



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**



**ALT ÇENE İKİ İMPLANT DESTEKLİ
HAREKETLİ PROTEZ (OVERDENTURE)
UYGULAMALARINDA,
İMPLANTLAR ARASI MESAFENİN,
TUTUCULUĞA ETKİSİNİN,
FARKLI SÜRELERDE VE FARKLI TUTUCULUK
ÖZELLİKLERİNDE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Hacer ERTÜRK AKYEL

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Sadullah ÜÇTAŞLI**

**ANKARA
2020**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**ALT ÇENE İKİ İMPLANT DESTEKLİ
HAREKETLİ PROTEZ (OVERDENTURE)
UYGULAMALARINDA,
İMPLANTLAR ARASI MESAFENİN,
TUTUCULUĞA ETKİSİNİN,
FARKLI SÜRELERDE VE FARKLI TUTUCULUK
ÖZELLİKLERİNDE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Hacer ERTÜRK AKYEL

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

DANIŞMAN

Prof. Dr. Sadullah ÜÇTAŞLI

**Bu araştırma Ankara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri
Koordinatörlüğü'nün 19L0234002 proje numarası ile desteklendi.**

ANKARA

2020

ETİK BEYAN

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı'na,

Uzmanlık tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Alt Çene İki İmplant Destekli Hareketli Protez (Overdenture) Uygulamalarında, İmplantlar Arası Mesafenin, Tutuculuğa Etkisinin, Farklı Sürelerde ve Farklı Tutuculuk Özelliklerinde Değerlendirilmesi” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan laboratuvar çalışması tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler ve yorumlar bana aittir. Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Uzmanlık Öğrencisinin Adı Soyadı: Hacer ERTÜRK AKYEL

Tarih:

İmza:

KABUL ve ONAY

[Faint, stylized watermark text, possibly reading "KABUL ve ONAY"]

İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	ii
Kabul ve Onay	iii
İçindekiler	iv
Önsöz	vi
Simgeler ve Kısaltmalar	vii
Şekiller	viii
Çizelgeler	xi
1. GİRİŞ	1
1.1. Tamamen Dişsiz Hastalarda Protetik Tedavi Seçenekleri	1
1.2. Geleneksel Tam Protez Uygulamaları	3
1.3. İmplant Destekli Protez Uygulamaları	5
1.4. İmplant Destekli Hareketli Protez (Overdenture)	8
1.4.1. İmplant Destekli Hareketli Protez (Overdenture) Endikasyonları	14
1.4.2. İmplant Destekli Hareketli Protez (Overdenture) Avantajları	15
1.4.3. İmplant Destekli Hareketli Protez (Overdenture) Dezavantajları	16
1.5. İmplant Destekli Hareketli Protez (Overdenture) Uygulamalarında Tutuculuk Kavramı	17
1.6. İmplant Destekli Hareketli Protez (Overdenture) Uygulamalarında Tutucu Sistemler	17
1.6.1. Splintlenen Tutucu Sistemler	19
1.6.2. Splintlenmeyen Tutucu Sistemler	22
1.7. İmplant Destekli Hareketli Protez (Overdenture) Uygulamalarında, Tutucu Sistem Seçimini Etkileyen Faktörler	38
1.8. İmplant Destekli Hareketli Protez (Overdenture) Uygulamalarında, Kullanılan Tutucu Sistemlerin Karşılaştırılması	39
1.8.1. İmplant Sağkalım Oranı	39
1.8.2. Marjinal Kemik Kaybı	40
1.8.3. Yumuşak Doku Değişiklikleri	41
1.8.4. Protezin Bakım Gereksinimleri (İdame) ve Komplikasyonlar	43
1.8.5. Tutuculuk/Retansiyon	46
1.8.6. Stres Emilimi	52
1.8.7. Hasta Memnuniyeti	53
1.9. İmplant Destekli Overdenture Uygulamalarında Kullanılan Tutucu Sistemlerin, Tutuculuk Kuvvet Değerlerinin Ölçümü	54
1.10. Amaç	57
1.11. Hipotez	57
2. GEREÇ VE YÖNTEM	58
2.1. İmplant Analoglarının ve Titanyum Keplerin Yerleştirildiği, Alt Çeneyi ve Protezi Simüle Eden Akrilik Blokların Hazırlanması	60

2.2. İmplant Analoglarının Hazırlanan Akrilik Bloklara Belirlenen Mesafede Yerleştirilmesi	65
2.3. İmplant Analoglarının Üzerine Novaloc Dayanakların Yerleştirilmesi	67
2.4. Novaloc Dayanakların ve Matrikslerin Bağlanması ve Polimerize Edilmesi	69
2.5. Protez Takma/Çıkarma Siklus Testlerinin Uygulanması ve Tutuculuk Ölçümlerinin Yapılması	74
2.6. Verilerin Değerlendirilmesi ve İstatistiksel Analiz	79
3. BULGULAR	80
3.1. Tutuculuk Kuvvet Değeri ile İlgili Bulgular	80
3.2. Tutuculuk Kuvvet Değeri Zamanla Bağlı Değerlendirilmesi	82
3.3. Tutuculuk Kuvvet Değeri Farklı Renk Kodlu Matriks Gruplarına Bağlı Değerlendirilmesi	91
3.4. Tutuculuk Kuvvet Değeri İmplantlar Arası Mesafeye Bağlı Değerlendirilmesi	
4.TARTIŞMA	96
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	119
ÖZET	124
SUMMARY	125
KAYNAKLAR	126
ÖZGEÇMİŞ	140

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca ve tez sürecimde, değerli vaktini ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyip, yoğun emek ve çabasıyla bana her zaman yol gösteren, mesleki deneyimi ve akademik birikimini benimle her zaman paylaşan, etik değerleri ve çalışmaları ile her zaman örnek alacağım saygıdeğer hocam ve tez danışmanım Sayın **Prof. Dr. Sadullah ÜÇTAŞLI**'ya,

Akademik birikimini ve vizyonunu her zaman örnek alacağım, tez jürimin değerli üyelerinden Sayın **Prof. Dr. S. Hakan TERZİOĞLU**'na ve eğitim gördüğüm süre boyunca bana değerli katkılarından dolayı çok kıymetli Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Tez jürimin değerli üyelerinden Sayın **Prof. Dr. Şenay CANAY**'a,

Tez çalışmamın laboratuvar aşamalarında yardımcı olan fakültemiz araştırma laboratuvarında görevli Sayın **Mustafa YEŞİL** ve değerli eşi **Kadriye YEŞİL**'e,

Uzmanlık eğitimimde geçen her zamanı değerli ve eğlenceli kılan, çok değerli dostlarım **İrem ÜÇÜNCÜ, Kübra KİRİŞCİ, Özge ÖNCÜ YENİAY, Gökhan ÇİÇEKÇİ, Sebile ALTINTAŞ, Ümran YILMAZ** ve değerli **Uzm. Dt. İrem KIYAN OĞUZ** ve **Doç. Dr. Fehmi GÖNÜLDAŞ**'a,

Tüm yaşamım boyunca sevgilerini, emeklerini, maddi ve manevi desteklerini benden esirgemeyen, haklarını hayatımın sonuna kadar ödeyemeyeceğimi bildiğim kıymetlilerim annem **Sabriye ERTÜRK**, babam **Mustafa ERTÜRK**, ablam **Yasemin ERTÜRK ŞENDEN**, dünya tatlısı yeğenlerim **Meryem ŞENDEN** ve **Zeynep ŞENDEN**'e,

Bu hayattaki en büyük şansım, kıymetli eşim, meslektaşım **Alim AKYEL**'e ve değerli ailesine,

Tüm içtenliğimle, sevgi ve saygı ile teşekkür ederim...

