,E,F) Ti-I grubu örneklerine ait stereomikroskop görüntüleri

Sistemin en zayıf komponenti olarak dayanak değeri değerlendirilebilir. Ayrıca ortalama F_{max} değeri ağız ortamında restorasyonların maruz kaldığı kuvvetlerin çok üzerindedir.

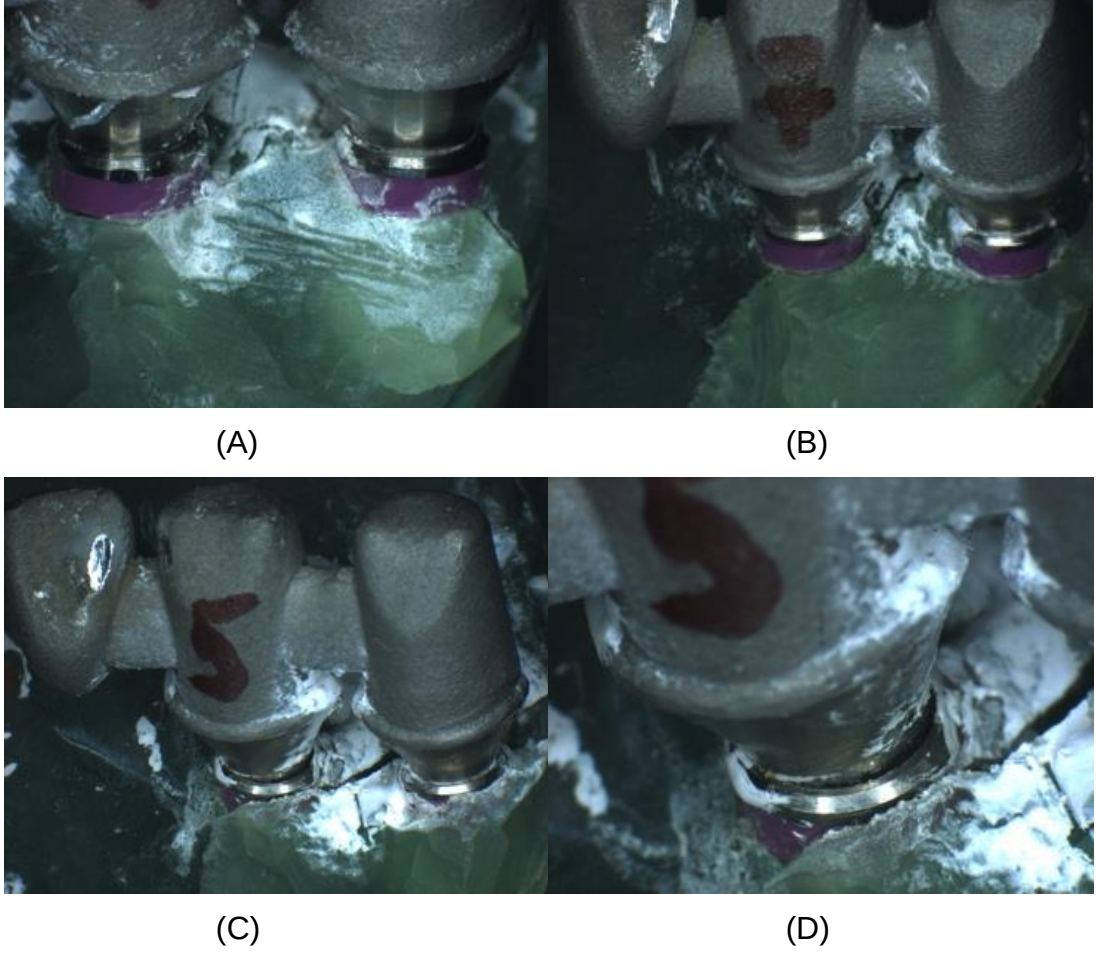


Grafik 4.3. Ti-I grubuna ait örneklerden birinin kuvvet/deformasyon grafiği

Kırılma eğrisi Grafik 4.3. 'te izlenebilmektedir. Grafikten gözlemlendiği gibi tek implant ve titanyum dayanakların kullanıldığı restorasyonlarda, materyalde öncelikle elastik deformasyon meydana geldi ve kuvvet/deformasyon çizgisi yükselen bir eğri çizdi. Elastik deformasyon sınırına (*Young Modülü*sü) ulaşıldığında kuvvet eğrisinin plato çizdiği gözlemlendi. Elastik deformasyon sınırının aşıldığı değer ise F_{max} olarak kaydedildi (Grafik 4.3).

4.2.2. İki İmplant-Titanyum Dayanak (Ti-II)

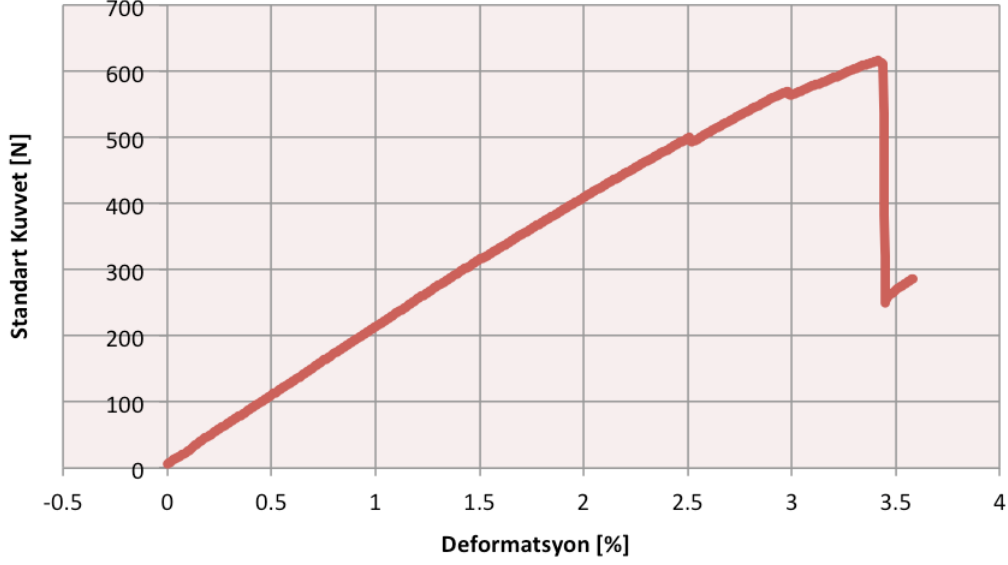
Ti-II grubunda Cr-Co restorasyonlarda, örneklerin yedisinde statik kuvvet uygulanması sonrası implant boynunda ya da dayanaklarda gözle görülür eğilme, başarısızlık veya desimantasyon görülmedi. Bir örnekte dayanak-replika birleşiminde bozulma gözlemlendi (Resim 4.3.C,D). Ancak tüm örneklerde implant replikalarının gömülü olduğu insan kemiği elastisite modülüsüne uygun olarak seçilmiş akrilikte başarısızlık meydana geldi. Bu durumda bu sistemin en başarısız komponentinin osseointegrasyon ve kemik olduğu sonucuna varılabilmektedir (Resim 4.3.A,B,C,D).



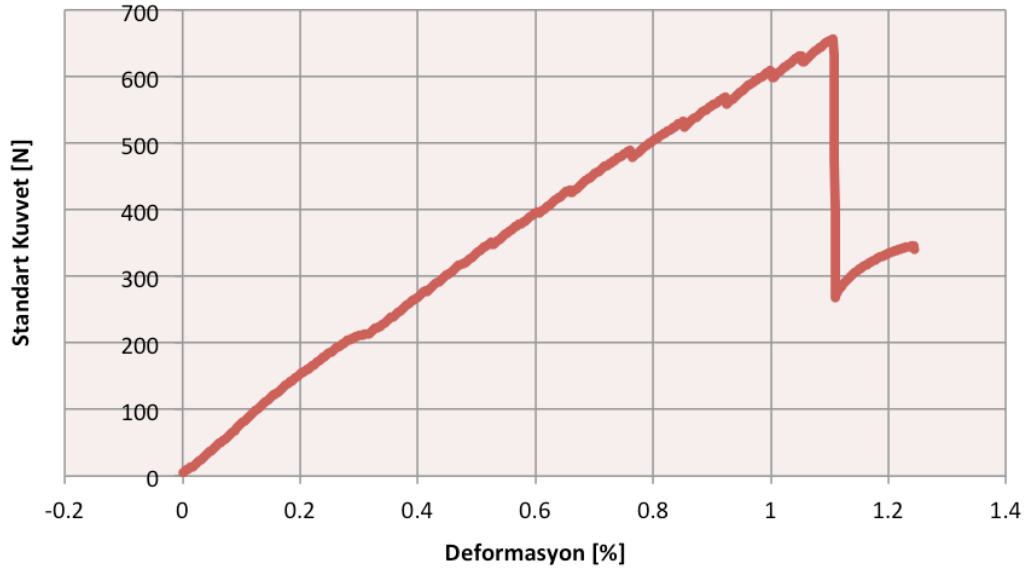
Resim 4.3. (A,B,C,D) Ti-II grubu örneklerinin kırılma testi sonrası stereomikroskop görüntüleri

Kırılma dayanıklılığı testi sırasında kaydedilen iki örneğe ait kuvvet/deformasyon eğrisi grafiklerde görüldüğü gibidir (Grafik 4.4. ve Grafik 4.5.).

Ti-II/4



Ti-II/6

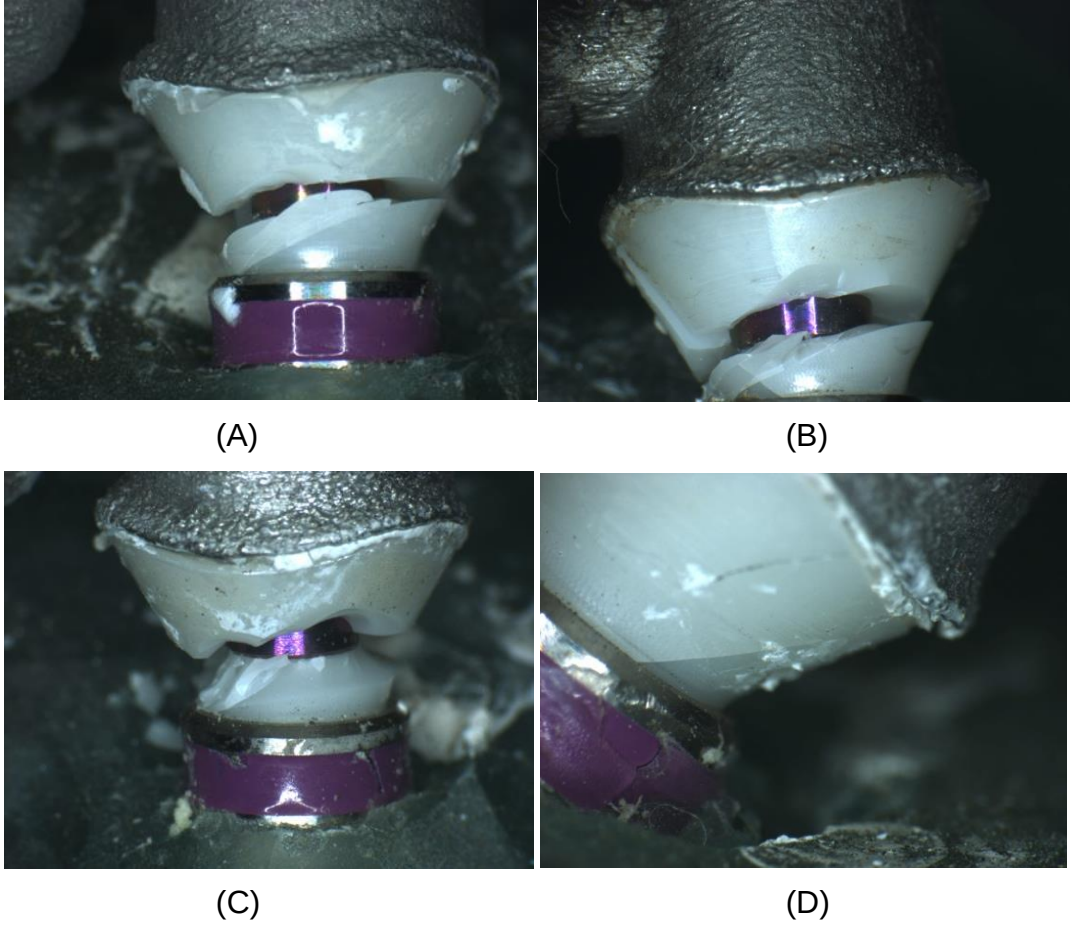


Grafik 4.4. ve 4.5. İki implant destekli titanyum dayanaklı gruba ait örneklerin kuvvet/deformasyon grafiği.

Grafiklerden izlenebileceği üzere kuvvet/deformasyon eğrisi yükselen bir grafik çizerken rezinin kırılma dayanıklılığı değerine ulaştığında ani bir düşüş göstermektedir. Bu değerler F_{max} olarak kaydedildi (Grafik 4.4. ve Grafik 4.5.).

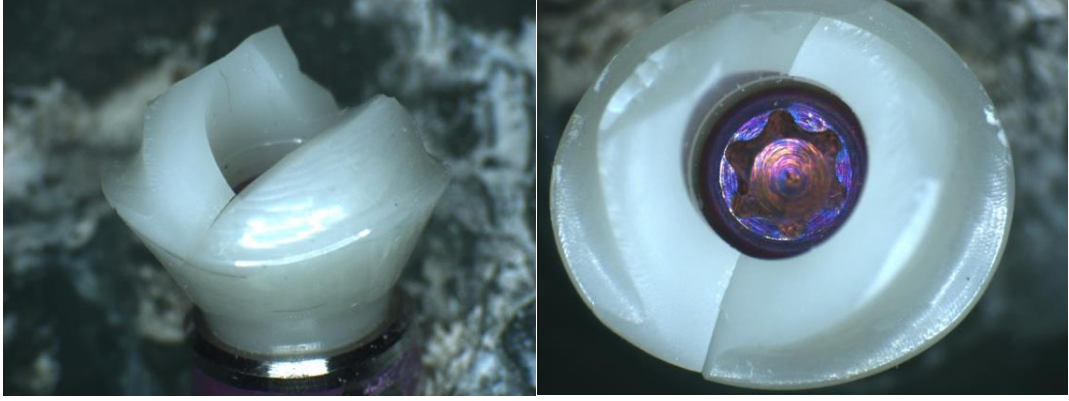
4.2.3. Tek İmplant-Zirkonya Dayanak (Zr-I)

Zr-I grubunda test sonucunda Cr-Co restorasyonların hiçbirinde gözle görülür eğilme, kırık veya desimantasyon gibi bir başarısızlık tespit edilmedi. İmplant boynunda eğilme ya da kırık söz konusu değildi. Tüm örneklerde başarısızlık dayanak boynunda meydana geldi ve dayanak boynunda kırılma ile kendini gösterdi (Resim 4.4.A,B,C). Sadece bir örnekte majör çatlak görülmesine rağmen kırık meydana gelmedi (Resim 4.4.D).



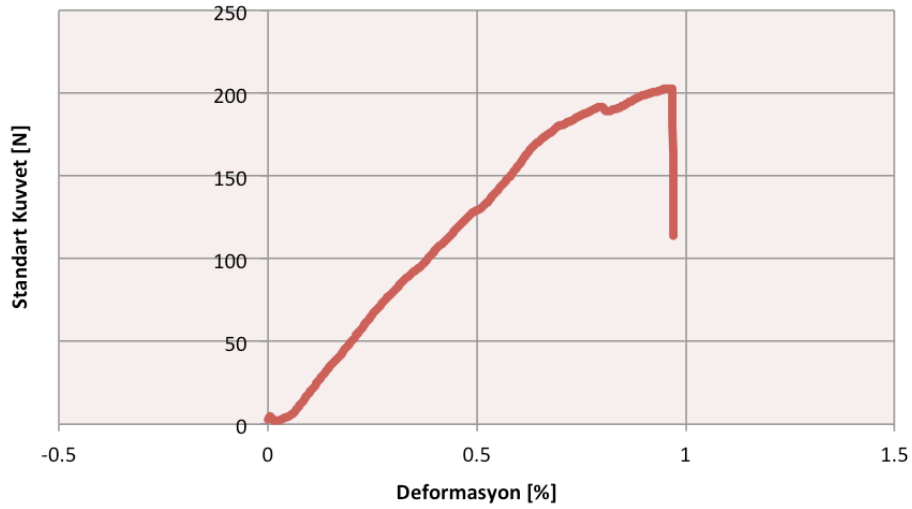
Resim 4.4. (A,B,C) Zr-I grubu örneklerin kırılma testi sonrası stereomikroskop görüntüleri, implant boyun kırığı (D) dayanak boynunda majör çatlak

Hiçbir örnekte dayanak vidasında herhangi bir deformasyon gözlenmedi. Bu durumda zirkonya dayanağın bu sistemin en zayıf komponenti olduğu sonucuna varılabilir.



Resim 4.6. Kırılma sonrası dayanak vidası

Zr-I/7

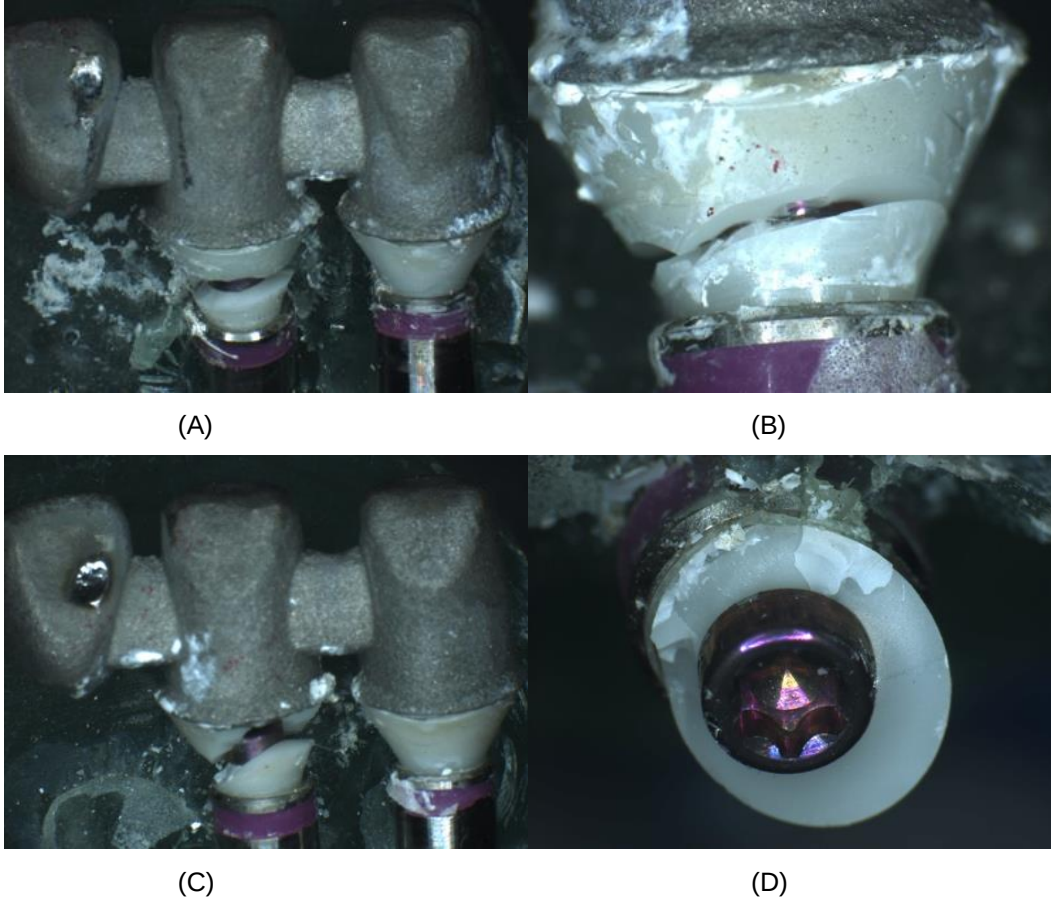


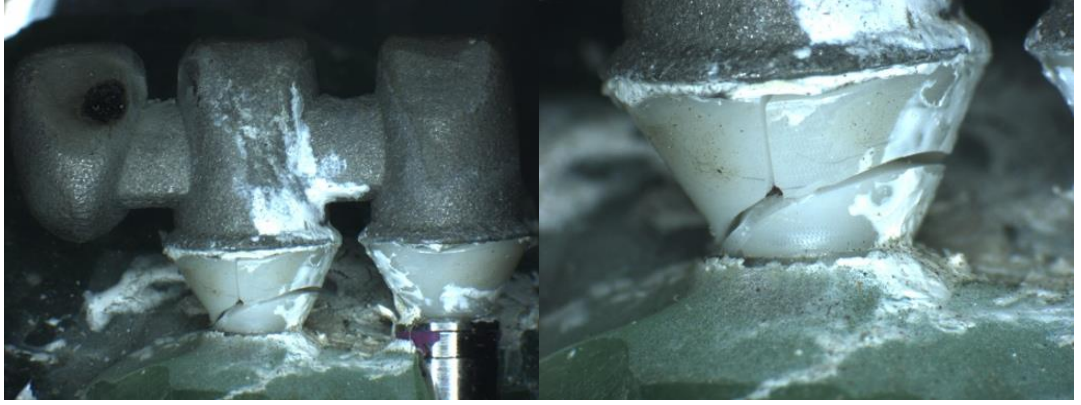
Grafik 4.6. Tek implant destekli-zirkonya dayanaklı gruba ait örneğin kuvvet/deformasyon eğrisi.

Zr-I grubuna ait bir örneğin kırılma dayanıklılığı testi sırasında kaydedilen bu grafikte kuvvet/deformasyon eğrisinin gösterdiği eğrinin çıkış grafiği titanyum dayanaklarda ki eğriye göre daha dik bir profil göstermektedir. Bu nedenle zirkonya dayanakların, öngörülebildiği üzere, kırılma özellikleri nedeniyle titanyum dayanaklara göre daha az elastik deformasyon gösterdiği grafikten tespit edilebilmektedir. Kuvvet/deformasyon eğrisinde belirgin düşüş saptanan noktada F_{max} değerleri kaydedildi. Ancak grafikte gözlenen kuvvet/deformasyon eğrisinin lineer yapısındaki sapmalar dayanakta meydana gelen minör çatlaklar nedeniyledir. Tüm örneklerde bu minör çatlaklara bağlı sapmalar tespit edildi. F_{max} değerleri dayanaklarda meydana gelen katastrofik kırıkların meydana geldiği değerleri açıklamaktadır.

4.2.4. İki İmplant-Zirkonya Dayanak (Zr-II)

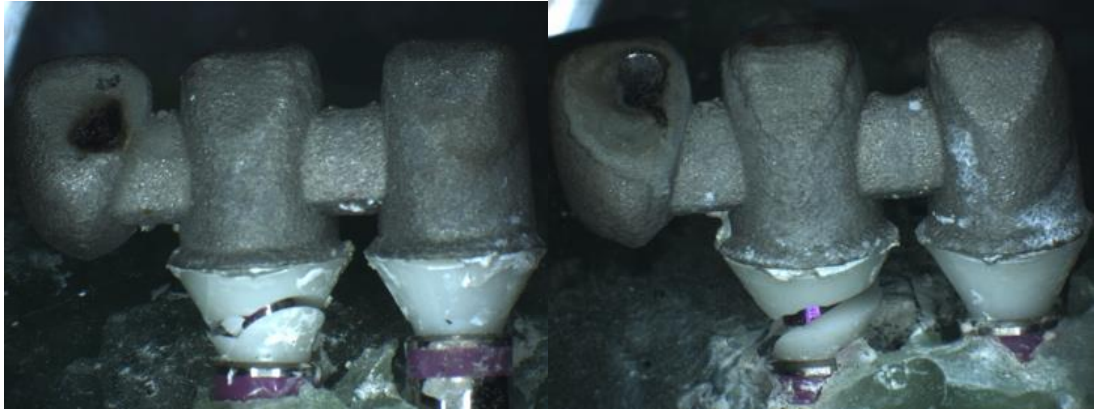
Zr-II grubunda da Zr-I grubu ile benzer şekilde başarısızlık en zayıf komponent olarak değerlendirilebilecek olan zirkonya dayanaklarda meydana geldi. Tek implantlı grupta olduğu gibi dayanak vidasında herhangi bir deformasyon ya da kırılma gözlenmemiş olup başarısızlık örneklerin 7'sinde kantilever bölgesine yakın olan dayanakta ve boyun bölgesinde meydana gelmiştir (Resim 4.7.A-H). Sadece bir örnekte her iki dayanakta da aynı anda kırılma gözlendi (Resim 4.7.D). Kantileverlı restorasyonların biyomekanik özellikleri göz önünde bulundurulduğunda kantilever uzantısına komşu implant bölgesinde kuvvetlerin yoğunlaşması beklenmektedir. Bu durum örneklerin yedisinde kantilever bölgesine komşu dayanakta kırık meydana gelmesini açıklamaktadır.





(E)

(F)

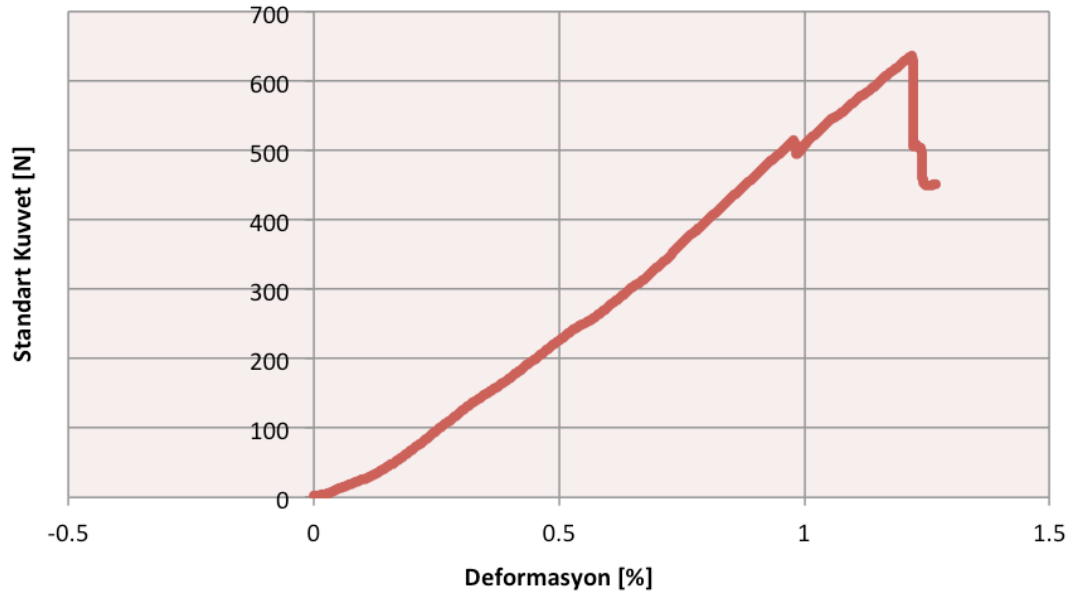


(G)

(H)

Resim 4.7.(A-H) Zr-II örneklerine ait stereomikroskop görüntüleri

Zr-II/8

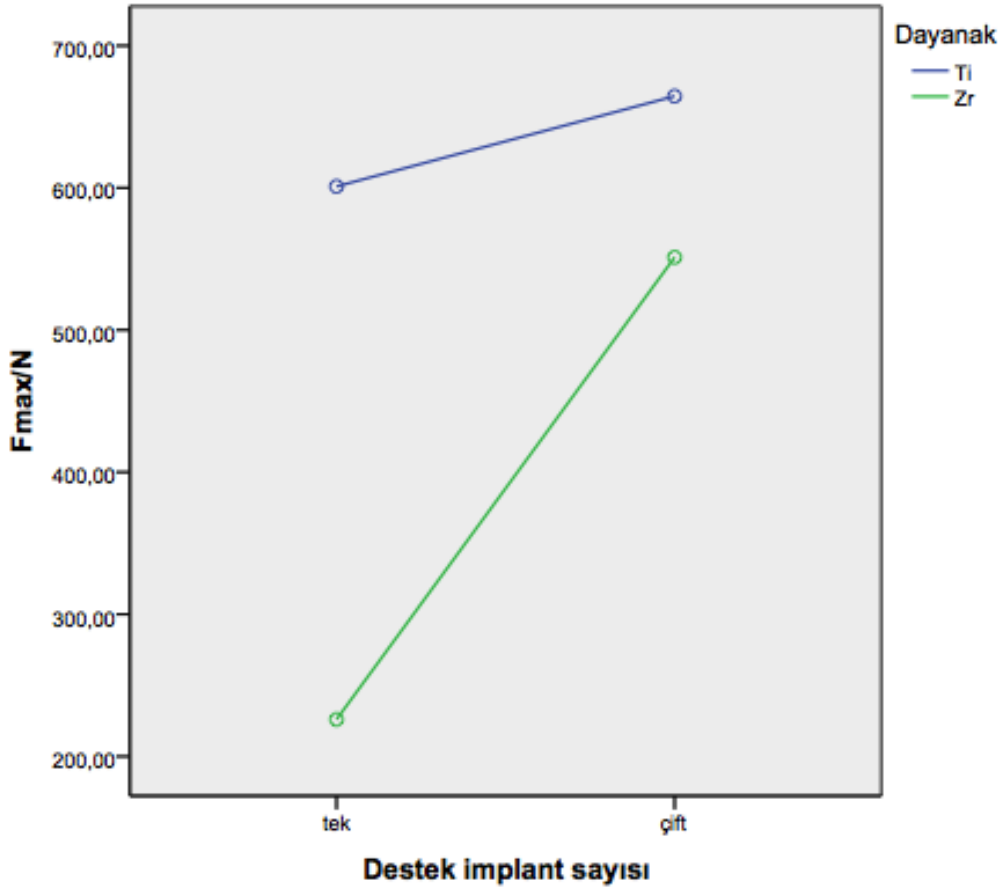


Grafik 4.7. İki implant destekli-zirkonya dayanaklı gruba ait örneğin kuvvet/deformasyon eğrisi.