SİMGELER ve KISALTMALAR

°C	Santigrad Derece
ADLC	Amorphous Diamond Like Carbon (Amorf Elmas Benzeri Karbon)
BSSPD	British Society for the Study of Prosthetic Dentistry (İngiliz Protetik Diş Hekimliği Çalışma Grubu)
CAD/CAM	Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacture (Bilgisayar Yardımıyla Tasarım/Bilgisayar Yardımıyla Üretim)
ERA	Extracoronar Resilient Attachment
mm	Milimetre
mm/dk	Milimetre/Dakika
N	Newton
OHRQoL	Oral Health Related Quality of Life (Ağız Sağlığı ile İlgili Yaşam Kalitesi)
PAEK	Poli Aril Eter Keton
PE	Poli Etilen
PEEK	Poli Eter Eter Keton
PEKK	Poli Eter Keton Keton
PPRC	Polypropylene Random Copolymer
PVC	Poli Vinil Klorid
SEM	Scanning Electron Microscope (Yüzey Tarama Elektron Mikroskobu)

ŞEKİLLER

Şekil 1.1.	Alt çene ön bölgede, mental foramenler arası, kullanılabılır kemik yapı	9
Şekil 1.2.	Alt çene ön bölgede, splintlenmeyen 2 implant uygulaması	9
Şekil 1.3.	Alt çene ön bölgede, splintlenen 2 implant uygulaması	10
Şekil 1.4.	Alt çene ön bölgede, A, C, E konumunda, splintlenen 3 implant uygulaması	11
Şekil 1.5.	Alt çene ön bölgede, B, C, D konumunda, splintlenen 3 implant uygulaması	12
Şekil 1.6.	Alt çene ön bölgede, A, B, D, E konumunda, splintlenen 4 implant ve distal uzantı uygulaması	12
Şekil 1.7.	Alt çene ön bölgede, A, B, C, D, E konumunda, splintlenen 5 implant ve distal uzantı uygulaması	13
Şekil 1.8.	Düz ve açılı Locator tutucu sistemde dayanak ve naylon tutucuların tutuculuk kuvvet değerlerine göre renk kodları	28
Şekil 1.9.	Locator tutucu sistemde, patriks ve matriks yapıları	30
Şekil 1.10.	a) Locator R-Tx tutucu sistem tasarımı ve b) Locator R-Tx tutucu sistemin özellikleri	31
Şekil 1.11.	Locator R-Tx tutucu sistemin tolere edebildiği implantlar arası açısı	31
Şekil 1.12.	Locator R-Tx tutucu sisteme ait tutucu parçaların, tutuculuk kuvvet değerlerine göre renk kodları	32
Şekil 1.13.	Equator tutucu sistem ve kep boyutları	32
Şekil 1.14.	CM-LOC ve CM-LOC FLEX tutucu sistem	33
Şekil 1.15.	CM-LOC tutucu sisteme ait PEEKTON tutucu parçaları	33
Şekil 1.16.	Düz ve açılı Novaloc tutucu sistem	34
Şekil 1.17.	Düz ve açılı Novaloc dayanak özellikleri	34
Şekil 1.18.	Novaloc tutucu sistem PEEK matrikslerin tutuculuk kuvvet değerlerine göre renk kodları	35
Şekil 1.19.	a) Novaloc tutucu sisteme ait titanyum kep ve boyutları b) Novaloc tutucu sisteme ait PEEK kep ve boyutları	37
Şekil 1.20.	Düz Novaloc dayanak ve matriksin tolere ettiği açısı	37
Şekil 2.1.	Dikdörtgen prizma şeklinde akrilik blok tasarımı	60
Şekil 2.2.	a), b) İmplant analoglarının ve Novaloc tutucu sistemin yerleştirildiği, alt çeneyi ve protezi simüle eden akrilik blok tasarımı	61
Şekil 2.3.	A tipi silikon ölçü maddesi	61
Şekil 2.4.	Tip 4 sert alçı	62
Şekil 2.5.	Dikdörtgen prizma şeklinde hazırlanan alçı blok	62
Şekil 2.6.	A tipi silikon ölçü maddesinin silikon kaideye yerleştirilmesi	63
Şekil 2.7.	Alçı bloğun ölçü maddesine yerleştirilmesi	63
Şekil 2.8.	Alçı bloğun ölçü maddesi içinde negatif ölçüsü	63
Şekil 2.9.	PPRC silindirik boru ve vidanın, şeffaf akrilik bloğa yerleştirilen hali	64
Şekil 2.10.	Örneklerin birbirine bakan yüzey temasları	64
Şekil 2.11.	Örneklerin numaralandırma sonrası görüntüsü	65
Şekil 2.12.	Dijital matkap freze makinesi	65
Şekil 2.13.	Matkap freze makinesinin dijital göstergesi	66

Şekil 2.14.	Akrilik bloğun matkap freze makinesinin tezgahında sabitlenmesi	66
Şekil 2.15.	Rehber olukların açılması	67
Şekil 2.16.	a) 11 mm mesafe ve b) 22 mm mesafe ile 2 adet Novaloc dayanak yerleştirildikten sonra blokların görüntüsü	68
Şekil 2.17.	Novaloc dayanakları torklama işlemi	68
Şekil 2.18.	Novaloc dayanaklar ve beyaz silikon diskler	69
Şekil 2.19.	Novaloc dayanak ve titanyum keplerin, polimerizasyon işlemi sonrası görüntüsü	70
Şekil 2.20.	Novaloc matriksleri takıp/çıkarma işleminde kullanılan anahtarlar, şeffaf laboratuvar lastiği, beyaz, sarı ve yeşil PEEK matriks	71
Şekil 2.21.	Beyaz, sarı ve yeşil PEEK matriks	71
Şekil 2.22.	Titanyum keplerin içerisine Novaloc/beyaz PEEK matriksin yerleştirilmesi	72
Şekil 2.23.	Titanyum keplerin içerisine Novaloc/yeşil PEEK matriksin yerleştirilmesi	73
Şekil 2.24.	Universal Test Cihazı	74
Şekil 2.25.	Çiğneme simülatörü	75
Şekil 2.26.	Protezi simüle eden akrilik blokların çiğneme simülatörüne takılması	76
Şekil 2.27.	Alt çeneyi simüle eden akrilik blokların çiğneme simülatörüne takılması	76
Şekil 2.28.	Akrilik blokların çiğneme simülatöründe sabitlenmesi	76
Şekil 2.29.	Akrilik blokların çiğneme simülatöründe kapanışa getirilerek kontrol edilmesi	77
Şekil 2.30.	Örneklerin çiğneme simülatöründeki görüntüsü	77
Şekil 3.1.	Zamana göre tutuculuk kuvvet değerleri	83
Şekil 3.2.	Başlangıç tutuculuk kuvvet değerleri	84
Şekil 3.3.	3. ay tutuculuk kuvvet değerleri	84
Şekil 3.4.	6. ay tutuculuk kuvvet değerleri	85
Şekil 3.5.	9. ay tutuculuk kuvvet değerleri	85
Şekil 3.6.	1. yıl tutuculuk kuvvet değerleri	86
Şekil 3.7.	2. yıl tutuculuk kuvvet değerleri	86
Şekil 3.8.	a) İmplantlar arası 11 mm ve b) 22 mm mesafe ile yerleştirilen Novaloc/beyaz renk matriks grubunun zamana göre tutuculuk kuvvet değerlerinin, başlangıç tutuculuk kuvvet değerlerine göre azalma oranı (% değişim)	88
Şekil 3.9.	a) İmplantlar arası 11 mm ve b) 22 mm mesafe ile yerleştirilen Novaloc/sarı renk matriks grubunun zamana göre tutuculuk kuvvet değerlerinin, başlangıç tutuculuk kuvvet değerlerine göre azalma oranı (% değişim)	89
Şekil 3.10.	a) İmplantlar arası 11 mm ve b) 22 mm mesafe ile yerleştirilen Novaloc/yeşil renk matriks grubunun zamana göre tutuculuk kuvvet değerlerinin, başlangıç tutuculuk kuvvet değerlerine göre azalma oranı (% değişim)	90
Şekil 3.11.	Farklı renk kodlu matriks gruplarının zamana göre tutuculuk kuvvet değerleri	91

Şekil 3.12. Novaloc/beyaz renk kodlu matriksin zamana göre tutuculuk kuvvet değerleri	92
Şekil 3.13. Novaloc/sarı renk kodlu matriksin zamana göre tutuculuk kuvvet değerleri	93
Şekil 3.14. Novaloc/yeşil renk kodlu matriksin zamana göre tutuculuk kuvvet değerleri	94



ÇİZELGELER

Çizelge 1.1.	Tamamen dişsiz hastalar için kanıta dayalı tedavi seçenekleri	2
Çizelge 1.2.	İmplant destekli hareketli ve sabit protez uygulamalarının karşılaştırılması	7
Çizelge 1.3.	Locator tutucu sisteme ait naylon tutucuların tutuculuk kuvvet değerleri	29
Çizelge 1.4.	PEEK tutucu parçaların renk kodlarına bağlı farklı tutuculuk kuvvet değerleri	36
Çizelge 1.5.	Protezin bakım gereksinimlerine ait protokol	44
Çizelge 2.1.	Çalışmada kullanılan tutucu sistem ve özellikleri	59
Çizelge 2.2.	Çalışmada kullanılan örneklerin gruplandırılması	59
Çizelge 3.1.	İmplantlar arası mesafeye göre tutuculuk kuvvet değerleri (ortalama±standart sapma)	80
Çizelge 3.2.	Kullanım süresine göre tutuculuk kuvvet değerleri ve istatistiksel sonuçlar	81
Çizelge 3.3.	2 yıl in-vitro klinik kullanım sonunda tutuculuk kuvvet değerlerinin, başlangıç tutuculuk kuvvet değerlerine göre azalma oranı (% değişim)	83
Çizelge 3.4.	İmplantlar arası mesafe ve takma/çıkarma kullanım sürelerine göre tutuculuk kuvvet değerleri bakımından farklılıkların incelenmesi	95

1. GİRİŞ

1.1. Tamamen Dişsiz Hastalarda Protetik Tedavi Seçenekleri

Protez Terimleri Sözlüğü, tamamen dişsizlik durumunu, doğal daimi dişlerin olmaması olarak tanımlar (Anas El-Wegoud ve ark., 2017). Tamamen dişsizlik, 65 yaş ve üzeri yaş gruplarında sık görülen ve daha önceleri normal yaşlanma sürecinin bir parçası olarak kabul edilen, geri dönüşü olmayan bir durumdur (Carlsson, 2014). Dünya Sağlık Örgütü Global Ağız Sağlığı veri tabanına göre, travma, ağız kanserleri ve pulpal patoloji diş kaybına yol açan risk faktörleri olmasına rağmen, çürük ve şiddetli periodontal hastalıklar, dişsizlik durumunun ana nedenleri olarak bildirilir (Petersen ve Yamamoto, 2005). Ayrıca, ağız hijyenine karşı tutum, diş hekimi/nüfus oranı, ağız sağlığı bilgisi, eğitim düzeyi, sosyo-ekonomik durum ve yaşam tarzı gibi çeşitli faktörler de tamamen dişsizlik durumunu etkiler. Bu nedenle, farklı ülkeler arasında ve aynı ülke içinde farklı bölgeler arasında, tamamen dişsizlik oranı büyük farklılıklar göstermektedir (Petersen ve ark., 2005).