İki implantlı ve zirkonya dayanaklı grupta da Zr-I grubu örneklerinde olduğu gibi düşük oranda elastik deformasyon gözlemlendi. Kuvvet/deformasyon eğrisi oldukça düz bir profil çizdi. Dayanaklarda katastrofik kırılma meydana gelmeden önce minör çatlaklar nedeniyle grafik eğrisinin lineer çizgisinde sapmalar meydana geldi. F_{max} değeri grafikte ani düşüş meydana gelen noktada kaydedildi.

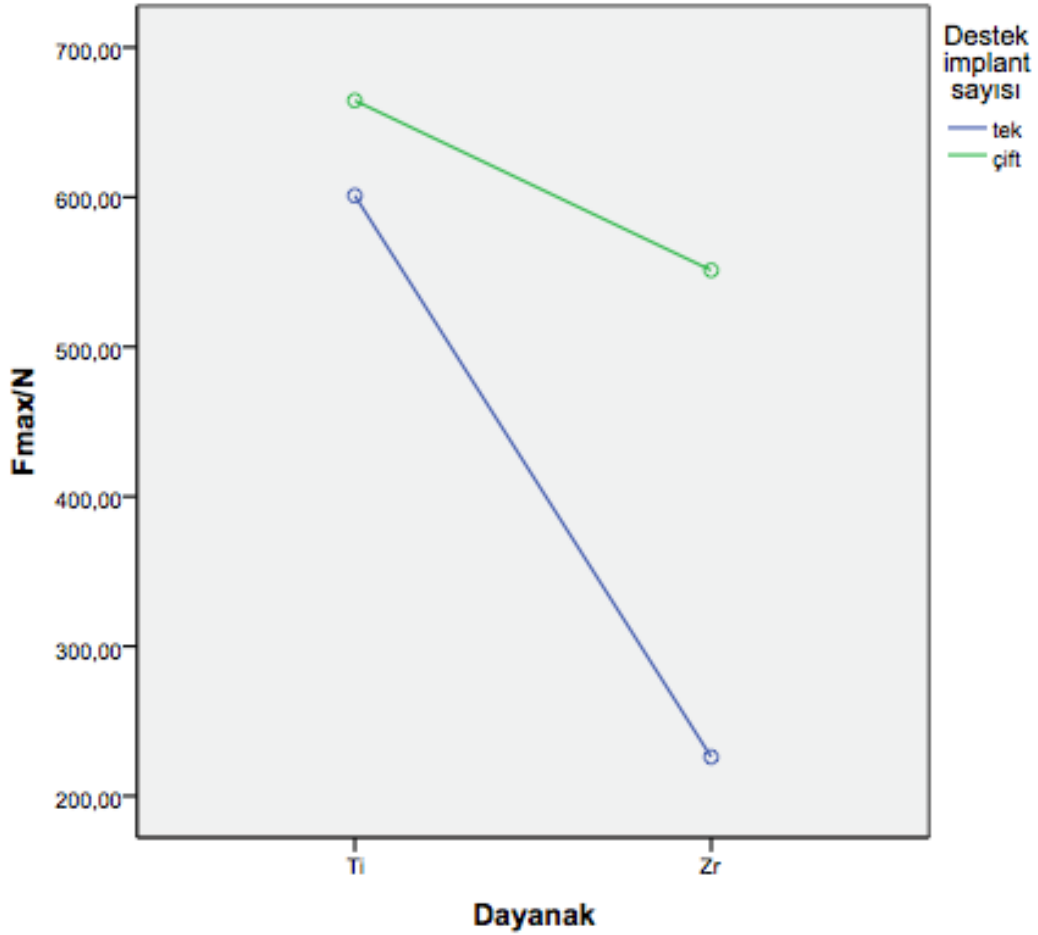
4.2.5. Gruplar Arası İkişerli Karşılaştırma Sonuçları

Gruplar arasında ikişerli karşılaştırma sonuçları göstermiştir ki; İmplant sayısı hem titanyum hem de zirkonya dayanakların kullanıldığı gruplarda anlamlı şekilde etkilidir ve dayanak tipinden bağımsız olarak iki implantlı örnek gruplarında daha yüksek kırılma dayanıklılığı değerleri gösterdi. Fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu (Grafik 4.8.).



Grafik 4.8. Dayanak materyalinin implant sayısı ile etkileşimi

Ancak implant sayısının ortaya çıkardığı farklılık zirkonya dayanakların kullanıldığı gruplarda Ti dayanaklı gruplara göre daha fazladır ve bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır. Dolayısıyla zirkonya dayanaklarda implant sayısının kırılma dayanıklılığına etkisi titanyum dayanaklara göre daha fazla olup, iki implant destekli zirkonya dayanaklı restorasyonlarda ağız ortamında kullanılmalarına izin verecek sınırlar dahilindedir (Grafik 4.9.).



Grafik4.9. Dayanak materyalinin implant sayısı ile etkileşimi

Ayrıca Titanyum dayanak kullanılan örneklerde zirkonya dayanak kullanılan örneklerle göre implant sayısından bağımsız olarak daha yüksek ortalama F_{max} değerleri elde edilmiş olup implant sayısının zirkonya dayanaklı gruplarda kırılma dayanıklılığı üzerine etkisinin istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha fazla olduğu görülmektedir.

4.2.6. Post Hoc (Tukey) Analiz Sonuçları

Post Hoc analiz sonuçlarına göre (Tablo 4.4.);

Ti-II grubu tüm gruplar içerisinde kırılma dayanıklılığı en yüksek olan gruptur. Ti-II grubu Ti-I grubundan daha yüksek ortalama F_{max} değeri gösterse de iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Ti-I grubu örnekleri Zr-II grubundan daha yüksek F_{max} değerleri göstermiş ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır, ancak Ti-II grubu Zr-II den daha yüksek kırılma dayanıklılığı göstermiş olup bu fark istatistiksel olarak da anlamlı bulunmuştur.

Zr-I grubu tüm gruplar içerisinde en düşük kırılma dayanıklılığı sonuçları göstermiş olup tüm gruplarla arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır.

Tablo 4.4. Tukey test sonuçları (n: örnek sayısı)

GRUPLAR	N	ALPHA=0.05 İÇİN ALT GRUPLAR		
		1	2	3
ZR-I	8	226,0		
ZR-II	8		551,12	
Ti-I	8		601,00	601,0
Ti-II	8			664,5
SIG.		1,000	,236	,087

5. TARTIŞMA

Bu laboratuvar çalışmasında kantilever uzantılı tek veya iki implant destekli zirkonya veya titanyum dayanaklar ile hazırlanan metal protetik restorasyonların 5 yıllık klinik kullanıma eşdeğer olarak dinamik yüklenmesi sonrasında, implant-dayanak-restorasyon sisteminin kuvvet altında maksimum kırılma değerleri incelendi. Çalışmanın sonuçlarına göre kantilever uzantılı implant destekli restorasyonların, dayanak-implant-kemik ve restorasyondan oluşan bir sistem olarak, restorasyonu destekleyen implant sayısının tek veya iki olmasından etkilenip etkilenmediği tartışıldı. Ayrıca dayanak materyalinin ve tipinin tek ve çift implant destekli kantileverlı restorasyonlarda maksimum kırılma kuvvetlerine olan etkisi incelendi.

Bu çalışmada estetik bölgede birden fazla diş eksikliği varlığında ortaya çıkan klinik senaryoları simüle eden test modelleri hazırlandı. Bu klinik senaryoların varlığında dental implantlar ile yapılacak tedaviler en ideal yaklaşım olarak kabul edildi. Literatür incelendiğinde anterior dişsiz bölgelere uygulanan implant destekli sabit protetik restorasyonların başarılı sonuçlarının rapor edildiği çok sayıda çalışmanın bulunduğu görülmüştür. (22, 23, 86, 169-182).

Haas ve ark. (174) tarafından yayınlanan 1.920 IMZ implantın dahil edildiği restrospektif bir çalışmada, kümülatif hayatta kalım oranlarına bakıldığında, üst çenedeki implantların hayatta kalım oranlarının alt çene uygulamalarına göre istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde düşük olduğu rapor edilmiştir. Anterior maksiller bölgeye yerleştirilen implantlarda ise posterior bölgeye göre daha fazla oranda başarısızlık görüldüğü saptanmıştır. Yine bu çalışmaya göre implant uzunluğu ve çapının kümülatif hayatta kalım oranları üzerinde etkili olmadığı sonucuna varılmıştır.

Eckert ve Wollan (84) 11 yıllık takip süresinde bölümlü dişsizlik vakarlarında 1.170 implantın yerleştirildiği retrospektif çalışmalarında, implantın anatomik lokalizasyonunun hayatta kalım oranına etkisi olmadığını rapor etmişlerdir.

Wyatt ve Zarb, , 77 bölümlü dişsiz hastada 230 implant ve 97 protezin ortalama 5.4 yıllık takip sürecinde değerlendirdikleri ve yayınladıkları uzun

dönemli çalışmada (85) ortalama implant başarı oranını %94 ve protez başarı oranını ise %97 olarak belirtmektedirler. Çalışmaya göre implantların posterior veya anterior lokalizasyonları veya yerleştirildikleri çene implant başarısında etkin olmamıştır.

Davarpanah ve ark. (170) 'ının 1.583 3i implant üzerinde yaptıkları prospektif klinik çalışmada ise 1-5 yıllık takip sonunda %96.5 hayatta kalım oranı rapor edilmiştir. Bu çalışmanın sonuçları bölümlü dişsizliklerin tedavisinde dental implantların kullanılmasının güvenli bir tedavi alternatifi olduğunu ortaya koymuştur .

Bölümlü dişsizlik tedavisinde kullanılan implantların biyolojik sonuçlarının değerlendirildiği uzun dönemli bir başka çalışmada ise 1.956 Branemark Sistem implantın kümülatif hayatta kalım oranı %91.4 olarak rapor edilmiştir (23). 1998 yılında yayınlanan bir meta analize göre ise tek kron restorasyonları destekleyen implantlar için hayatta kalım oranı %95.7 iken, sabit protetik restorasyonları destekleyen implantlar için bu oran % 93.6 olarak belirtilmiştir (24).

Daha güncel verilere bakıldığında, Pjetursson ve ark. (33) tarafından 2012 yılında yayınlanan sistematik derlemede implant destekli sabit protetik restorasyonlar ile ilgili 1966-2011 yılları arasında yayınlanmış veriler değerlendirilmiştir. Bu derleme ile yapılan meta-analiz sonuçlarına göre; sabit protetik restorasyonları destekleyen implantların 5 yıllık hayatta kalım oranı %85.6 ve 10 yıllık hayatta kalım oranı %93.1 olarak rapor edilmiştir. Derlemeye dahil edilen çalışmalar içerisinde *machined surface* implantlar ile ilgili olanlar analiz dışında bırakılıp sadece günümüzde yaygın olarak kullanılan *rough surface* implantlar için olan veri değerlendirildiğinde hayatta kalım oranları 5 yıl için % 97.2'ya yükselmektedir. Bu sonuçtan yola çıkarak *rough surface* implantların *machined surface* implantlara göre daha başarılı klinik sonuç verdiği söylenebilir. Ayrıca derlemede implant destekli sabit protetik restorasyonların 5 yıllık hayatta kalım oranlarını %95.4 ve 10 yıl için de %80.1 olarak bildirilmiştir. Veriler sadece metal-seramik implant destekli restorasyonlar açısından değerlendirildiğinde hayatta kalım oranı 5 yıl için %96.4 ve 10 yıl için %93.9'dur. Bu restorasyonların yalnızca %66.4 'nde 5

yıllık süreçte hiçbir komplikasyon görülmemiştir. 5 yıllık izleme sürecinde restorasyonlar için veneer kırığı %13.5 oranında olmak üzere en sık görülen komplikasyon olarak bildirilmiştir. İkinci sırada ise %8.5'lik oranla peri-implantitis ve yumuşak doku komplikasyonları görüldüğü rapor edilmiştir. Ayrıca dayanak vida gevşemesi (%5.3) ve desimantasyon (%4.7) da sık görülen komplikasyonlar olarak belirtilmektedir (33).

Bu çalışmada klinik olarak uygun boyut ve pozisyonlarda hazırlanan implant destekli sabit protetik restorasyonlara 5 yıllık klinik kullanıma eşdeğer yorulma testi ve termal döngü uygulandı. Bu test sonucunda restorasyonlarda vida gevşemesi, vida kırığı, desimantasyon veya metal altyapı kırığı gözlenmedi. Restorasyonlar, implant dayanak materyalinin kırılma dayanıklılığına etkisinin değerlendirilebilmesi için restorasyonlarda meydana gelebilecek olası veneer kırığını engellemek için alt yapı formunda tasarlandı ve veneer porselen uygulanmadı. Bu nedenle implant destekli protetik restorasyonlar için en yaygın teknik komplikasyon olan veneer kırığı değerlendirilemedi.

Pjetursson ve ark tarafından 2014 yılında yayınlanan (34) bir başka sistematik derlemede implant tedavilerinin hayatta kalım oranları ve başarı oranlarının son on yılda gösterdiği değişikliği değerlendirilmiş, tek kronları destekleyen implantlar için son on yılda rapor edilen hayatta kalım oranlarında belirgin bir değişiklik olmamasına rağmen (sırasıyla %97.1 ve %98.6) bölümlü dişsizlik tedavilerinde, yerleştirilen implantlar için son on yılda rapor edilen hayatta kalım oranlarında farklı sonuçlar olduğu belirtilmiştir. Bu derlemeye göre 2000 yılından önce yayınlanmış çalışmaların sonuçlarına göre sabit protetik restorasyonları destekleyen implantlar için 5 yıllık takip süresinde hayatta kalım oranı %93.1 iken 2000 yılından sonra yayınlanmış çalışmalarda bu oran %96.1'dir ve bu fark anlamlıdır. Rapor edilen hayatta kalım oranları bölümlü dişsizlik tedavilerinde dental implantların kullanımının güvenilir olduğunu göstermektedir (34).

Literatürde sistematik derlemeler ve klinik çalışmalar incelendiğinde kısmi dişsizlik durumlarında implant destekli sabit protetik restorasyonların

kullanımının, diş destekli protetik alternatiflere göre daha başarılı sonuçlar verdiği görülmektedir.

Estetik bölgede ise tek kron veya sabit protetik restorasyonlar için implant uygulamalarında protezlere destek olan implantların 5 yıllık hayatta kalım oranı %96.6 olarak rapor edilmiştir (2). Ancak estetik bölge implant tedavi başarısının değerlendirilmesinde implant hayatta kalım oranlarının yüksek olması yeterli bir veri değildir.

Estetik bölge implant tedavilerinin başarısını implant hayatta kalım oranı dışında etkileyen birçok etken vardır. İmplantlar ve komşu dişlerin etrafındaki yumuşak doku konturu bunlardan biridir. Yumuşak doku sağlığının değerlendirilmesi, estetik özelliklerin ve de implant tedavilerinin hem hayatta kalım hem de estetik başarısı üzerinde rol oynamaktadır.

Bu nedenle geçmişte estetik değerlendirme için objektif bazı kriterlerin belirlenmesi ihtiyacı ortaya çıkmıştır (3). Bu kapsamda, Jemt 1997 yılında diş ve implant interdental papil boyutlarını ölçmek amacıyla tekrar edilebilir bir indeks geliştirmiştir (87). İndeksin ilk değerlendirilmesi 21 hastada 25 kron ile prospektif olarak yapılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre bu indeks objektif değerlendirme yapmak için etkin bulunmuştur (87). Ancak Jemt'in tanıttığı "*Papil İndeksi*" papil rekonstrüksiyonu gerektiren spesifik durumlarda etkin olarak kullanılabilse de implant destekli restorasyonların doğal estetik görünüme sahip olması için değerlendirilmesi gereken başka parametreler de vardır. Fürhauser ve ark. tarafından 2005 yılında ortaya atılan Belser ve ark. tarafından 2009 yılında güncellenen PES değerlendirme yöntemi mezial ve distal papil özelliklerinin yanında peri-implant yumuşak dokuların düzeyi, rengi, yüzey özellikleri gibi parametreleri de inceleyerek tam bir estetik değerlendirme yapılabilmesini sağlamaktadır (43, 183). Belser ve ark. (42) PES değerlendirmelerine ek olarak implant restorasyonunun başarısının da değerlendirilmesinin tam bir estetik değerlendirme yapılabilmesi için gerekli olduğunu öne sürmüşler ve WES analizini de tanıtmışlardır (42). Belser ve ark. tarafından yayınlanan retrospektif çalışma sonuçlarına göre PES/WES değerlendirmelerinin objektif ve güvenilir analizler olduğu sonucu bildirilmiştir (42).

PES değerlendirmesi yapılırken dikkate alınması gereken en önemli unsurlardan biri mezial ve distal papil varlığıdır. Papil varlığı implantların estetik başarısında çok kritik bir rol oynamaktadır. Dolayısıyla implant tedavilerinde istenilen estetik sonuca ulaşabilmek için implantlar arası papil oluşumunda hangi faktörlerin etkin olduğunun bilinmesi önemlidir (11).

Bu konuda yayınlanmış birçok çalışma vardır. Bunlar içinde en önemli çalışmalardan biri Tarnow ve ark. (9) tarafından 2000 yılında yayınlanmış çalışmadır. Bu çalışma sonuçlarına göre implant çevresi kemik kaybının yatay bileşeninin varlığı rapor edilmiştir. Belirtilen yatay bileşeni nedeni ile komşu iki implantın 3mm'den daha yakın yerleştirilmesi durumunda implantlar arası kemik kaybı artacaktır.

Özellikle estetik bölgede uzun dişsiz alanların implant destekli restorasyonu ile tedavisinde dişsiz kretin meziodistal mesafesinin kısıtlı olması nedeniyle implantlar arası boşluk yeteri kadar bırakılamamaktadır. Bu durumlarda papil formasyonu gerçekleşmeyeceği için ideal estetik sonuç elde etmek için kantileverli tasarımda restorasyonlar gibi alternatif tedavilere ihtiyaç duyulmaktadır. Bu durum için tek istisna estetik alan santral keserler bölgesidir (33).

Literatürde estetik bölge diş eksikliği durumunda birbirine komşu implantların uygulanması ile protetik tedavilerin gerçekleştirilmesi sonucunda tedavilerin estetik sonuçlarının başarısı net olarak ortaya koyulamamaktadır (11, 16, 33). Bunun yerine kantilever tasarımlı restorasyonlar ile tedavinin daha estetik sonuçlar verebileceği bildirilmiştir (11, 16, 33).

Ayrıca estetik bölgede uzun dişsiz alanlar söz konusu olduğunda yetersiz kemik ve yumuşak doku ile karşılaşılma ihtimali oldukça yüksektir. Levine ve ark. (184) yayınladıkları sistematik derlemede bu gibi durumlarda anterior maksiller bölgede uygulanacak yumuşak doku ogmentasyon işlemlerinin ve kemik ogmentasyon işlemlerinin sonuçlarının öngörülebilir olmadığını bildirmiştir. Ayrıca bu tip ileri cerrahi uygulamalarının tedavi süreci ve maliyetini arttırması nedeniyle hasta tatminine olumsuz etkisi olduğu rapor edilmiştir (184). Romeo ve ark. (47) yetersiz yumuşak ve sert doku nedeniyle implant ileri cerrahi uygulamalarının gerekli olduğu estetik bölgelerde tedavi

sonucunun öngörülebilir ve daha az maliyetli hale getirilmesi için implant destekli kantileverlı protezlerin alternatif olarak güvenle kullanılabileceğini belirtmişler.

Literatürde yayınlanan sistematik derlemelerde geleneksel diş destekli sabit protetik restorasyonların 10 yıllık klinik kullanım sonrasında diş destekli kantileverlı protezlere göre daha iyi sonuçlar verdiği gözlenmiştir. Pjetursson ve ark. (31) tarafından 2007 yılında yayınlanan derlemeye göre geleneksel diş destekli sabit protetik restorasyonlar için 5 yıllık hayatta kalım oranı %93.8 ve kantileverlı protezler için ise %91.4 olarak rapor edilmiştir. Ayrıca 10 yıllık olası hayatta kalım oranları ise sırasıyla %89.2 ve %80.3 olarak bildirilmiştir. Bu derlemenin sonuçlarına göre diş destekli kantileverlı protezler geleneksel sabit restorasyonlara göre belirgin olarak farklı sonuçlar vermektedir.

Aglietta ve ark. (45) tarafından 2009 yılında yayınlanmış sistematik derlemede Poisson regresyon analizi ile hesaplanmış 5 yıllık hayatta kalım oranı %98.5 ve 10 yıllık hayatta kalım oranı %97.1 olarak rapor edilmiştir. Yıllık olası başarısızlık oranı 0.29 olarak hesaplanmıştır. Bu derleme 5 yıllık takip süresine sahip, hayatta kalım oranı ve komplikasyon sayılarını inceleyen altı çalışmayı dahil etmiştir. Yine bu derlemenin sonuçları implant destekli sabit protetik restorasyonlar için Pjetursson tarafından 2004 yılında rapor edilen 5 yıllık hayatta kalım süreleri ile uyumludur (sırasıyla %98.9 ve %95.4) (30). Ancak kantilever uzantısı olmayan implant destekli sabit restorasyonlar için 10 yıllık takip süresine sahip çalışmalarda (185, 186) rapor edilen % 98.4 ve %99.4'lük hayatta kalım oranları Pjetursson'un 2007 yılında rapor ettiği %92.8'lik orana göre oldukça düşüktür.

Pjetursson ve ark. (30) tarafından implant destekli kantileverlı sabit protetik restorasyonlar için 5 yıllık süreçte senelik kayıp oranı her 100 implant için 0.22 olarak ve kantilever uzantısı olmayan restorasyonlar için ise 0.94 olarak rapor edilmiştir.

Romeo ve ark. (47) 'larının 2012 de yayınladıkları sistematik derlemeye göre implant destekli kantileverlı restorasyonların 5 yıllık hayatta kalım ve komplikasyon oranları değerlendirilmiştir. Bu derlemede göre erken

dönem başarısızlıkları dahil etmemiştir. İmplant destekli kantileverli restorasyonların hayatta kalım oranları bu derlemede 5 yıl için %97.1 olarak ve 10 yıl için %95.4 olarak rapor edilmiştir. Bu değerler Pjetrruson'a göre kantilever uzantısı olmayan restorasyonlarda sırasıyla %95.2 ve %86.7 olarak belirtilmiştir. Kantilever uzantılı restorasyonların, kantilever uzantısı olmayan restorasyonlarla karşılaştırıldığında daha iyi sonuçlar göstermesi şaşırtıcı olsa da bu farkın nedeni olarak kantileverli restorasyonlar için literatürde yayınlanmış çalışmalardaki kümülatif hasta sayısının görece daha az olması gösterilebilir. Ayrıca özellikle bazı kısıtlamaları olan hastalar (sigara kullanımı, periodontal hastalık riski vs.) söz konusu olduğunda büyük cerrahilerden kaçınabilmek için kantileverli protetik restorasyonların tercih edildiği düşünülecek olursa bu durum istatistiksel karşılaştırmada olası bir hata nedeni olarak değerlendirilebilir.

Bu çalışmada tek veya iki implant ile desteklenen kantilever tasarımı restorasyonlarda 5 yıllık klinik süreye eşdeğer yorulma testi sonucunda titanyum ve zirkonya dayanakların kullanıldığı 4 grupta da restorasyon, dayanak veya implant replikalarında başarısızlık gözlenmedi. Her ne kadar in-vitro çalışmaların kısıtlamaları dahilinde de olsa simüle ettiğimiz klinik senaryolara uygun hazırlanan örneklerin yapay ağız ortamına maruz kalması sonrası 5 yıllık hayatta kalım oranı %100 olarak değerlendirilebilir. Elde edilen bu sonuçlar literatürdeki veriler ile uyumludur.

Her ne kadar kantileverli protez ve dayanak olan implantların hayatta kalım oranları güven verici olsa da araştırmacılar yüksek komplikasyon riskine sahip olduklarına kanısındalardır.

Pjetursson ve ark. (30) implant kırığı ve üst yapı başarısızlığını majör komplikasyon olarak değerlendirirken, dayanak, veneer veya koping başarısızlıklarını orta seviyede, dayanak veya vida gevşemesi, retansiyon kaybı ve veneer kırığını ise minör komplikasyon olarak değerlendirmiştir. Romeo ve ark. ise komplikasyon oranlarını değerlendirirken farklı bir yaklaşım kullanmışlardır. İmplant komponentlerine bağlı yani dayanak ve implant komplikasyonları ile restorasyon kaynaklı komplikasyonları yani veneer kırıkları, restorasyon kırıkları veya altyapı kırıklarını ayrı

değerlendirmişlerdir. Bu yaklaşımın komplikasyonların implant veya restorasyon kaynaklı olarak sınıflandırılmasını sağlaması nedeniyle daha etkin bir yaklaşım olduğu söylenebilir.

Bragger ve ark. (185) ile Halg ve ark. (65) çalışmalarında implant tedavisi uyguladıkları 51 hastadan toplam 3 tanesinde kantileverli implant destekli restorasyonlara dayanak olan implantlarda, implant kırığı rapor etmişlerdir. Bu çalışmalarda implant kırıkları ile ilgili detaylı bilgi verilmemiş olsa da implant kırıklarının dar çaplı (<3.3 mm) implantlarda görüldüğü belirtilmiştir. Literatürde implant destekli kantileverli restorasyonların komplikasyon oranlarını değerlendiren diğer uzun dönem çalışmalarda (64, 186-188) ise implant kırığı rapor edilmemiştir. Romeo ve ark. tarafından %0.7 olarak rapor edilen implant kırığı oranı, Pjetrusson ve ark. (30) tarafından rapor edilmiş olan %0.4 lük oranla karşılaştırıldığında daha yüksektir. Elde edilen veriler değerlendirildiğinde implant kırığı durumlarında tek etkenin kantilever uzantısı olmadığı, implant çapı, yerleştirilen bölge ve parafonksiyonel alışkanlıklar gibi başka değişkenlerin de etkin olabileceği sonucuna varılabilir (47).

Çalışmada restorasyonlara uygulanan yorulma testi sonrası kırma testinde titanyum veya zirkonya dayanakların kullanıldığı hiçbir grupta stereo mikroskop altında x200'lük büyütme ile yapılan değerlendirmelerde implant replikalarında kırık, eğilme gibi herhangi bir başarısızlık gözlenmedi.