Tüm doğal dişlerin çeşitli faktörlere bağlı olarak kaybedilmesi, bireylerin oral fonksiyonu, psikososyal durumları ve yaşam kalitelerinde olumsuz etkiler oluşturur (Hyland ve ark., 2009). Diş sayısı, ağız fonksiyonlarının, ağız sağlığı durumunun ve bu durumlara bağlı genel sağlık durumunun anahtar belirleyicisidir (Gotfredsen ve Walls, 2007 ve Hashimoto ve ark., 2006). Tamamen dişsiz bireylerde, bozulan çiğneme fonksiyonuna bağlı, değişen diyet alışkanlıkları, bireyin genel sağlık durumu üzerinde oldukça etkilidir (Lee ve ark., 2004).

Dişler kaybedildikten sonra zamanla, kemik rezorpsiyonu (destek kemiğin genişliğinin ve yüksekliğinin azalması = kemik kaybı), kemik rezorpsiyonuna bağlı yumuşak doku değişiklikleri (keratinize yapışık dişeti kaybı, dilin boyutsal olarak büyümesi) ve bu anatomik değişiklikler sonucunda birçok estetik problem ortaya

çıkar. Modern diş hekimliğinin amacı, hastanın oral bölgesinde kaybolan normal konturları, fonksiyonu, estetiği, konuşmayı, rahatlığı ve ağız sağlığını, hastaya yeniden kazandırmaktır (Misch, 2005).

Tamamen dişsiz hastalar için geleneksel tedavi yöntemi, alt ve üst tam protez uygulamalarıdır (Doundoulakis ve ark., 2003). Son yıllarda yapılan epidemiyolojik çalışmalar, çoğu ülkede diş kaybı prevalansında azalma olmasına rağmen, geleneksel tam protez kullanan, çok sayıda tamamen dişsiz hasta olduğunu bildirir. Ancak, geleneksel tam protez uygulamalarında, özellikle alt çene tam protez kullanan hastaların %50'sinden fazlasının tutuculuk ve stabilite ile ilgili problemlere sahip olduğu bildirilir (Burns, 2000 ve Thomason ve ark., 2012). Bu durum, alt çene kretinin şekil ve yüksekliği ile yakından ilgilidir (Thomason ve ark., 2012).

Günümüzde, hastaların ağız sağlığı beklentileri yüksektir ve geleneksel tam protez uygulamaları ile bu beklentilerin karşılanması oldukça güçtür (Doundoulakis ve ark., 2003). Geleneksel tam protez uygulamalarının sahip olduğu olumsuz durumların giderilmesi için, implant destekli protez uygulamaları, alternatif tedavi seçeneğidir. İmplant destekli protez uygulamaları, tamamen dişsiz hastalar için birçok avantaja sahip, etkili ve güvenilir tedavi seçeneğidir (Hyland ve ark., 2009).

Tamamen dişsiz hastalar için, kanıta dayalı tedavi seçenekleri: geleneksel tam protez, implant destekli hareketli protez (overdenture) ve implant destekli sabit protez uygulamaları şeklinde 3 ana gruba ayrılır (Çizelge 1.1).

Çizelge 1.1. Tamamen dişsiz hastalar için kanıta dayalı tedavi seçenekleri

Tanı/Teşhis	Kanıta Dayalı Tedavi Seçenekleri
Bir veya her iki arkta tamamen dişsiz durum	A. Tam protez B. İmplant-destekli hareketli protez (overdenture) C. İmplant-destekli sabit protez

- I. Protez deneyimi olmayan hastalar A, B veya C
- II. Tam protez deneyimi olan, uyumlu hastalar A, B veya C
- III. Tam protez deneyimi olan, uyumsuz hastalar B veya C (Zarb ve ark., 2003).

1.2. Geleneksel Tam Protez Uygulamaları

Protez terimleri sözlüğüne göre, maksilla veya mandibula ile ilgili yapıları ve tüm dental arkı içeren, hareketli dental protez uygulamalarına tam protez adı verilir (The Glossary of Prosthodontic Terms, 2017). Tam protez uygulamaları, sistemik, anatomik ve/veya ekonomik sınırlamalara sahip, tamamen dişsiz hastalar için en yaygın kullanılan geleneksel tedavi seçeneklerinden biri olmaya devam etmektedir (Lee ve Saponaro, 2019). Ancak, geleneksel alt çene tam protez kullanan hastalar sıklıkla, fonksiyon sırasında, tutuculuk ve stabilite eksikliğine bağlı olumsuz tecrübelerle sahiptir (Doundoulakis ve ark., 2003).

Tutuculuk (retansiyon), protetik diş hekimliğinde, protezin giriş yoluna zıt, özellikle dikey kuvvetlere karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanır. Stabilite, protezin, fonksiyonel kuvvetler altında hareket etmeye veya yer değiştirmeye karşı koyabilmesidir. Geleneksel tam protez uygulamalarında, tutuculuk ve stabilitenin olumsuz yönde etkilenmesinin sebebi, dişler kaybedildikten sonra sert ve yumuşak dokularda meydana gelen anatomik değişikliklerdir (Thomason ve ark., 2012). Konuşma ve çiğneme fonksiyonu sırasında, mylohyoid ve buccinator kaslarının kasılmasına bağlı, alt çene tam protez uygulaması sıklıkla hareket etme eğilimindedir. Ayrıca, tamamen dişsiz ağızda, dilin boyutsal büyümesi, çiğneme sırasında daha aktif hale gelmesi, protezin stabilitesi olumsuz yönde etkiler (Misch, 2005).

Yapılan çalışmalarda, tam protez kullanan hastaların çoğu, yemek yeme ve çiğneme sırasında ağrı hissettiklerini; ayrıca yemek yerken, konuşurken veya gülerken protezin hareket etmesinden endişe duyduklarını ve protezlerinin sosyal

durumları üzerinde olumsuz etkileri olduğunu bildirir (Hyland ve ark., 2009). Özellikle tam protez kullanan yaşlı hastalar, genç hastalar ile karşılaştırıldığında, daha fazla fonksiyonel problemler yaşama eğilimindedir (Allen ve McMillan, 2003). Tam protez kullanan yaşlı bireylerin, %25'i çiğneme sırasında ağrı yaşadığını ve %41'i çiğneme için daha fazla zaman harcadığını belirtir (Turkyılmaz ve ark., 2010). Bu durum, dilin motor kontrolünün azalması, ısırma kuvvetinin azalması veya ağız kuruluğu (kserostomi) gibi, yaşa bağlı olarak meydana gelen fizyolojik değişiklikler ile ilişkilidir. Tam protez kullanan hastaların, özellikle fonksiyon sırasında ağrı hissetmeleri ise, rezorbe olan tamamen dişsiz kretlerde, kas bağlantılarının kret tepesine yaklaşması, kasların kasılması ile protezin fonksiyon sırasında hareket etmesi ve daha fazla doku irritasyonuna neden olması ile ilgilidir. Ayrıca, kemikte meydana gelen rezorpsiyon ile keratinize yapışık dişeti de zamanla azalır ve hasta protez vuruklarına karşı daha duyarlı hale gelir (Misch, 2005).

Kemik yıkımının önlenmesi veya azaltılması için; öncelikle tüm dişlerin çekilmesinin engellenmesi, uygun vakalarda birkaç diş üzerine overdenture planlanması, implant destekli protez tasarımlarının tercih edilmesi, hastanın beslenme alışkanlıklarının ve genel sağlık durumunun en uygun duruma getirilmesi ve hastaların protez kullanma alışkanlıklarının düzenlenmesi gerekmektedir (Carlsson, 2014).