Romeo ve ark. (47) 'larına göre teknik komplikasyon açısından değerlendirme yapıldığında en sık görülen ve en yaygın komplikasyon tipi veneer kırığıdır. Araştırmacılar yayınladıkları sistematik derlemede veneer kırığı oranını %10.1 olarak rapor etmişlerdir ve bu oran literatürde konvansiyonel ve implant destekli sabit protetik restorasyonlar için rapor edilen %13.2'lik oran (30) ile benzerdir. Yine vida gevşemesi gibi teknik komplikasyon görülme sıklığı ile ilgili de kantileverli ve kantileversiz restorasyonlarda benzer sonuçlar rapor edilmiştir (47).

Bu çalışmada dinamik yükleme sonrası hiçbir örnekte teknik veya mekanik komplikasyon gözlenmedi. Kırma testi sonrası Ti-I grubu örneklerinin tümünde restorasyon hayatta kalırken başarısızlık 8 örnekte de

dayanağın kuvvet uygulanan kantilever bölgesi yönünde bükülmesi şeklinde gözlemlendi. Ti-II grubunda ise en yüksek kırılma dayanıklılık sonuçları elde edildi ve yükleme sonrası tüm örneklerde başarısızlık alveoler kemiği temsil eden aynı elastisite modülüsüne sahip akrilik rezinde görüldü. Zr-I grubunda örneklerin tamamında dayanak boynunda kırık ile başarısızlık meydana geldi, dayanak vidası zarar görmedi. Zr-II grubunda ise sadece bir örnekte öncelikle akrilik rezin kırığı görüldü. Diğer örneklerde en başarısız komponent kantilver bölgesine komşu dayanaktı ve kırıklar dayanak boynunda meydana geldi. Ancak grupların tamamında ortalama kırılma dayanıklılığı değerleri ağız ortamında anterior bölgede restorasyonların karşıladığı maksimum kuvvetlerin üzerindedir.

Mekanik ve teknik komplikasyon oranları değerlendirilirken bir diğer önemli faktör de karşıt dentisyon ve restorasyonun lokalizasyonudur. Duyck ve ark. tarafından okluzal kuvvetlerin posterior bölgelerde arttığı kesin olarak kanıtlanmıştır (189). Bu nedenle antagonist dentisyon, lokalizasyon veya protez tasarımının kantileverli implant tedavilerinin başarısında önemli bir etken olduğu sonucuna varılabilir. Buna rağmen, kantileverli restorasyonlarda ne tip okluzal kontakların oluşturulacağı literatürde tam olarak belirtilmemiştir. Okluzal kontaklar için bir protokol belirlenmesi bu tip restorasyonlarda teknik komplikasyonların azalmasında etkin olacaktır.

Kantileverli restorasyonlar için okluzal temaslar oluştururken, temasların hafif olmasına ve mümkünse kantilever bölgesinde temas oluşturulmasından kaçınılması önerilmektedir. Bu çalışmada kantilever varlığının implant komponentleri ve dayanak materyali üzerindeki etkisinin daha net bir şekilde anlaşılabilmesi için dinamik yükleme ve maksimum kırılma dayanıklılığı testi için statik yükleme kantilever bölgesinden uygulandı. Buna rağmen ne restorasyonlarda ne de implant komponentlerinde dinamik yükleme sonrası herhangi bir komplikasyon gözlenmedi. Yukarıda sözü geçtiği gibi kantileverli sabit protetik restorasyonlarda en sık görülen teknik komplikasyon tipi veneer kırığıdır. Ancak bu çalışmada testin kesintiye uğramasına neden olabileceği düşüncesiyle restorasyonlara veneer porselen uygulanmadı.

Wennstrom ve ark. (64) ile Halg ve ark. (65) 'nın yayınladıkları klinik çalışmalarda Albrektsson ve ark. (36) tarafından başarılı bir implant için belirlenen kemik rezorpsiyonu seviyesinin çok altında bir rezorpsiyon oranı rapor edilmiştir. Buna karşın Romeo ve ark. (188) 8 yıllık takip sonunda 1.1 mm'lik kaybı belirlemişler ve bu değer her ne kadar başarı olarak kabul edilebilecek sınırlar içinde olsa da önceki çalışmalarla arasında kemik kaybı oranları açısından fark olduğu görülmektedir. Kemik kaybı oranlarının kantilever uzantısı varlığından etkilenmediği pek çok çalışma ile gösterilmiş (190) olsa da aşırı okluzal temasların zaman içerisinde osseointegrasyon kaybına neden olabileceği olasılığı vardır (59, 60).Yine de bu çıkarımın yapılabilmesi için uzun dönemli klinik çalışmalara gereksinim duyulmaktadır.

Ayrıca implantın hangi çenede lokalize olduğu, hastanın sigara içme alışkanlığı, periodontal hastalıklara yatkınlığı, protezin tasarımı ve kantilever uzunluğu, implant tasarımı ve yüzey özellikleri gibi değişkenlerin kantileverli implant destekli sabit protetik restorasyonlarda marjinal kemik kaybına etkisinin de klinik çalışmalarla değerlendirilmesi gerekmektedir.

Halg ve ark. (65) 46 implant ile yaptıkları çalışmada kantileversiz grupta üç implantta, kantilever uzantılı grupta ise tek implantta peri-implantitis rapor etmiştir. Romeo ve ark. (188) ise 116 implant içerisinde 2 tanesinde peri-implantitis görüldüğünü belirtmiştir. Yayımlanan bir başka sistematik derlemede ise (191) implantlar için peri-implantitis görülme oranını %26 ile %56 arasında rapor edilmiştir. Peri-implantitis yaygın olarak görülen ve önemli bir biyolojik komplikasyondur ve de kantilever restorasyonlar ile olan ilişkisinin çalışmalarla gösterilmesi gerekmektedir.

Her ne kadar implant destekli tek kron ve sabit protetik restorasyonlarla ilgili literatürde yeterli veri olsa da kantileverli restorasyonlar için estetik değerlendirmeler ile ilgili literatürde çok az miktarda veri bulunmaktadır. Bu nedenle bu tip restorasyonların estetik başarısı ile ilgili herhangi bir çıkarım yapmak güçtür. Zirkonya dayanakların implant restorasyonlarının estetik başarısına katkısını yüksek olduğu düşünülecek olursa estetik bölgede kantileverli restorasyonlar ile birlikte kullanımı gerekliliği anlaşılabacaktır. Ancak literatürde kantileverli restorasyonlar ile

zirkonya dayanakların birlikte kullanılmaları ile ilgili klinik bilgiye ulaşmak da olası değildir.

Tüm bu bilgiler ışığında kantileverli implant destekli sabit protetik restorasyonların, hayatta kalım oranı, teknik ve biyolojik komplikasyon veya biyolojik komplikasyon görülme riski açısından değerlendirildiğinde standart implant destekli sabit protetik restorasyonlarla benzer özellikler verdiği ve güvenle kullanılabileceği sonucuna varılabilir.

Her ne kadar kantileverli implant destekli restorasyonların kullanımının güvenli olduğu kanıtlanmış olsa da (18, 45) restorasyonlara ideal destek implant sayısı ve kantilever uzantısının boyutları ile ilgili sınırlı miktarda bilgi vardır. İki veya daha fazla sayıda implant tarafından desteklenen sabit protetik restorasyonların sonuçlarının öngörülebilir olduğu belirtilirken (18, 45) tek implant destek söz konusu olduğunda sonuçlar net değildir. Plamer ve ark. (192) tarafından iki üyeli kantileverli köprülerin incelendiği prospektif çalışma sonuçlarına göre 3 yıllık takip sonucunda yüksek başarı oranı rapor edilmiştir. İki veya üç üyeli kantileverli köprülerin uygulandığı hastalarda radyografik ve klinik parametreler arasında fark gözlenmezken iki üyeli köprülerde uzun kantileverli köprülere göre daha fazla teknik veya mekanik komplikasyon görüldüğü bildirilmiştir. Çalışma sonucuna göre araştırmacılar iki üyeli kantileverli köprülerin premolar bölgede kullanılabileceğini bildirmiştir (192).

Bu çalışmada elde edilen verilere göre destek implant sayısının hem zirkonya hem de titanyum dayanaklar ile desteklenen örneklerde kırılma dayanıklılığı üzerindeki etkisinin anlamlı olduğu tespit edildi ($p<0.05$). Bununla beraber destek implant sayısının sistemin başarısına etkisi zirkonya dayanakların kullanıldığı örnekler üzerinde daha fazlaydı.

Bu çalışmada kuvvet uygulama bölgesi olarak kantilever uzantısı seçilmiş olduğu için özellikle zirkonya dayanakların kullanıldığı örneklerde dayanıklılık değerlerinin düşük olduğu düşünülmektedir. Zr-I grubu örnekler yorulma testi sırasında başarısızlığa uğramamış olsa da tespit edilen 224 N'luk ortalama kırılma dayanıklılık değeri klinik uygulamalar için riskli bir değerdir. Ancak iki implant destekli zirkonya dayanaklı grubun sergilediği

kırılma dayanıklılığı sonuçları tek implant destekli titanyum dayanaklı grup ile benzer sonuç verdi. Aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p<0.05$). 204 N olarak rapor edilen keser diş bölgesindeki maksimum ısırma kuvvetinin oldukça üzerinde bir dayanıklılık gösteren Zr-II grubu 551 N'luk ortalama kırılma dayanıklılığı gösterdi. Ancak zirkonya dayanakların kantileverli restorasyonlar altında güvenle kullanılabilmesi için uzun dönemli klinik çalışmalara gereksinim vardır.

Estetik bölge implant uygulamalarında zirkonya dayanaklar estetik avantajları nedeniyle titanyum dayanıklara alternatif olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır. Günümüzde zirkonya dayanaklar, üretim yöntemleri ve tasarım farklılıklarının da değerlendirildiği birçok klinik çalışma ile test edilmektedir. Biyolojik ve teknik komplikasyon görülme sıklığı, estetik özellikleri ve implant çevresi yumuşak dokuya etkileri yayınlanan çalışmalarda incelenmiştir. Her ne kadar uzun dönem sonuçlar bulunmasa da (>5 yıl) kısa dönem takiplerde titanyum dayanaklar ile benzer, başarılı sonuçlar rapor edilmiştir. Ancak yukarıda da sözü geçtiği gibi estetik bölgede birden fazla diş eksikliği durumunda etkin bir alternatif olan kantileverli restorasyonlarla zirkonya dayanakların kullanımı ile ilgili literatürde oldukça kısıtlı miktarda bilgi vardır. Bu nedenle çalışmada kantileverli implant destekli restorasyonlarda zirkonya dayanakların kullanımının yapay ağız ortamında yorulma sonrası restorasyon sistemine etkisinin değerlendirilmesi amaçlandı.

En kısa takip süresi 3 yıl olan çalışmaların dahil edildiği Sailer ve ark. (193) tarafından 2009 yılında yayınlanmış sistematik derlemede seramik ve metal dayanakların performansları arasında anlamlı bir fark olmadığı belirtilmiştir. Seramik dayanakların implant destekli sabit restorasyonlar altında benzer hayatta kalım ve komplikasyon oranları gösterdiği sonucuna varılmıştır. Hatta bu derlemeye göre seramik dayanaklar için daha az teknik ve estetik komplikasyon oranları rapor edilmiş, dolayısıyla zirkonya dayanak kullanımının metal dayanıklara geçerli bir alternatif olduğu belirtilmiştir (193).

Ancak seramik materyaller kırılıgandır ve yorulma sonrası kırılmaya daha yatkın duruma geldikleri literatürde gösterilmiştir (194). Bu nedenle 3 yıllık klinik takip süresi sonrası seramik dayanaklar, metal dayanaklar ile

benzer klinik başarı göstermiş olsa da bu sonuçları kesin bir bulgu olarak değerlendirmek mümkün değildir. Seramik restorasyonlar ilk olarak 1993 yılında tanıtılmış olmasına rağmen kullanımlarının bilimsel olarak kanıtlanabilmesi için literatürde oldukça az sayıda veri bulunmaktadır (193). Buna karşın metal dayanaklar için literatürde 3 yıldan 8 yıla kadar takip süreleri olan çalışmalar vardır.

Çalışmalarda zirkonya disk ve barların eğilme dayanıklılığı 900 ila 1200 MPa olarak rapor edilmiştir (106). Bu değerler alüminanın iki katı kadardır ve zirkonya dayanakların kırılma dayanıklılığı da alümina dayanakların iki katı olarak belirtilmiştir (195). Ayrıca döngüsel yüklemenin zirkonyanın dayanıklılığını azalttığı gözlenmiş olsa da yorulma sonrası zirkonyanın dayanıklılığını kesin olarak etkilediğine dair net bir veri bulunmamaktadır. Her ne kadar döngüsel yüklemenin zirkonya dayanaklar üzerinde olumsuz etkisinin olabileceği literatürde belirtilmiş olsa da bu dayanaklar ile elde edilen değerler çiğneme kuvvetlerinin çok üzerinde olduğundan klinik kullanım için yeterli dayanıklılığa sahiptir. Ayrıca zirkonya dayanakların mekanik özellikleri, dayanağın üretim tekniğine göre de değişiklik gösterebilir (196-198). Tam zirkonya dayanaklar ile Ti (TiBase) ile kombine kullanılan zirkonya dayanakların mekanik özellikleri birbiri ile benzer sonuçlar göstermektedir (20).

Bu çalışmada zirkonya dayanaklar yorulma testine tabi tutuldu. Ancak dinamik yükleme yapılmayan örnek gurubu olmadığı için dinamik yüklemenin kantileverlı restorasyonların altında kullanılan zirkonya dayanakların kırılma dayanaklıklarına etkisi değerlendirilemedi

Sailer ve ark. (193) 'nın yayınladığı sistematik derlemede sabit protetik restorasyonları destekleyen seramik dayanaklar için 5 yıllık hayatta kalım oranı %99.1 olarak rapor edilmiştir. Metal dayanaklar için ise bu oran %97.4 olarak belirtilmiştir. İki dayanak arasında fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Metal alaşımlardan elde edilen dayanaklar üstün fiziksel özellikleri nedeni ile yüksek hayatta kalım oranları sergilemektedir (199). Metal alaşımları eğilebilir yapıda materyallerdir ve bu özellikleri küçük defektlerin

veya çatlakların tolere edilmesini sağlar. Tam tersine seramikler ise yüksek elastisite modülüsüne bağlı olarak kırılmandır. Kırılmalıkları nedeniyle gerilme ve bükölme tipi kuvvetlere dayanıklı olmayıp, çatlak ve defektleri tolere edemezler ve gerilme kuvvet eşiğı aşıldığında kırılma meydana gelir.