Doundoulakis ve arkadaşları, geleneksel tam protez uygulamalarının dezavantajlarını aşağıdaki gibi sıralar:

- Stabilite eksikliği (özellikle alt protezde)
- Tutuculuk/Retansiyon eksikliği (özellikle alt protezde)
- Kemik yıkımının devam etmesi
- Çiğneme fonksiyonunda bozukluk
- Sosyal problemler
- Hastaların, profesyonel hekimlere defalarca protez yaptırma istekleri

- Protezin düzgün yapımı için detay gerektirmesi (Doundoulakis ve ark., 2003).

1.3. İmplant Destekli Protez Uygulamaları

Dental implant uygulamaları, kısmi veya tamamen dişsiz hastalarda, %90 üzerinde başarı oranına sahip tedavi yöntemidir (de la Rosa Castolo ve ark., 2019). Proteze destek sağlayan dental implantların kullanımı, hareketli doku destekli protez uygulamaları ile kıyaslandığında çok sayıda avantaj sağlar (Takanashi ve ark., 2004). 1980'li yıllara kadar, tam protez uygulamaları, tamamen dişsiz hastalar için geleneksel tedavi yöntemi iken; 1980'li yılların başında, Branemark'ın dental implantlar hakkında elde ettiği güvenilir araştırmalar ile, osseointegrasyon sonucu dental implantların sağ kalım oranının daha uzun olduğu kanıtlandı (Rajput ve ark., 2016). Branemark ve Gothenburg Üniversitesi'nden çalışma ekibinin, 1982 yılında osseointegre implantlar ile ilgili tedavi sonuçlarını sundukları Toronto konferansından sonra, implant destekli protez uygulamaları büyük oranda artış gösterdi (Carlsson, 2014).

Dental implantların en önemli amaçlarından biri, tamamen dişsiz çenelerde ileri derecede rezorpsiyona bağlı, olumsuz etkilenen alt çene tam protez uygulamasının tutuculuğunu ve stabilitesini iyileştirmektir (Klemetti ve ark., 2003). Dental implant uygulamaları, protez için sadece bir tutucu değil, aynı zamanda diş hekimliğinin en koruyucu uygulamalarından biridir. Kemik içerisine yerleştirilen implant sayesinde, peri-implant kemiğe stres uygulanır ve bunun sonucunda diş çekimi sonrası azalan trabeküler yapının yoğunluğunda artış meydana gelir. Böylece kaybedilen dişlerin yerine yerleştirilen ve başarılı olan dental implant alveol kemik hacminin korunmasını sağlar (Misch, 2005).

Dişler, fonksiyon sırasında oluşan baskı ve gerilim kuvvetlerini kendilerini çevreleyen kemiğe iletir ve Wolff kanununa göre kemik, uygulanan kuvvetler

sonucunda yeniden şekillenir. Ancak, dişler kaybedildikten sonra, uyarı eksikliğine bağlı, destek kemiğin genişlik ve yüksekliğinde azalma meydana gelir (Doundoulakis ve ark., 2003). Alveoler kemikte meydana gelen kemik yıkımı, yaş, cinsiyet, genel sağlık durumu, osteoporoz, beslenme, dişsizlik durumunun devam etmesi, kullanılan protez sayısı, bireyin protezi kullanma alışkanlıkları, parafonksiyonel alışkanlıklar, protezin kalitesi, okluzal yükler ve ağız hijyeni ile yakından ilişkilidir (Carlsson, 2014).

İmplant destekli protez uygulamaları ile hastaların, fonksiyon, fonasyon ve estetik beklentileri karşılanır ve hasta memnuniyeti artar. Dental implant destekli protez ile, geleneksel tam protez kıyaslandığında, çok sayıda avantaj sağlar. İmplant destekli protez uygulamalarının avantajları:

- Alveolar kemiğin korunması
- Vertikal ilişkinin korunması
- Yüz estetiğinin korunması
- Estetik iyileşme (azalan protez hareketine ilave olarak dişlerin görünür şekilde konumlandırılması)
- Konuşmanın düzeltilmesi
- Okluzyonun düzeltilmesi
- Oral proprioepsiyonun yeniden sağlanması
- Protez başarısının artması
- Çiğneme performansının iyileştirilmesi ve çiğneme kasları ile yüz ifadesinin korunması
- Protezin hacminin azalması (damak ve uzantıların elimine edilmesi)
- Hareketli protezlerde tutuculuk ve stabilitenin iyileştirilmesi
- Protezlerin kullanım ömrünün uzaması
- Komşu dişlerdeki değişiklik ihtiyacının ortadan kaldırılması
- Daha kalıcı restorasyon elde edilmesi
- Psikolojik sağlığın iyileştirilmesi (Misch, 2005).

Tamamen dişsiz hastalar için, implant destekli tedavi seçenekleri, sabit veya hareketli protez uygulamaları şeklindedir. İmplant destekli sabit veya hareketli protez uygulamalarının avantaj ve dezavantajları dikkate alındığında, tamamen dişsiz hastalar için sabit veya hareketli protez seçimi birçok faktörden etkilenir (Çizelge 1.2) (Warreth ve ark., 2015). Farklı tedavi seçeneklerinin maliyetleri karşılaştırıldığında, en ucuz alternatif, geleneksel tam protez uygulaması ve ardından implant destekli hareketli protez (overdenture) uygulamasıdır. Sabit implant destekli protez uygulamasının maliyeti ise daha yüksektir (Carlsson, 2014).

Çizelge 1.2. İmplant destekli hareketli ve sabit protez uygulamalarının karşılaştırılması

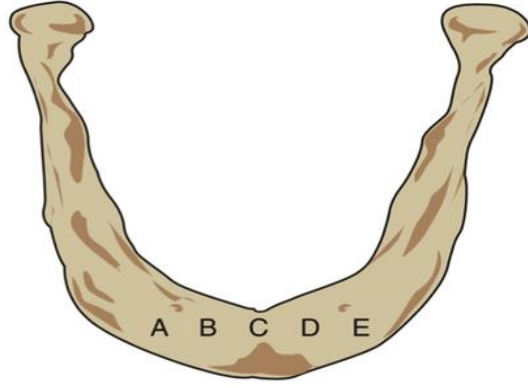
İmplant Destekli Hareketli Protez Uygulamaları	İmplant Destekli Sabit Protez Uygulamaları
✓ Hasta tarafından çıkarılabilir	✓ Hasta tarafından çıkarılamaz (doğal dişe daha yakın bir his)
✓ Tamamen implant destekli veya implant doku destekli tasarım	✓ Sadece implant destekli tasarım
✓ Yumuşak ve sert doku kaybının telafisi daha kolaydır	✓ Yumuşak ve sert doku kaybının telafisi daha zordur
✓ Maliyeti daha düşük	✓ Maliyeti daha yüksek
✓ Daha fazla bakım gereksinimi (değiştirilmesi veya uyumlandırılması gereken tutucu sistemler içerir)	✓ Daha az bakım gereksinimi
✓ Hijyenin sağlanması daha kolay	✓ Hijyenin sağlanması daha zor

1.4. İmplant Destekli Hareketli Protez (Overdenture)

İmplant destekli hareketli protez (overdenture) uygulamaları, %94 ile %100 arasında değişen yüksek başarı oranları ile tamamen dişsiz hastalar için, etkili tedavi seçeneği olduğu birçok çalışma ile kanıtlandı (Cune ve ark., 2010 ve Naert ve ark., 2004a). Branemark ve arkadaşlarının tamamen dişsiz çeneler için en uygun tedavi olarak ileri sürdüğü 5 veya 6 implant üzerine sabit protez uygulamaları, uzun yıllar boyunca tercih edilen tedavi seçeneği idi. Ancak, 1980'li yılların ortalarında, alt çene implant destekli hareketli protez (overdenture) uygulamaları tanıtıldı (Carlsson, 2014). İmplant destekli overdenture uygulamaları; tasarımı, yapımı ve uygulaması daha kolay, daha ekonomik, daha başarılı tedavi seçeneği olarak kısa sürede birçok ülkede popüler hale geldi (Feine ve Carlsson, 2003).

İmplant destekli overdenture kullanan hastaların Ağız Sağlığı ile İlgili Yaşam Kalitesi (Oral Health Related Quality of Life = OHRQoL) skorlarının daha yüksek olmasının yanı sıra, geleneksel tam protez kullanan hastalara göre daha yüksek memnuniyet düzeylerine sahiptir (Awad ve ark., 2000; Awad ve ark., 2003b ve Thomason ve ark., 2003). İmplant destekli overdenture uygulamaları, hastaların çiğneme fonksiyonlarının artmasına yardımcı olur, implant destekli sabit protezler ile karşılaştırıldığında, hastalar tarafından daha kolay temizlenir ve genellikle daha estetik görünüme sahiptir (Awad ve ark., 2003a; Ellis ve ark., 2008 ve van Kampen ve ark., 2004). Bu nedenle, implant destekli overdenture uygulamalarındaki yüksek hasta memnuniyeti, klinik başarı üzerinde oldukça büyük etkiye sahiptir (Cune ve ark., 2005).

İmplant destekli overdenture uygulamalarında, implant sayısı ve yerleştirileceği bölgenin seçimi oldukça önemlidir. Alt çene anterior bölgede, implant uygulaması için kullanılabilir kemik yapısı, 4 eşit bölgeye ayrılır ve bu bölgeler A, B, C, D, E olarak isimlendirilir (Şekil 1.1) (Misch, 2005).

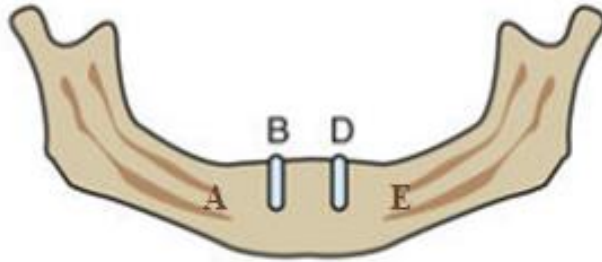


Şekil 1.1. Alt çene ön bölgede, mental foramenler arası, kullanılabilir kemik yapı

Misch (2005)'e göre, tamamen dişsiz alt çenede, implant destekli hareketli protez tasarımı için, 5 farklı tedavi seçeneği mevcuttur:

1- Anterior Bölgede Splintlenmeyen İki İmplant Destekli Hareketli Protez Uygulaması:

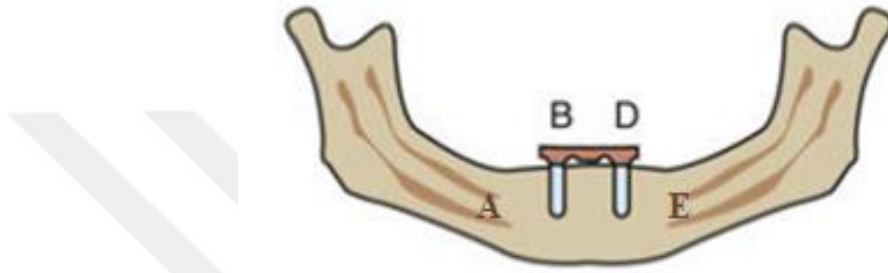
İmplant yerleştirilmesi için, yeterli düzeyde kemik ve hastanın ekonomik durumu ile ilgili sınırlılık mevcut ise bu protez uygulaması tercih edilir. Bu tedavi planlamasına göre, B ve D pozisyonuna 2 implant yerleştirmenin, daha iyi sonuç verdiği ve protezin rotasyon yapmasını engellediği belirtilir (Şekil 1.2). İmplantlar A ve E konumunda ise, rotasyon hareketinin ve implantlara gelen kaldırıcı kuvvetinin daha fazla olacağı belirtilir.



Şekil 1.2. Alt çene ön bölgede, splintlenmeyen 2 implant uygulaması

2- Mandibular Anterior Bölgede Birbirine Splintlenen İki İmplant Destekli Hareketli Protez Uygulaması:

B ve D konumunda, yerleştirilen 2 adet implant, distal uzantı (kantilever) kullanılmadan bar tutucu sistem ile splintlenir (Şekil 1.3). Tutuculuğun artırılması için yerleştirilen 2 implant, orta hatta olan uzaklıklarının eşit, birbirine paralel ve okluzal yüksekliklerinin aynı olması protezin başarısı açısından önemlidir.



Şekil 1.3. Alt çene ön bölgede, splintlenen 2 implant uygulaması

Bu tedavi seçeneğinde, birbirine splintlenen 2 implant için ideal pozisyon B ve D pozisyonudur, A ve E konumunda konumlandırılmaması önerilir. Çünkü, A ve E konumunda yer alan implantlar, yaklaşık olarak küçük azı dişlerinin bulunduğu bölgeye denk gelir ve bu durumda alveol kavsinin formuna uygun eğim gösteren bar tutucu sistem, daha fazla okluzal yüke maruz kalır. Ayrıca, implantlara gelen lateral kuvvetler, B ve D pozisyonuna göre daha fazla oluşur.

3- A: Mandibular Anterior Bölgede Splintlenen Üç İmplant Destekli Hareketli Protez Uygulaması:

A, C ve E konumunda, yerleştirilen 3 adet implant bar ile birbirlerine splintlenir (Şekil 1.4). A, C ve E konumunda splintlenen implantların düz bir hat oluşturmaması önerilir. C konumunda yer alan implant daha distalde yer alan A ve E

konumundaki implantların daha anteriorunda yer alır ve protez üzerindeki yapay dişlerin singulumlarının tam altında yer alır (Şekil 1.4).



Şekil 1.4. Alt çene ön bölgede, A, C, E konumunda, splintlenen 3 implant uygulaması

Alt çene ön bölgede, ikiden fazla implant yerleştirildiği durumda:

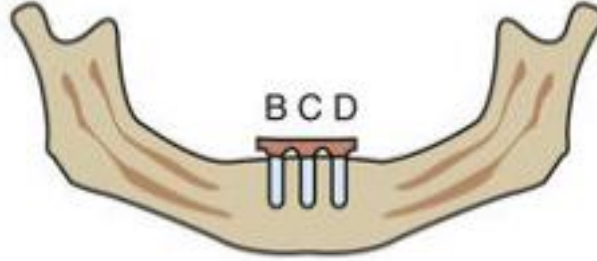
- Arkın her iki tarafında, en posteriorda yer alan implantların distali düz bir çizgi ile birleştirilir,
- Arkın her iki tarafında, en önde yer alan implantların merkezleri de bir çizgi ile birleştirilir,
- Bu iki çizgi arasındaki mesafe Anterior-Posterior mesafe (A-P mesafe) olarak adlandırılır (Shafie, 2007).

Distal uzantı (kantilever uzunluğu), A-P mesafesinin yarısından fazlasını geçmemelidir. Birbiri ile splintlenen implantlarda A-P mesafe, ne kadar fazla ise, implant üzerindeki stres daha az, barın biyomekanik yönden avantajı daha büyük ve protezin lateral stabilitesi daha fazla olur.

B: Mandibular Anterior Bölgede Birbirine Yakın Uygulanan İmplantlar ve Splintlenen Üç İmplant Destekli Hareketli Protez Uygulaması:

Alt çene tamamen dişsiz hastada, posterior kret formu zayıf ise lateral stabilite eksikliğine bağlı anteriorda birbirine yakın yer alan implantlara daha fazla kuvvet gelir. Bu nedenle, zayıf posterior kret formu mevcut ise, tedavi alternatifi olarak

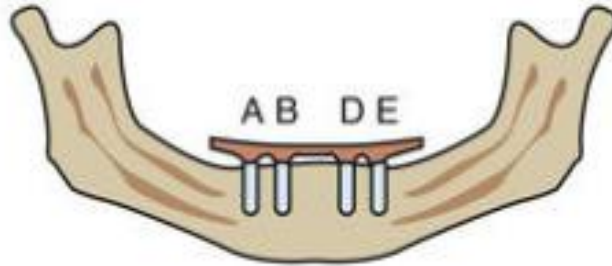
implantlar B, C ve D pozisyonuna yerleştirilir ve rijit bar tutucu yardımı ile birbirine splintlenir (Şekil 1.5).



Şekil 1.5. Alt çene ön bölgede, B, C, D konumunda, splintlenen 3 implant uygulaması

4- Mandibular Anterior Bölgede Splintlenen Dört İmplant ve 10 mm Distal Uzantılı (Kantilever) Hareketli Protez Uygulaması:

Alt çenede, 4 adet implant A, B, D ve E pozisyonlarına yerleştirilir ve her iki tarafta en distalde yer alan implantlara distal uzantı (kantilever) ilave edilir (Şekil 1.6).



Şekil 1.6. Alt çene ön bölgede, A, B, D, E konumunda, splintlenen 4 implant ve distal uzantı uygulaması

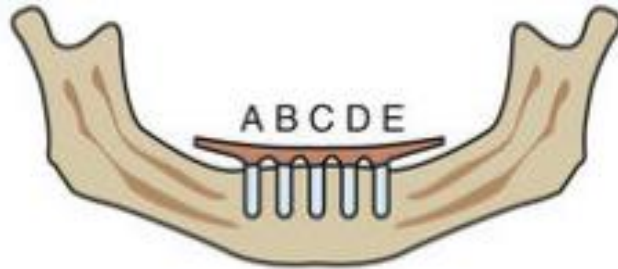
Kantilever uzunluğu, A-P mesafesi dikkate alınarak belirlenir. Ayrıca, ark şekli (kare, üçgen, oval) oldukça önemlidir. Kantilever, mekanik olarak sınıf 1 kaldıraç hareketine neden olur. Distalde yer alan uzantılara (kantilever), okluzal kuvvet uygulandığında, fulkrum olarak hareket eder, ancak bu kuvvet barın uzunluğu ile tolere edilir. Kare ark, genellikle distal uzantının etkisini karşılayamaz ve kare arklar

için nadiren distal kantilever tercih edilir. Bu tedavi seçeneğinde, üçgen ve oval arklar için, sırasıyla, 8 mm ve 10 mm kadar distal uzantı (kantilever) tasarlanabilir.