Bu konuda yapılan çalışmalar sonucu alümina ve zirkonya gibi yüksek dayanıklılıkta seramikler geliştirilmiştir. Zirkonya ve alümina dayanakların her ikisi için de oldukça umut verici sonuçlar rapor edilmiş olsa da (122, 200, 201) dental seramikler arasında en yüksek kırılma dayanıklılığına sahip materyal zirkonyadır.

Zembic ve ark. (202) tarafından 2009 yılında yayınlanmış randomize kontrollü klinik çalışmada, zirkonya dayanakların çiğneme kuvvetlerinin yüksek olduğu posterior diş bölgelerinde dahi metal dayanaklar kadar güvenle kullanılabileceğı rapor edilmiştir Dayanak materyali olarak güvenle kullanılmasının yanında, restorasyonlar için altyapı üretiminde de başarılı şekilde kullanılabileceğı klinik çalışmalarla gösterilmiştir (203-206).

Literatürdeki verilerin ışığı altında yüksek dayanıklılıktaki seramik dayanakların sabit protetik restorasyonlar altında metal dayanaklar ile benzer hayatta kalım oranı sergilemektedir.

Sailer ve ark. (193) 'na göre metal ve seramik dayanaklar teknik komplikasyon oranları açısından karşılaştırıldığında aralarında anlamlı fark bulunmamıştır. Hatta genellikle literatürde seramik dayanaklar ile ilgili çalışmalar anterior ve premolar diş bölgelerine yerleştirilen implantları kapsadığı için dayanak kırığı haricinde daha düşük oranda teknik komplikasyon görüldüğü belirtilmiştir. Dayanak kırığının çok az görüldüğü ve kümülatif oranının %0.3 olduğu rapor edilmiştir.

Zirkonya dayanaklar söz konusu olduğunda dayanak vidaları ile ilgili komplikasyonlar en sık görülen teknik komplikasyon tipi olarak rapor edilmiştir. Metal dayanaklarda 5 yıllık takipte %0.8 dayanak vida kırığı rapor edilmiştir ancak seramik dayanaklarda vida kırığı görölmemesinin nedeni vida kırığı meydana gelmeden önce dayanağın kendisinin kırılma olasılığının yüksek olması olarak düşünülebilir (207).

Ancak bu çalışmada kırılma testi sonrasında hiçbir örnekte dayanak vidasında başarısızlık gözlenmedi. Tüm örneklerde başarısızlık materyal kalınlığının en düşük olduğu dayanak boyun bölgesinde meydana geldi.

Seramik dayanaklar üretim metotlarına ve tasarımlarına göre çeşitlilik göstermektedir. Bu çeşitlilik nedeni ile seramik dayanaklar ile ilgili literatürde yer alan verileri birbiri ile karşılaştırarak doğru bir sonuca varmak güçtür. Ancak yine de tek keser diş eksikliğinin simüle edildiği çalışma sonuçlarına göre (195, 208-212) zirkonya dayanakların kuvvet karşılama kapasitelerinin 30 ila 60 derecelik açıyla uygulanan kuvvetler altında 429 ila 793 N arasında olduğu rapor edilmiştir (213).

Bu çalışmada Zr-II grubu örnekleri için elde edilen 551N'luk ortalama kırılma dayanıklılık değeri, tek keser diş eksikliği için zirkonya dayanakların kullanımında elde edilen kuvvet karşılama kapasitesi ile uyumludur. Ancak Zr-I grubu örnekleri için 226 N olarak bulunan ortalama değer rapor edilen değerlerin altında kalmaktadır.

Bressan ve ark. (214) tarafından yayınlanan spektrofotometre ile renk analizi yapılan prospektif klinik çalışmaya göre dayanak materyalinden bağımsız olarak doğal diş çevresi yumuşak doku görüntüsü ile implant çevresi yumuşak doku görüntüsü arasında fark olsa da bu farkın seramik dayanaklara kıyasla titanyum ve altın dayanaklarda daha fazla olduğu rapor edilmiştir. Bu çalışmanın sonuçları Sailer ve ark. (193) ile Zembic ve ark. (202) tarafından yayınlanan sistematik derlemelerin sonuçları ile uyumludur.

Ayrıca Jung ve ark. (32) tarafından yayınlanan bir randomize kontrollü klinik çalışmada rapor edilen seramik dayanaklar ile dişetinde renklenmenin daha az olduğu ve daha üstün estetik sonuçlar elde edilmiştir ve bu literatürdeki mevcut veriler ile uyumludur. Yine de literatürde Zembic ve ark. (202) tarafından yayınlanmış çalışma dışında metal ve seramik dayanakların standardize gruplar olarak karşılaştırıldığı klinik çalışmaya rastlanamamıştır ve bu konuda yapılacak klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

Zirkonya dayanakların metal restorasyonlar ile birlikte kullanımı klinik kullanım ile uyumlu bir yaklaşım değildir. Ancak bu çalışmada restorasyon

başarısından bağımsız olarak destek implant sayısının ve dayanak materyalinin kantileverli protetik restorasyonlarla kullanımında etkilerinin değerlendirilmesi amaçlandığı için Co-Cr alaşımından üretilen restorasyonlar kullanıldı. Metal restorasyonların hiçbirinde başarısızlık gözlenmedi.

Çalışmamızda titanyum ve zirkonya dayanaklar ile desteklenmiş kantileverli restorasyon sistemleri, dinamik yüklemeye tabi tutulmasının ardından hiç bir örnekte yorulmaya bağlı olarak başarısızlık görülmemiştir.

Yapay ağız ortamı için kullanılan parametreler literatürde fizyolojik olarak rapor edilmiş sınırlarda tutulmuştur (163, 215). Çalışmamızda 49 N olarak belirlenen yük, literatürde birçok çalışmada dinamik yükleme sırasında döngüsel yükleme için kullanılan değerdir (216, 217). Çalışmalarda belirlenen 49 N'luk kuvvetin çıkış noktası çiğneme veya yutkunma sırasında ortaya çıkan kuvvetlerin genellikle 2N ile 50 N arasında olmasıdır (163, 215, 218). (47-29,30,32) Bu nedenle klinik olarak anlamlı sonuçlar elde etme için 49 N'luk döngüsel yükleme yapıldı.

Bireylerin yılda ortalama 250.000 çiğneme döngüsüne sahip olduğu literatürde rapor edilmiştir (216, 217). 5 yıllık klinik ömrünü simüle etmek için 1.200.000 çiğneme döngüsünün gerçekleştirilmesi gerekmektedir.

Çalışmamızda amaç bir dental materyalin test edilmesi değil, implant komponentlerinin ve restorasyonun bütün bir sistem olarak davranışının test edilmesiydi. Bu nedenle kırılma dayanıklılığı sonuçları MPa cinsinden değil N cinsinden rapor edildi.

Ferrario ve ark. (219) sağlıklı genç bireyler için santral ve lateral keserler için tek diş okluzal kuvvetleri 140-150 N olarak rapor etmektedir. Maksimum keser diş ısırma kuvveti ise yaş ve yüz morfolojisine göre 290 N'a kadar çıkabilmektedir (220). Çalışmaların rapor ettiği ortalama değer ise 206 N dur. Bu çalışmada tüm test grupları >200 N'luk kırılma dayanıklılığı göstermiş olup tüm örnekler anterior restorasyonlar için geçerli olan minimum kırılma dayanıklılığı limitini geçmiştir. Yine de titanyum dayanaklı ve tek implant destekli grup örnekler aynı klinik senaryoyu taklit eden zirkonya dayanaklı örneklerin iki katı kadar kırılma dayanıklılığı sonuçları vermiştir. İki implant destekli gruplarda ise titanyuma ile zirkonya dayanakların kırılma

dayanıklılıkları arasındaki fark bu kadar fazla değildir ancak istatistiksel olarak anlamlıdır.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

1. Kantilever uzantılı restorasyonlarda Zirkonya dayanakların kullanılması durumunda destek implant sayısı dayanıklılık kuvveti üzerinde etkili olduğu ve iki implant destekli Zirkonya dayanak kullanılan durumlarda kantilever uzantılı restorasyonların dayanıklılığı tek implant destekli aynı tipte restorasyonlara göre daha yüksek olduğu tespit edildi.
2. Zirkonya dayanakların kantilever uzantılı restorasyonlar altında kullanımının test edilmesi sonucunda zirkonya dayanakların iki implant destekli durumlarda kullanıldığında titanyum dayanaklar ile benzer kuvvet karşılama kapasitesine sahip olduğu tespit edildi.
3. Bu laboratuvar çalışmasının sınırları dahilinde zirkonya dayanakların kantilever uzantılı ve iki implant destekli sabit protetik restorasyonlar ile kullanıldığı takdirde aynı tasarımda tek ve iki implant ile desteklenen Titanyum dayanaklı durumlar ile benzer kırılma dayanıklılığı gösterdiği tespit edildi.
4. Bu konuda yapılacak klinik çalışmalar ile Zirkonya dayanakların iki veya tek implant destekli kantileverli sabit protetik restorasyonlar altında kullanımının test edilmesine gereksinim duyulmaktadır.

7. KAYNAKLAR

1. Higginbottom F, Belser U, Jones JD, Keith SE. (2004) Prosthetic management of implants in the esthetic zone. The International journal of oral & maxillofacial implants, 19 Suppl:62-72.
2. Grutter L, Belser UC. (2009) Implant loading protocols for the partially edentulous esthetic zone. The International journal of oral & maxillofacial implants, 24 Suppl:169-79.
3. Belser UC, Schmid B, Higginbottom F, Buser D. (2004) Outcome analysis of implant restorations located in the anterior maxilla: a review of the recent literature. The International journal of oral & maxillofacial implants, 19 Suppl:30-42.
4. Belser U, Buser D, Higginbottom F. (2004) Consensus statements and recommended clinical procedures regarding esthetics in implant dentistry. The International journal of oral & maxillofacial implants, 19 Suppl:73-4.
5. Garber DA, Belser UC. (1995) Restoration-driven implant placement with restoration-generated site development. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995), 16(8):796, 8-802, 4.
6. Tan K, Pjetursson BE, Lang NP, Chan ES. (2004) A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. Clinical oral implants research, 15(6):654-66.
7. Kan JY, Rungcharassaeng K. (2003) Interimplant papilla preservation in the esthetic zone: a report of six consecutive cases. The International journal of periodontics & restorative dentistry, 23(3):249-59.
8. Mitrani R, Adolphi D, Tacher S. (2005) Adjacent implant-supported restorations in the esthetic zone: understanding the biology. Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al], 17(4):211-22; discussion 22-3.

9. Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. (2000) The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *Journal of periodontology*, 71(4):546-9.
10. Tarnow D, Elian N, Fletcher P, Froum S, Magner A, Cho SC, et al. (2003) Vertical distance from the crest of bone to the height of the interproximal papilla between adjacent implants. *Journal of periodontology*, 74(12):1785-8.
11. Kourkouta S, Dedi KD, Paquette DW, Mol A. (2009) Interproximal tissue dimensions in relation to adjacent implants in the anterior maxilla: clinical observations and patient aesthetic evaluation. *Clinical oral implants research*, 20(12):1375-85.
12. Cochran DL, Hermann JS, Schenk RK, Higginbottom FL, Buser D. (1997) Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implanto-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible. *Journal of periodontology*, 68(2):186-98.
13. Hermann JS, Cochran DL, Nummikoski PV, Buser D. (1997) Crestal bone changes around titanium implants. A radiographic evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *Journal of periodontology*, 68(11):1117-30.
14. Cardaropoli G, Lekholm U, Wennstrom JL. (2006) Tissue alterations at implant-supported single-tooth replacements: a 1-year prospective clinical study. *Clinical oral implants research*, 17(2):165-71.
15. Buser D, Martin W, Belser UC. (2004) Optimizing esthetics for implant restorations in the anterior maxilla: anatomic and surgical considerations. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 19 Suppl:43-61.
16. Tymstra N, Raghoobar GM, Vissink A, Meijer HJ. (2011) Dental implant treatment for two adjacent missing teeth in the maxillary aesthetic zone: a comparative pilot study and test of principle. *Clinical oral implants research*, 22(2):207-13.

17. Esposito M, Grusovin MG, Willings M, Coulthard P, Worthington HV. (2007) Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. The Cochrane database of systematic reviewsö (2):Cd003878.
18. Aglietta M, Iorio Siciliano V, Blasi A, Sculean A, Bragger U, Lang NP, et al. (2012) Clinical and radiographic changes at implants supporting single-unit crowns (SCs) and fixed dental prostheses (FDPs) with one cantilever extension. A retrospective study. *Clinical oral implants research*, 23(5):550-5.
19. Linkevicius T, Apse P. (2008) Influence of abutment material on stability of peri-implant tissues: a systematic review. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 23(3):449-56.
20. Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Ortengren U. (2010) Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *The International journal of prosthodontics*, 23(4):299-309.
21. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery*. 1981;10(6):387-416.
22. Naert I, Koutsikakis G, Duyck J, Quirynen M, Jacobs R, van Steenberghe D. (2002) Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. part I: a longitudinal clinical evaluation. *Clinical oral implants research*, 13(4):381-9.
23. Naert I, Koutsikakis G, Quirynen M, Duyck J, van Steenberghe D, Jacobs R. (2002) Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. Part 2: a longitudinal radiographic study. *Clinical oral implants research*, 13(4):390-5.
24. Lindh T, Gunne J, Tillberg A, Molin M. (1998) A meta-analysis of implants in partial edentulism. *Clinical oral implants research*, 9(2):80-90.
25. Ekelund JA, Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. (2002) Implant treatment in the edentulous mandible: a prospective study on

- Branemark system implants over more than 20 years. The International journal of prosthodontics, 16(6):602-8.
26. Jemt T, Lekholm U, Adell R. (1989) Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: a preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. The International journal of oral & maxillofacial implants, 4(3):211-7.
 27. Bragger U, Hammerle C, Weber HP. (1990) Fixed reconstructions in partially edentulous patients using two-part ITI implants (Bonefit) as abutments. Clinical oral implants research, 1(1):41-9.
 28. Jemt T, Lekholm U. (1993) Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a 5-year follow-up report. The International journal of oral & maxillofacial implants, 8(6):635-40.
 29. Bragger U, Burgin WB, Hammerle CH, Lang NP. (1997) Associations between clinical parameters assessed around implants and teeth. Clinical oral implants research, 8(5):412-21.
 30. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger 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. Clinical oral implants research, 15(6):625-42.
 31. Pjetursson BE, Bragger U, Lang NP, Zwahlen M. (2007) Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). Clinical oral implants research, 18 Suppl 3:97-113.
 32. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. (2008) A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. Clinical oral implants research., 19(2):119-30.
 33. Pjetursson BE, 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. Clinical oral implants research, 23 Suppl 6:22-38.