Bu tasarım, özellikle, tutuculuk ve stabilite problemlerine, yumuşak doku abrazyonlarına ve konuşma zorluklarına neden olan posterior anatomiye sahip vakalarda tercih edilir.

5- Mandibular Anterior Bölgede Splitlenen Beş İmplant ve 15 mm Distal Uzantılı (Kantilever) Hareketli Protez Uygulaması:

Bu tasarım, geleneksel tam protez uygulamalarında ciddi problem yaşayan ve geleneksel tam protez uygulaması için uygun olmayan anatomik koşullara sahip hastalar için tercih edilir. Bu tedavi seçeneğinde, 5 adet implant A, B, C, D ve E pozisyonlarına yerleştirilir ve bar yardımı ile splintlenir (Şekil 1.7).



Şekil 1.7. Alt çene ön bölgede, A, B, C, D, E konumunda, splintlenen 5 implant ve distal uzantı uygulaması

Alt çenede, anterior bölgede, en yüksek kemik miktarı mental foramenler arasında bulunur ve bu bölge implant uygulaması için optimal kemik yoğunluğuna sahiptir. Protez için, güçlü anterior destek oldukça önemlidir. Çünkü, protez, zayıf anterior ve iyi posterior desteğe sahip olduğu zaman ileri geri rotasyon hareketi yapar ve bu durum anterior bölgede yer alan dayanaklarda (abutment) daha fazla strese neden olur (Misch, 2005).

McGill, 2002 ve York, 2009 Ortak Karar Bildirisi

İmplant destekli overdenture uygulamaları ile ilgili McGill Ortak Karar Bildirisi, 2002 yılında, Kanada'nın Montreal kentinde McGill Üniversitesi'nde düzenlenen sempozyumun ardından yayınlandı. Alanında uzman kişilerden oluşan sempozyumda alınan kararlar: “Mevcut olan kanıtlar, geleneksel tam protez uygulamalarının tamamen dişsiz alt çene vakaları için artık en uygun ilk tedavi seçeneği olmadığını göstermektedir. Tamamen dişsiz hastalar için, iki implant destekli overdenture uygulamalarının ilk tedavi seçeneği olması gerektiğine dair çok büyük kanıtlar mevcuttur” (Feine ve ark., 2002).

2009 yılında, McGill Ortak Karar Bildirisini destekleyen başka bir ortak karar bildirisi daha yayınlandı. Bu karar, Nisan 2009'da İngiltere'nin York kentinde, İngiliz Protetik Diş Hekimliği Çalışma Grubu (British Society for the Study of Prosthetic Dentistry = BSSPD) konferansında, BSSPD Konsey üyeleri ve sempozyum katılımcıları tarafından alındı (Thomason ve ark., 2009). York Bildirisi, hastaların alt çene implant destekli overdenture uygulamaları ile ilgili memnuniyet ve yaşam kalitesinin geleneksel tam protez uygulamalarından önemli ölçüde daha yüksek olduğunu ve bu verilerin randomize kontrollü klinik çalışmalardan elde edildiğini bildirir. Ayrıca, iki implant destekli overdenture uygulamasının, altın standart olmadığı kabul edilirken, performans, hasta memnuniyeti, maliyet ve klinik süre dikkate alındığında minimum standart tedavi olduğu bildirilir.

1.4.1. İmplant Destekli Hareketli Protez (Overdenture) Endikasyonları

- Geleneksel tam protez uygulamaları için yetersiz kemik desteği,
- Yetersiz nöromusküler uyum,
- Hareketli akrilik kaide için mukozal dokuların düşük toleransı,
- Protezin dengesizliğine yol açan parafonksiyonel alışkanlıklar,
- Üst hareketli protez nedeniyle aktif veya hiperaktif öğürme refleksi,

- Hareketli protez kullanmaya yönelik psikolojik yetersizlik,
- Tam proteze bağı, hasta memnuniyetsizliği ve/veya daha fazla stabilite ve konfor isteğı,
- Ağız içi rehabilitasyona ihtiyaç duyulan doğumsal veya sonradan kazanılmış oral ve maksillofasiyal defektler,
- Yüksek protetik beklentiler (Shafie, 2007).

1.4.2. İmplant Destekli Hareketli Protez (Overdenture) Avantajları

İmplant destekli hareketli protez (overdenture) uygulamaları ile geleneksel tam protez uygulamalarının karşılaştırıldığı çalışmalarda, implant üstü overdenture kullanan hastalarda protez stabilitesi ve tutuculuğun, çiğneme etkinliğinin ve estetiğin olumlu yönde geliştiğı, bunlara bağı, hasta memnuniyetinin arttığı rapor edilir (Awad ve ark., 2003a). Genel olarak implant destekli overdenture uygulamalarının avantajları:

- Anterior bölgede kemik kaybının azalması,
- Estetiğin artması,
- Tutuculuğun artması,
- Stabilizasyonun artması (protez hareketlerini azaltır veya ortadan kaldırır),
- Okluzyonun iyileşmesi (tekrarlanabilen sentrik ilişki okluzyonu),
- Yumuşak doku abrazyonunda azalma,
- Çiğneme etkinliği ve kuvvetinin artması,
- Okluzal etkinlikte artış,
- Konuşma fonksiyonunda iyileşme,
- Protezin hacminde azalma (palatinal uzantının ortadan kalkması),
- Maxillofasiyal protezlerde iyileşme (Misch, 2005).

1.4.3. İmplant Destekli Hareketli Protez (Overdenture) Dezavantajları

- Alt çene overdenture uygulamalarında, en temel dezavantaj, hastaların beklentisi ile ilgilidir. Hastalar, genellikle protezinin takılıp-çıkarılmasını istemezler. Bu nedenle, overdenture uygulamaları, her zaman hastanın psikolojik gereksinimlerini karşılayamama dezavantajına sahiptir.
- Alt çene overdenture uygulamalarında, yumuşak doku ve okluzal düzlem arasında en az 12 mm mesafe gerekmektedir. Alt çenede, yumuşak doku genellikle 3 mm kalınlığındadır. Bu nedenle, kemik ve okluzal düzlem arasında 15 mm mesafe olmalıdır. Bu mesafe, akrilik kaideye kırığa direnç, tutucu sistemlere yeterli mesafe ve hijyen kolaylığı sağlar. Yeterli mesafe bulunmadığı durumlar dezavantaj oluşturur.
- Uzun dönem kullanımda, tutucu sistemlerin değişme gereksinimi dezavantaj oluşturur. Protezin takıp çıkarılması, zamanla ısırma kuvveti ve çiğneme dinamiğinin artması ile tutucu sistemler aşınır ve yenilenmesi gerekir.
- Posterior bölgede, kemik kaybı, anterior bölgeye göre daha fazladır. Posterior bölgede, yumuşak doku destekli protezler, bu bölgedeki rezorpsiyonu hızlandırır ve posterior bölgede kemik kaybının devam etmesi overdenture uygulamaları için dezavantaj oluşturur.
- Overdenture uygulamalarının diğer bir dezavantajı ise, protez altına besin kaçmasıdır. Protez kenarları istirahat konumunda ağız tabanına kadar uzanmaz ve yemek yeme sırasında, geleneksel tam protezlere benzer şekilde, protezin altında ve tutucu sistemler etrafında gıda birikimi oluşur (Misch, 2005).

1.5. İmplant Destekli Hareketli Protez (Overdenture) Uygulamalarında Tutuculuk Kavramı

İmplant destekli hareketli protez uygulamalarında, tutuculuk, implant ile protez arasında, hassas bağlantı yapısında, tutucu sistem ile sağlanır. Oral ve Maksillofasiyal İmplant Sözlüğü, tutucu sistemi, “birbirine karşılık gelen matriks ve patriks olarak ifade edilen bileşenlerden oluşan ve belirli bir tutuculuk sağlayan mekanizma” olarak tanımlar. Tutucu sistemde matriks, dişi parça olarak işlev görür; patriks ise, matrikse bağlanan ve sürtünmesel uyum sağlayan erkek parçadır (Glossary of Oral and Maxillofacial Implants, 2007).

Protez terimleri sözlüğünde ise, tutucu sistem, “protezin fiksasyonu, retansiyonu ve stabilizasyonu için kullanılan mekanik araç” şeklinde tanımlanır. (The Glossary of Prosthodontic Terms, 2017). İntraradiküler tutucu sistemlerde, patriks yapı, protez kaidesinde yer alır ve implant dayanağında yer alan (matriks), özel boşluğa girerek tutuculuk sağlar. Ekstraradiküler tutucu sistemlerde ise, patriks yapı, implant dayanağında, matriks yapı ise, protez kaidesinde yer alır (Petropoulos ve Mante, 2011).