34. Pjetursson BE, Asgeirsson AG, Zwahlen M, Sailer I. (2014) Improvements in implant dentistry over the last decade: comparison of survival and complication rates in older and newer publications. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 29 Suppl:308-24.
35. Papaspyridakos P, Chen CJ, Singh M, Weber HP, Gallucci GO. (2012) Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *Journal of dental research*, 91(3):242-8.
36. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. (1986) The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 1(1):11-25.
37. Albrektsson T, Zarb GA. (1999) Determinants of correct clinical reporting. *Ontario dentist*, 76(4):29-33.
38. Annibali S, Bignozzi I, La Monaca G, Cristalli MP. (2012) Usefulness of the aesthetic result as a success criterion for implant therapy: a review. *Clinical implant dentistry and related research*, 14(1):3-40.
39. Buser D, Weber HP, Lang NP. (1990) Tissue integration of non-submerged implants. 1-year results of a prospective study with 100 ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants. *Clinical oral implants research*, 1(1):33-40.
40. Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, et al. (2008) Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant dentistry*, 17(1):5-15.
41. Smith DE, Zarb GA. (1989) Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *The Journal of prosthetic dentistry*, 62(5):567-72.
42. Belser UC, Grutter L, Vailati F, Bornstein MM, Weber HP, 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):140-51.
43. Furhauser 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):639-44.
 44. Meijer HJ, Stellingsma K, Meijndert L, Raghoobar GM. (2005) A new index for rating aesthetics of implant-supported single crowns and adjacent soft tissues--the Implant Crown Aesthetic Index. *Clinical oral implants research*, 16(6):645-9.
 45. Aglietta M, Siciliano VI, Zwahlen M, Bragger U, Pjetursson BE, Lang NP, et al. (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. *Clinical oral implants research*, 20(5):441-51.
 46. Romanos GE, Gupta B, Eckert SE. (2012) Distal cantilevers and implant dentistry. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 27(5):1131-6.
 47. 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. *Clinical oral implants research*, 23 Suppl 6:39-49.
 48. Gastaldo JF, Cury PR, Sendyk WR. (2004) Effect of the vertical and horizontal distances between adjacent implants and between a tooth and an implant on the incidence of interproximal papilla. *Journal of periodontology*, 75(9):1242-6.
 49. Krennmair G, Piehslinger E, Wagner H. (2003) Status of teeth adjacent to single-tooth implants. *The International journal of prosthodontics*, 16(5):524-8.
 50. Pjetursson BE, Lang NP. (2008) Prosthetic treatment planning on the basis of scientific evidence. *Journal of oral rehabilitation*, 35 Suppl 1:72-9.

51. Rodriguez AM, Aquilino SA, Lund PS, Ryther JS, Southard TE. (1993) Evaluation of strain at the terminal abutment site of a fixed mandibular implant prosthesis during cantilever loading. *Journal of prosthodontics :official journal of the American College of Prosthodontists*, 2(2):93-102.
52. White SN, Caputo AA, Anderkvist T. (1994) Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 71(5):493-9.
53. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. (1995) Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 10(3):326-34.
54. Sertgoz A, Guvener S. (1996) Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 76(2):165-9.
55. Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van der Perre G. (1998) Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *Journal of oral rehabilitation*, 25(11):847-58.
56. 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. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 13(1):82-90.
57. Akca K, Iplikcioglu H. (2002) Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *Journal of oral rehabilitation*, 29(4):350-6.
58. Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE. (1988) Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 59(1):59-63.

59. Isidor F. (1996) Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clinical oral implants research*, 7(2):143-52.
60. Isidor F. (1997) Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clinical oral implants research*, 8(1):1-9.
61. Frost HM. (2004) A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *The Angle orthodontist*, 74(1):3-15.
62. Romeo E, Lops D, Margutti E, Ghisolfi M, Chiapasco M, Vogel G. (2003) Implant-supported fixed cantilever prostheses in partially edentulous arches. A seven-year prospective study. *Clinical oral implants research*, 14(3):303-11.
63. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Belser UC, Samson J. (2006) Prosthetic complications with dental implants: from an up-to-8-year experience in private practice. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 21(6):919-28.
64. 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. *Journal of clinical periodontology*, 31(12):1077-83.
65. Halg GA, Schmid J, Hammerle CH. (2008) Bone level changes at implants supporting crowns or fixed partial dentures with or without cantilevers. *Clinical oral implants research*, 19(10):983-90.
66. Salvi GE, Bragger U. (2009) Mechanical and technical risks in implant therapy. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 24 Suppl:69-85.
67. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. (2005) Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clinical oral implants research*, 16(1):26-35.
68. Rosenberg ES, Torosian JP, Slots J. (1991) Microbial differences in 2 clinically distinct types of failures of osseointegrated implants. *Clinical oral implants research*, 2(3):135-44.

69. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. (2000) The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: A histologic study in monkeys. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 15(3):425-31.
70. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. (1990) Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 5(4):347-59.
71. Tonetti MS, Schmid J. (1994) Pathogenesis of implant failures. *Periodontology 2000*, 4:127-38.
72. Lang NP, Wilson TG, Corbet EF. (2000) Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. *Clinical oral implants research*, 11 Suppl 1:146-55.
73. Schwarz MS. (2000) Mechanical complications of dental implants. *Clinical oral implants research*, 11 Suppl 1:156-8.
74. Rangert B, Gunne J, Sullivan DY. (1991) Mechanical aspects of a Branemark implant connected to a natural tooth: an in vitro study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 6(2):177-86.
75. Lundgren D, Laurell L. (1994) Biomechanical aspects of fixed bridgework supported by natural teeth and endosseous implants. *Periodontology 2000*, 4:23-40.
76. Glantz PO, Nilner K. (1998) Biomechanical aspects of prosthetic implant-borne reconstructions. *Periodontology 2000*, 17:119-24.
77. Cho GC, Chee WW. (1992) Apparent intrusion of natural teeth under an implant-supported prosthesis: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 68(1):3-5.
78. Schulte W. Implants and the periodontium. *International dental journal*. 1995;45(1):16-26.
79. Mericske-Stern R, Assal P, Mericske E, Burgin W. (1995) Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 10(3):345-53.

80. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, et al. (1977) Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery Supplementum*, 16:1-132.
81. Schroeder A, Pohler O, Sutter F. (1976) [Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer]. *Schweizerische Monatsschrift fur Zahnheilkunde = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie / SSO*, 86(7):713-27.
82. Zarb GA, Schmitt A. (1990) The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *The Journal of prosthetic dentistry*, 64(2):185-94.
83. Belser UC, Buser D, Hess D, Schmid B, Bernard JP, Lang NP. (1998) Aesthetic implant restorations in partially edentulous patients--a critical appraisal. *Periodontology 2000*, 17:132-50.
84. Eckert SE, Wollan PC. (1998) Retrospective review of 1170 endosseous implants placed in partially edentulous jaws. *The Journal of prosthetic dentistry*, 79(4):415-21.
85. Wyatt CC, Zarb GA. (1998) Treatment outcomes of patients with implant-supported fixed partial prostheses. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 13(2):204-11.
86. Noack N, Willer J, Hoffmann J. (1999) Long-term results after placement of dental implants: longitudinal study of 1,964 implants over 16 years. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 14(5):748-55.
87. Jemt T. (1997) Regeneration of gingival papillae after single-implant treatment. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*, 17(4):326-33.
88. Choquet V, Hermans M, Adriaenssens P, Daelemans P, Tarnow DP, Malevez C. (2001) Clinical and radiographic evaluation of the papilla level adjacent to single-tooth dental implants. A retrospective study in

- the maxillary anterior region. *Journal of periodontology*, 72(10):1364-71.
89. Schropp L, Isidor F, Kostopoulos L, Wenzel A. (2005) Interproximal papilla levels following early versus delayed placement of single-tooth implants: a controlled clinical trial. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 20(5):753-61.
 90. Chiapasco M, Casentini P, Zaniboni M. (2009) Bone augmentation procedures in implant dentistry. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 24 Suppl:237-59.
 91. Klinge B, Flemmig TF. (2009) Tissue augmentation and esthetics (Working Group 3). *Clinical oral implants research*, 20 Suppl 4:166-70.
 92. Esposito M, Grusovin MG, Felice P, Karatzopoulos G, Worthington HV, Coulthard P. (2009) Interventions for replacing missing teeth: horizontal and vertical bone augmentation techniques for dental implant treatment. *The Cochrane database of systematic reviews*. 2009(4):Cd003607.
 93. Esposito M, Cannizarro G, Soardi E, Pellegrino G, Pistilli R, Felice P. (2011) A 3-year post-loading report of a randomised controlled trial on the rehabilitation of posterior atrophic mandibles: short implants or longer implants in vertically augmented bone? *European journal of oral implantology*, 4(4):301-11.
 94. Scherrer SS, De Rijk WG, Belser UC. (1996) Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth. *The International journal of prosthodontics*, 9(6):580-5.
 95. Chu FC, Frankel N, Smales RJ. (2000) Surface roughness and flexural strength of self-glazed, polished, and reglazed In-Ceram/Vitadur Alpha porcelain laminates. *The International journal of prosthodontics*, 13(1):66-71.
 96. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. (2009) High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic

- restorations. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 25(1):121-8.
97. Phillips RW. (1977) *Element of dental materials*. Third edition ed. Toronto: W.B Saunders Company.
 98. Anusavice KJ. (2003) *Philips' Science of Dental Materials*. 11th ed. ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Science
 99. Deany IL. (1996) Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical reviews in oral biology and medicine : an official publication of the American Association of Oral Biologists*, 7(2):134-43.
 100. Wen MY, Mueller HJ, Chai J, Wozniak WT. (1999) Comparative mechanical property characterization of 3 all-ceramic core materials. *The International journal of prosthodontics*, 12(6):534-41.
 101. Raigrodski AJ. (2004) Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 92(6):557-62.
 102. Raigrodski AJ. (2004) Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental clinics of North America*, 48(2):viii, 531-44.
 103. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. (2007) Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 98(2):120-8.
 104. Denry I, Kelly JR. (2008) State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 24(3):299-307.
 105. McLaren EA, Terry DA. (2002) CAD/CAM systems, materials, and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995)*, 23(7):637-41, 44, 46 passim; quiz 54.
 106. Piconi C, Maccauro G. (1999) Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1):1-25.
 107. Kelly JR. (2004) Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental clinics of North America*, 48(2):viii, 513-30.

108. Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. (1999) Zirconia-TZP and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 7(4):113-9.
109. Ardlin BI. (2002) Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 18(8):590-5.
110. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. (2005) A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 14(1):39-45.
111. Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO. (2013) The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *The Journal of prosthetic dentistry*, 109(1):22-9.
112. Yilmaz H, Nemli SK, Aydin C, Bal BT, Tiras T. (2011) Effect of fatigue on biaxial flexural strength of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 27(8):786-95.
113. Lindhe J, Berglundh T. (1998) The interface between the mucosa and the implant. *Periodontology 2000*, 17:47-54.
114. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Linden U, Bergstrom C, et al. (1999) Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 14(5):639-45.
115. Prestipino V, Ingber A. (1993) Esthetic high-strength implant abutments. Part II. *Journal of esthetic dentistry*, 5(2):63-8.
116. Prestipino V, Ingber A. (1993) Esthetic high-strength implant abutments. Part I. *Journal of esthetic dentistry*, 5(1):29-36.
117. Abrahamsson I, Zitzmann NU, Berglundh T, Linder E, Wennerberg A, Lindhe J. (2002) The mucosal attachment to titanium implants with

- different surface characteristics: an experimental study in dogs. *Journal of clinical periodontology*, 29(5):448-55.
118. Arvidson K, Fartash B, Hilliges M, Kondell PA. (1996) Histological characteristics of peri-implant mucosa around Branemark and single-crystal sapphire implants. *Clinical oral implants research*, 7(1):1-10.
 119. Fartash B, Tangerud T, Silness J, Arvidson K. (1996) Rehabilitation of mandibular edentulism by single crystal sapphire implants and overdentures: 3-12 year results in 86 patients. A dual center international study. *Clinical oral implants research*, 7(3):220-9.
 120. McKinney RV, Jr., Steflik DE, Koth DL. (1985) Evidence for a junctional epithelial attachment to ceramic dental implants. A transmission electron microscopic study. *Journal of periodontology*, 56(10):579-91.
 121. Andersson B, Glauser R, Maglione M, Taylor A. (2003) Ceramic implant abutments for short-span FPDs: a prospective 5-year multicenter study. *The International journal of prosthodontics*, 16(6):640-6.
 122. Andersson B, Taylor A, Lang BR, Scheller H, Scharer P, Sorensen JA, et al. (2001) Alumina ceramic implant abutments used for single-tooth replacement: a prospective 1- to 3-year multicenter study. *The International journal of prosthodontics*, 14(5):432-8.
 123. Henriksson K, Jemt T. (2003) Evaluation of custom-made procera ceramic abutments for single-implant tooth replacement: a prospective 1-year follow-up study. *The International journal of prosthodontics*, 16(6):626-30.
 124. Holst S, Blatz MB, Hegenbarth E, Wichmann M, Eitner S. (2005) Prosthodontic considerations for predictable single-implant esthetics in the anterior maxilla. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 63(9 Suppl 2):89-96.
 125. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. (2009) Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental

- implantology. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials*, 88(2):519-29.
126. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. (2007) An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of dentistry*, 35(11):819-26.
 127. Springate SD, Winchester LJ. (1991) An evaluation of zirconium oxide brackets: a preliminary laboratory and clinical report. *British journal of orthodontics*, 18(3):203-9.
 128. Kohal RJ, Att W, Bachle M, Butz F. (2008) Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontology 2000*, 47:224-43.
 129. Wenz HJ, Bartsch J, Wolfart S, Kern M. (2008) Osseointegration and clinical success of zirconia dental implants: a systematic review. *The International journal of prosthodontics*, 21(1):27-36.
 130. McLean JW. (1991) The science and art of dental ceramics. *Operative dentistry*, 16(4):149-56.
 131. Walton TR. (2013) The up to 25-year survival and clinical performance of 2,340 high gold-based metal-ceramic single crowns. *The International journal of prosthodontics*, 26(2):151-60.
 132. Reitemeier B, Hansel K, Kastner C, Weber A, Walter MH. (2013) A prospective 10-year study of metal ceramic single crowns and fixed dental prosthesis retainers in private practice settings. *The Journal of prosthetic dentistry*, 109(3):149-55.
 133. Piwowarczyk A, Schick K, Lauer HC. (2012) Metal-ceramic crowns cemented with two luting agents: short-term results of a prospective clinical study. *Clinical oral investigations*, 16(3):917-22.
 134. Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC. (1992) Marginal fit of castable ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 67(5):594-9.
 135. McLean JW, von Fraunhofer JA. (1971) The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *British dental journal*, 131(3):107-11.