1.6. İmplant Destekli Hareketli Protez (Overdenture) Uygulamalarında Tutucu Sistemler

Son yıllarda, implant destekli hareketli protez uygulamalarında, farklı tutucu sistemler başarı ile kullanılmaktadır (Alsabeeha ve ark., 2009). Overdenture uygulamalarında, tutuculuk ve stabilite sağlanması için, farklı biyomekanik özelliklere ve sağ kalım oranlarına sahip, birçok tutucu sistem geliştirildi (Takahashi ve ark., 2018). Alt çene implant destekli overdenture uygulamalarında, hasta memnuniyeti yeterli tutuculuğa sahip protez uygulamaları ile yakından ilişkili olduğundan, klinisyenler tutucu tipine karar verirken özellikle tutucu sistemin, tutuculuk kapasitesini dikkate alır (Rutkunas ve ark., 2011 ve Sadig, 2009).

Her tutucu sistemin, kendine özgü, avantaj ve dezavantajı mevcuttur. Kullanılan tutucu sistemde olması gereken özellikler aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- Korozyona dirençli olması,
- Yeterli tutuculuğa sahip olması,
- Protezin rahat takılıp çıkarılabilmesi,
- Ağız hijyeninin kolay sağlanabilmesi,
- Klinik uygulamasının kolay olması,
- Tamir gerektiğinde kolay olması,
- Laboratuvar aşamalarının kolay olması,
- Düşük maliyete sahip olması (Misch, 2005).

İmplant destekli overdenture uygulamalarında, kullanılan tutucu sistemler ile ilgili çeşitli sınıflamalar mevcuttur. Tutucu sistemler, implant üzerinde yer alan patriks ve protez içinde yer alan matriks arasındaki hareketliliğe bağlı, esnek bağlantı veya rijit (esnek olmayan) bağlantı şeklinde sınıflandırılabilir (Vere ve ark., 2012a).

-Rijit Tutucu Sistemler: İmplant ile tutucu sistem arasında hareketin olmadığı, esnek olmayan tutucu sistemlerdir ve tüm çiğneme kuvvetleri implantlara iletilir. Bu tutucu tipleri, ancak yeterli sayıda implant uygulandığında tercih edilir. Vidalı hibrit protez uygulamaları bunlara örnektir (Shafie, 2007 ve Vere ve ark., 2012a).

-Kısıtlı Dikey Esnekliğe Sahip Tutucu Sistemler: Üzerine gelen kuvvetlerin %5-10'u destek dokular tarafından, geriye kalan kısmı ise implantlar tarafından karşılanan tutucu sistemlerdir. Protez sadece aşağı-yukarı yönde hareket edebilir. Başka bir deyişle, tutucu sistem lateral yönde devrilme veya dönme hareketlerine karşı direnç gösterir (Shafie, 2007).

-Menteşe Esnekliğine Sahip Tutucu Sistemler: Üzerine gelen kuvvetlerin, %30-35'i destek dokular tarafından, geriye kalan kısmı ise implantlar tarafından

karşılanan tutucu sistemlerdir. Hader bar veya yuvarlak kesitli bar bu tip tutucu sistemlere örnektir (Shafie, 2007).

-Kombinasyon Esnekliğe Sahip Tutucu Sistemler: Bu tip tutucular sınırsız menteşe ve dikey harekete izin verir. Üzerine gelen kuvvetlerin, %40-45'i destek dokular tarafından, geriye kalan kısmı ise implantlar tarafından karşılanır. Yumurta kesitli Dolder bar tutucu, bu tip tutucu sistemlere örnektir (Shafie, 2007).

-Rotasyon Esnekliğe Sahip Tutucu Sistemler: Bu tip tutucular rotasyon hareketlerine izin verir. Hareketlerin şiddetine göre, implantlara gelen kuvvetler, %75-85 oranında azalır (Shafie, 2007).

-Üniversal Esnekliğe Sahip Tutucu Sistemler: Bu tip tutucular her türlü harekete izin verir. Tutucu sadece protezin dokudan uzağa doğru olan hareketine direnç sağlar. Magnet tutucular bu tip tutuculara örnektir (Shafie, 2007).

Uygulanan dental implantların birbirlerine bağlanması veya bağlanmamasına göre, implant destekli overdenture uygulamalarında tutucu sistemler, splintlenen ve splintlenmeyen olmak üzere sınıflandırılır (Trakas ve ark., 2006).

1.6.1. Splintlenen Tutucu Sistemler

Splintlenen tutucu sistemler, birden fazla implantın birbirlerine bar yardımıyla birleştirilmesi ile elde edilir ve bar tutucu sistemler, yaygın olarak kullanılan tutucu sistemlerdir. Bar tutucu sistemler, implantları birbirine bağlayan bar ve protezin iç kısmına yerleştirilen klipsten oluşur (Anas El-Wegoud ve ark., 2017). Bu klipsler rijit (örnek: Dolder bar, altın klips) veya esnek yapıda (örnek: Hader bar, plastik klips) olabilir (Warreth ve ark., 2015). Bar tutucu sistem, önceden işlenen (pre-milled) plastik kalıplardan hazırlanabilir, prefabrik yapıda olabilir veya CAD/CAM

(Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacture = Bilgisayar Yardımıyla Tasarım/Bilgisayar Yardımıyla Üretim) teknolojisi ile üretilebilir (Warreth ve ark., 2015).

Bar tutucu sistemlerde, barın enine kesiti, protezin krete doğru hareketinin derecesini belirler (Choi ve ark., 2017). Enine kesitlerine göre bar tutucu sistemler, “yuvarlak” kesit, duvarları birbirine paralel olan “U- kesit” ve “yumurta” kesit şeklinde sınıflandırılır (Shafie, 2007). Esnekliklerine göre bar tutucu sistemler: dikey ve/veya menteşe esnekliğine sahip “esnek” ve esnek olmayan “rijit” bar tutucu sistem şeklinde sınıflandırılır (Shafie, 2007).

- **Yuvarlak Kesitli Bar Tutucu Sistem:** Esnek bir sistemdir. İmplantlara gelen lateral kuvvetleri azaltır. Yuvarlak kesite sahip bar tutucu sistemde protez daha fazla rotasyon hareketi yapabilir ve böylece implanta daha az tork uygulanır. U-kesitli bar tutucu sistem ile karşılaştırıldığında, daha fazla bakım gereksinimi vardır (Laverty ve ark., 2017).
- **Dolder Bar Tutucu Sistem:** 1961 yılında, Dr. Eugen Dolder tarafından geliştirilen, esneklik ve indirekt tutuculuk açısından avantajlı bar tutucu sistemdir. Dolder bar tutucu sistemin esnek ve rijit olmak üzere 2 formu mevcuttur:
 - **Esnek:** Yumurta kesitli bar tutucu sistem, dikey ve menteşe esnekliği sağlar.
 - **Rijit:** U-kesitli bar tutucu sistem (Shafie, 2007).
- **Hader Bar Tutucu Sistem:** 1973 yılında, Helmut Hader tarafından geliştirilen, menteşe hareketine uygun esnek bar tutucu tipidir (Shafie, 2007). Farklı tutuculuk kuvvetlerine ve üç farklı renk kodunda (beyaz, sarı, kırmızı) naylon klipse sahiptir. Genel olarak, esnek klipslerin değiştirilmesi daha kolaydır ve metal klipslerden daha ucuzdur (Warreth ve ark., 2015).

Bar tutucu sistemler, alt çenede aşırı rezorbe kret varlığında, oval kretlerde, kemik ve/veya yumuşak dokuda kısmi rezeksiyon yapılan vakalarda, tutuculuk ve stabilitenin fazla olmasının istendiği protez uygulamalarında endikedir (Misch, 2005). Ayrıca, bar tutucu sistemler, daha fazla vertikal boyut ve bukkal-lingual mesafeye gereksinim duyar. Buna ek olarak, plak kontrolü ve hijyen sağlanmasının daha karmaşık olması, barın altında yer alan dişetinde hiperplaziye yol açabilir (Anas El-Wegoud ve ark., 2017). Düşük protez komplikasyon oranına sahip bar tutucu sistemler, uygulanan implantların birbirine paralel olmadığı durumlarda yarar sağlar. Ancak, bar tutucu sistemlerin maliyeti yüksek ve laboratuvar süreci oldukça karmaşıktır (Choi ve ark., 2017).

Bar tutucu sistemlerde görülen en yaygın komplikasyonlar, dayanak ve tutucu sisteme ait bileşenlerde vida gevşemesi (Naert ve ark., 2004a) ve protez kırıklarıdır (Lee ve ark., 2012). Komplikasyonların önlenmesi ve implantlara gelen kuvvetlerin eşit şekilde dağıtılabilmesi için, bar tutucu sistemlerde pasif uyum oldukça önemlidir. Pasif uyum sağlanması, klinik veya laboratuvar aşamalarında bazı faktörlere bağlı olarak her zaman kolay olmayabilir. Klinik faktörlerden, uygulanan implantların birbirleri ile pozisyonu ve paralelliği, kullanılan ölçü malzemesi, ölçü alma tekniği ve implant ölçü postlarının tasarımı pasif uyumu etkiler (Lavery ve ark., 2017). Laboratuvar aşamalarındaki faktörlerden, ölçünün dökümü, barın üretiminde tercih edilen üretim tekniği ve kullanılan malzeme, tutucu sisteme ait bileşenler arasındaki tolerans farklılıkları ve barın uzunluğu/genişliği pasif uyumu etkiler (Ford, 2003 ve Romero ve ark., 2000).