136. Layton D. (2011) A critical appraisal of the survival and complication rates of tooth-supported all-ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses: the application of evidence-based dentistry. *The International journal of prosthodontics*, 24(5):417-27.
137. Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R. (1985) The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 1(5):197-9.
138. Dikbas I, Tanalp J, Tomruk CO, Koksall T. (2013) Evaluation of reasons for extraction of crowned teeth: a prospective study at a university clinic. *Acta odontologica Scandinavica*. 71(3-4):848-56.
139. Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vult von Steyern P, Fukushima S. (2005) Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *Journal of oral rehabilitation*, 32(7):526-30.
140. Ortorp A, Ascher A, Svanborg P. (2012) A 5-year retrospective study of cobalt-chromium-based single crowns inserted in a private practice. *The International journal of prosthodontics*, 25(5):480-3.
141. McGinley EL, Moran GP, Fleming GJ. (2012) Base-metal dental casting alloy biocompatibility assessment using a human-derived three-dimensional oral mucosal model. *Acta biomaterialia*, 8(1):432-8.
142. Levi L, Barak S, Katz J. (2012) Allergic reactions associated with metal alloys in porcelain-fused-to-metal fixed prosthodontic devices-A systematic review. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985), 43(10):871-7.
143. Tamac E, Toksavul S, Toman M. (2014) Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*.
144. Willer J, Rossbach A, Weber HP. (1998) Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system. *The Journal of prosthetic dentistry*, 80(3):346-53.
145. van Noort R. (2012) The future of dental devices is digital. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 28(1):3-12.

146. Traini T, Mangano C, Sammons RL, Mangano F, Macchi A, Piattelli A. (2008) Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 24(11):1525-33.
147. Quante K, Ludwig K, Kern M. (2008) Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 24(10):1311-5.
148. Miyazaki T, Hotta Y. (2011) CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian dental journal*, 56 Suppl 1:97-106.
149. Al Jabbari YS, Koutsoukis T, Barmpagadaki X, Zinelis S. (2014) Metallurgical and interfacial characterization of PFM Co-Cr dental alloys fabricated via casting, milling or selective laser melting. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 30(4):e79-88.
150. Xiang N, Xin XZ, Chen J, Wei B. (2012) Metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting. *Journal of dentistry*, 40(6):453-7.
151. Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J. (2006) Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *The Journal of prosthetic dentistry*, 96(2):96-9.
152. Ucar Y, Akova T, Akyil MS, Brantley WA. (2009) Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 102(4):253-9.
153. Oyague RC, Sanchez-Turrion A, Lopez-Lozano JF, Suarez-Garcia MJ. (2012) Vertical discrepancy and microleakage of laser-sintered and vacuum-cast implant-supported structures luted with different cement types. *Journal of dentistry*, 40(2):123-30.

154. Oyague RC, Sanchez-Turrión A, Lopez-Lozano JF, Montero J, Albaladejo A, Suarez-Garcia MJ. (2012) Evaluation of fit of cement-retained implant-supported 3-unit structures fabricated with direct metal laser sintering and vacuum casting techniques. *Odontology / the Society of the Nippon Dental University*, 100(2):249-53.
155. Ortorp A, Jonsson D, Mouhsen A, Vult von Steyern P. (2011) The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 27(4):356-63.
156. Castillo-Oyague R, Osorio R, Osorio E, Sanchez-Aguilera F, Toledano M. (2012) The effect of surface treatments on the microroughness of laser-sintered and vacuum-cast base metal alloys for dental prosthetic frameworks. *Microscopy research and technique*, 75(9):1206-12.
157. Castillo-Oyague R, Lynch CD, Turrión AS, Lopez-Lozano JF, Torres-Lagares D, Suarez-Garcia MJ. (2013) Misfit and microleakage of implant-supported crown copings obtained by laser sintering and casting techniques, luted with glass-ionomer, resin cements and acrylic/urethane-based agents. *Journal of dentistry*, 41(1):90-6.
158. Castillo-de-Oyague R, Sanchez-Turrión A, Lopez-Lozano JF, Albaladejo A, Torres-Lagares D, Montero J, et al. (2012) Vertical misfit of laser-sintered and vacuum-cast implant-supported crown copings luted with definitive and temporary luting agents. *Medicina oral, patología oral y cirugía bucal*, 17(4):e610-7.
159. Akova T, Ucar Y, Tukay A, Balkaya MC, Brantley WA. (2008) Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 24(10):1400-4.
160. Iseri U, Ozkurt Z, Kazazoglu E. (2011) Shear bond strengths of veneering porcelain to cast, machined and laser-sintered titanium. *Dental materials journal*, 30(3):274-80.

161. Witkowski S, Komine F, Gerds T. (2006) Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *The Journal of prosthetic dentistry*, 96(1):47-52.
162. Schindler HJ, Stengel E, Spiess WE. (1998) Feedback control during mastication of solid food textures--a clinical-experimental study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 80(3):330-6.
163. Bates JF, Stafford GD, Harrison A. (1976) Masticatory function - a review of the literature. III. Masticatory performance and efficiency. *Journal of oral rehabilitation*, 3(1):57-67.
164. Bates JF, Stafford GD, Harrison A. (1975) Masticatory function--a review of the literature. 1. The form of the masticatory cycle. *Journal of oral rehabilitation*, 2(3):281-301.
165. DeLong R, Douglas WH. (1983) Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *Journal of dental research*, 62(1):32-6.
166. 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):805-16.
167. Gibbs CH, Lundeen HC, Mahan PE, Fujimoto J. (1981) Chewing movements in relation to border movements at the first molar. *The Journal of prosthetic dentistry*, 46(3):308-22.
168. Muhlemann S, Truninger TC, Stawarczyk B, Hammerle CH, Sailer I. (2014) Bending moments of zirconia and titanium implant abutments supporting all-ceramic crowns after aging. *Clinical oral implants research*, 25(1):74-81.
169. Carr AB, Choi YG, Eckert SE, Desjardins RP. (2003) Retrospective cohort study of the clinical performance of 1-stage dental implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 18(3):399-405.
170. Davarpanah M, Martinez H, Etienne D, Zabalegui I, Mattout P, Chiche F, et al. (2002) A prospective multicenter evaluation of 1,583 3i

- implants: 1- to 5-year data. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 17(6):820-8.
171. Esposito M, Worthington HV, Coulthard P, Jokstad A. (2002) Interventions for replacing missing teeth: maintaining and re-establishing healthy tissues around dental implants. *The Cochrane database of systematic reviews*. 2002(3):Cd003069.
 172. Esposito M, Worthington HV, Thomsen P, Coulthard P. (2003) Interventions for replacing missing teeth: different types of dental implants. *The Cochrane database of systematic reviews*. 2003(3):Cd003815.
 173. Grunder U, Polizzi G, Goene R, Hatano N, Henry P, Jackson WJ, et al. (1999) A 3-year prospective multicenter follow-up report on the immediate and delayed-immediate placement of implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 14(2):210-6.
 174. Haas R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G, Watzek G. (1996) Survival of 1,920 IMZ implants followed for up to 100 months. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 11(5):581-8.
 175. Leonhardt A, Grondahl K, Bergstrom C, Lekholm U. (2002) Long-term follow-up of osseointegrated titanium implants using clinical, radiographic and microbiological parameters. *Clinical oral implants research*, 13(2):127-32.
 176. Moberg LE, Kondell PA, Kullman L, Heimdahl A, Gynther GW. (1999) Evaluation of single-tooth restorations on ITI dental implants. A prospective study of 29 patients. *Clinical oral implants research*, 10(1):45-53.
 177. Morris HF, Ochi S. (2000) Survival and stability (PTVs) of six implant designs from placement to 36 months. *Annals of periodontology / the American Academy of Periodontology*, 5(1):15-21.
 178. Morris HF, Ochi S. (2000) Influence of two different approaches to reporting implant survival outcomes for five different prosthodontic applications. *Annals of periodontology / the American Academy of Periodontology*, 5(1):90-100.

179. Schmitt A, Zarb GA. (1993) The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants for single-tooth replacement. *The International journal of prosthodontics*, 6(2):197-202.
180. UC Belser JB, D Buser. (2003) *Implant placement in the esthetic zone* oxford: Blackwell Munksgaard; 2003.
181. Weng D, Jacobson Z, Tarnow D, Hurzeler MB, Faehn O, Sanavi F, et al. (2003) A prospective multicenter clinical trial of 3i machined-surface implants: results after 6 years of follow-up. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 18(3):417-23.
182. Zarb JP, Zarb GA. (2002) Implant prosthodontic management of anterior partial edentulism: long-term follow-up of a prospective study. *Journal (Canadian Dental Association)*, 68(2):92-6.
183. Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden U. (1988) A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 3(2):129-34.
184. Levine RA, Huynh-Ba G, Cochran DL. (2014) Soft tissue augmentation procedures for mucogingival defects in esthetic sites. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 29 Suppl:155-85.
185. Bragger U, Karoussis I, Persson R, Pjetursson B, Salvi G, Lang N. (2005) Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. *Clinical oral implants research*, 16(3):326-34.
186. 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. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 21(4):567-74.
187. Kreissl ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub JR. (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):720-6.

188. Romeo E, Tomasi C, Finini I, Casentini P, Lops D. (2009) Implant-supported fixed cantilever prosthesis in partially edentulous jaws: a cohort prospective study. *Clinical oral implants research*, 20(11):1278-85.
189. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. (2000) Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clinical oral implants research*, 11(5):465-75.
190. Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. (2007) A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. *Clinical oral implants research*, 18(6):707-14.
191. Zitzmann NU, Berglundh T. (2008) Definition and prevalence of peri-implant diseases. *Journal of clinical periodontology*, 35(8 Suppl):286-91.
192. Palmer RM, Howe LC, Palmer PJ, 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.
193. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hammerle CH, Zwahlen M. (2009) A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clinical oral implants research*, 20 Suppl 4:4-31.
194. Rekow D, Thompson VP. (2007) Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses. *Journal of materials science Materials in medicine*, 18(1):47-56.
195. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. (2003) In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 90(4):325-31.
196. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. (1999) The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and

- reliability of Y-TZP zirconia ceramic. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials, 15(6):426-33.
197. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. (2000) Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. Journal of biomedical materials research, 53(4):304-13.
 198. Luthardt RG, Holzhuter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, et al. (2002) Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. Journal of dental research, 81(7):487-91.
 199. Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Branemark PI. (1998) Cemented single crowns on osseointegrated implants after 5 years: results from a prospective study on CeraOne. The International journal of prosthodontics, 11(3):212-8.
 200. Canullo L. (2007) Clinical outcome study of customized zirconia abutments for single-implant restorations. The International journal of prosthodontics, 20(5):489-93.
 201. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P. (2004) Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. The International journal of prosthodontics, 17(3):285-90.
 202. Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hammerle CH. (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):802-8.
 203. Molin MK, Karlsson SL. (2008) Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. The International journal of prosthodontics, 21(3):223-7.
 204. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, et al. (2006) The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. The Journal of prosthetic dentistry, 96(4):237-44.

205. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. (2007) Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *The International journal of prosthodontics*, 20(4):383-8.
206. Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H. (2008) Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *The International journal of prosthodontics*, 21(3):217-22.
207. Tripodakis AP, Strub JR, Kappert HF, Witkowski S. (1995) Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load. *The International journal of prosthodontics*, 8(3):265-72.
208. Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY. (2009) Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 18(1):17-22.
209. Aramouni P, Zebouni E, Tashkandi E, Dib S, Salameh Z, Almas K. (2008) Fracture resistance and failure location of zirconium and metallic implant abutments. *The journal of contemporary dental practice*, 9(7):41-8.
210. Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub JR. (2005) Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *Journal of oral rehabilitation*, 32(11):838-43.
211. Gehrke P, Dhom G, Brunner J, Wolf D, Degidi M, Piattelli A. (2006) Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985), 37(1):19-26.
212. Kolbeck C, Behr M, Rosentritt M, Handel G. (2008) Fracture force of tooth-tooth- and implant-tooth-supported all-ceramic fixed partial dentures using titanium vs. customised zirconia implant abutments. *Clinical oral implants research*, 19(10):1049-53.

213. Nothdurft FP, Doppler KE, Erdelt KJ, Knauber AW, Pospiech PR. (2010) Influence of artificial aging on the load-bearing capability of straight or angulated zirconia abutments in implant/tooth-supported fixed partial dentures. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 25(5):991-8.
214. Bressan E, Paniz G, Lops D, Corazza B, Romeo E, Favero G. (2011) Influence of abutment material on the gingival color of implant-supported all-ceramic restorations: a prospective multicenter study. *Clinical oral implants research*, 22(6):631-7.
215. De Boever JA, McCall WD, Jr., Holden S, Ash MM, Jr. (1978) Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. *The Journal of prosthetic dentistry*, 40(3):326-33.
216. Kern M, Strub JR, Lu XY. (1999) Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. *Journal of oral rehabilitation*, 26(5):372-8.
217. Strub JR, Gerds T. (2003) Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations. *The International journal of prosthodontics*, 16(2):167-71.
218. Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B. (1979) Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta odontologica Scandinavica*, 37(4):195-206.
219. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. (2004) Single tooth bite forces in healthy young adults. *Journal of oral rehabilitation*, 31(1):18-22.
220. Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg B, Engstrom C. (1993) The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross-sectional study. *Acta odontologica Scandinavica*, 51(5):323-31.