Bar tutucu sistemde, pasif uyumun sağlanamadığı durumda, implant vidaları, protez bileşenleri ve peri-implant kemik üzerinde fazla stres oluşturur. Bu durum, biyolojik reaksiyonlara, tutucu sisteme ait bileşenlerde mekanik komplikasyonlara ve sonuç olarak klinik ve laboratuvar süresinin artmasına neden olur. Sheffield testi, bar tutucu sistemin, implantlar ile doğru yerleşip yerleşmediğini ve pasif olup olmadığının değerlendirilmesi için geliştirilen tekniktir. Bu teknik, bar tutucunun implanta yerleştirilmesini ve sadece en distal implantın vidalanmasını içerir. Test her

implant için ayrı ayrı uygulandığı zaman, bar tutucu sistem tüm implantlara, herhangi bir yatay veya dikey boşluk olmadan doğru şekilde yerleştirilebiliyorsa, bar pasif kabul edilir (Lavery ve ark., 2017).

1.6.2. Splintlenmeyen Tutucu Sistemler

Splintlenmeyen tutucu sistemler, implantların birbirine bağlanmadığı, tutucu dayanakların, implantlara vidalanarak uygulandığı sistemlerdir. Splintlenmeyen tutucu sistemler, splintlenen tutucu sistemler ile karşılaştırıldığında bazı avantajlara sahiptir:

- Hijyen sağlanmasının daha kolay olması,
- Komplikasyon görülme sıklığının daha az olması,
- Maliyetlerinin daha düşük olması,
- Teknik hassasiyetin daha az olması,
- Tutuculuklarının ayarlanabilir ve kontrol edilebilir olması,
- Kretler arası mesafenin yetersiz olduğu durumlarda rahatlıkla kullanılabilir olması (Choi ve ark., 2017; Sultana ve ark., 2017 ve Kobayashi ve ark., 2014).

Dış hekimlerinin kullanımına sunulan splintlenmeyen farklı tutucu sistemler mevcuttur. Splintlenmeyen tutucu sistemler:

- a) Topuz tutucu sistem
- b) O-ring tutucu sistem
- c) Mıknatıs tutucu sistem
- d) ERA tutucu sistem
- e) ZAAG tutucu sistem
- f) Teleskop tutucu sistem

g) Silindirik tutucu sistem

- Locator tutucu sistem
- Locator R-Tx tutucu sistem
- Equator tutucu sistem
- CM-LOC/CM-LOC FLEX tutucu sistem
- Novaloc tutucu sistem

a) Topuz Tutucu Sistem

Klinik uygulamalarda kullanılan, en basit tip, splintlenmeyen tutucu sistem, topuz tutucu sistemdir (Salehi ve ark., 2019). Topuz tutucu sistem, 1960'lı yıllardan beri diş veya implant destekli overdenture uygulamalarında kullanılır (Shastri ve ark., 2016).

Topuz tutucu sistem, farklı çaplarda ve genellikle metal alaşımdan küre şeklinde dayanak (patriks) ve hareketli protez içinde yer alan matriksten oluşur. Matriks, metal veya metal yuva içinde yer alan plastik yapıdan oluşmaktadır (Warreth ve ark., 2015). Ayrıca, topuz tutucu sistem önemli ölçüde stres kırıcı etkiye sahiptir, proteze yeterli miktarda tutuculuk ve stabilite sağlar, paralel olmayan implantlarda kullanılabilir (Zou ve ark., 2013). Her firma için farklı dayanak çapları ve farklı dişeti yükseklikleri mevcuttur.

Düşük maliyeti, farklı tutuculuk derecelerine sahip olması ve protez yapımının kolay olmasından dolayı zaman kaybının yaşanmaması gibi avantajlara sahiptir (Misch, 2005). Topuz tutucu sistem ekonomik olmaları, laboratuvar aşamalarının basit olması ve hastanın memnuniyetini karşılayan yeterli tutuculuk ve stabilite sağlaması gibi avantajlarının yanı sıra, kullanım süresi boyunca dişi parçada oluşan tutuculuk kaybı sonucunda, bu parçaların belli aralıklarla değiştirilmesi gerekmektedir (Awad ve ark., 2003b). Topuz tutucu sistemlere Dal-Ro (BioMet 3i),

Dalbo (Dalbo-B ve Dalbo-classic), ve Preci-Clix (Preat Corp) örnek verilebilir (Warreth ve ark., 2015).

b) O-ring Tutucu Sistem

O-ring tutucu sistem ortası açık halka şekilli lastik tutucu ve lastiğin içine oturduğu metal yuvadan oluşan tutucu sistemdir. O-ring dayanağı baş, boyun ve gövde olarak üç kısımdan oluşur. Baş kısmı boyun kısmından geniştir, böylece O-ring yerleştirme esnasında baş kısmından sıkışır. Baş kısmının altında dayanağın andırkatlı olan boyun kısmı vardır (Misch, 2005). O-ringin iç yüzeyi dayanağın boyun kısmına oturur. O-ring tutucu sistemde internal çap (boşluğun çapı) dayanak boynundan daha küçük olmalı ve rahatlıkla boyun çapına uymalıdır.

O-ring tutucu sistem, basit bir tasarıma sahiptir, bakımı ve kullanımı kolaydır. Farklı renk kodlarında polimerik matriks sayesinde, farklı tutuculuk kuvvetleri sergiler (Choi ve ark., 2017). Ayrıca, düşük maliyetli olması avantajına da sahiptir. O-ring tutucu sistem esnek tutucu türüdür ve implantlar üzerine gelen stresin azalmasına yardımcı olur (Barao ve ark., 2013). Ancak çiğnemeye bağlı oluşan aşınmalar sonucu 6 ile 9 ayda bir tutuculuk kaybı meydana gelir (Choi ve ark., 2017).

c) Mıknatıs Tutucu Sistem

Mıknatıs tutucu sistem, protez içerisinde bulunan mıknatıs içeren parça ve abutment veya implant üzerinde bulunan, mıknatıs tarafından çekilen metal parça olmak üzere iki kısımdan oluşmaktadır (Trakas ve ark., 2006).

Mıknatıslar, manyetik kutupları bulunan demir, nikel, kobalt gibi materyalleri çekme özelliği gösteren maddeler olarak tanımlanır. Mıknatısların, protetik diş hekimliğinde uygulama alanları aşağıdaki gibi sıralanabilir (Preiskel, 2004):

- Diş üstü protez uygulamaları
- Çene yüz protez uygulamaları
- Tam protez uygulamaları
- Hareketli bölümlü protez uygulamaları
- İmplant destekli protez uygulamaları

Topuz ve bar tutucu sistemler ile mıknatıs tutucu sistemin karşılaştırıldığı çalışmalarda, mıknatıs tutucu sistemin, daha düşük tutuculuğa sahip olduğu ve daha az hasta memnuniyetinin olduğu görülür (Chung ve ark., 2004; Naert ve ark., 2004b ve Cune ve ark., 2005). El mahareti kısıtlı ve ileri yaşta hastalarda, hareketli protezin takıp-çıkarma işlemi kolay olduğu için tercih edilir.

d) ERA Tutucu Sistem

ERA (Extracoronar Resilient Attachment) tutucular, 1986 yılında kullanıma sunulan ekstraradiküler, esnek (dikey ve menteşe esnekliği) tutucu sistemlerdir. Ekonomik olmaları, en önemli kullanım amaçlarındandır (Landa ve ark., 2001). ERA tutucu sistemin sabit bileşeni titanyumdan üretilir ve diş parçası aşınmalara karşı daha dayanıklı titanyum nitrür ile kaplanır (Shafie, 2007). Farklı tutuculuk özelliklerine sahip, ayarlanabilen altı farklı renk kodunda, naylon tutucu parçalara sahiptir. Naylon tutucu parçalar, farklı tutuculuk özelliklerine göre, beyaz, turuncu, mavi ve gri renk kodlarına sahiptir. Daha sonra, sarı ve kırmızı, iki renk kodu daha eklenmiştir. Tutuculuk miktarının renklere göre değişme mekanizması, naylon parçaların, titanyum nitrür kaplı paslanmaz çelik parçaya göre boyutlarının daha da artmasıyla ortaya çıkar. Böylece daha sıkı uyum, daha fazla yüzey alanı ve tutuculuk sağlanır (Petropoulos ve Mante, 2011).

Açılı yerleştirilen implantların paralelliklerinin sağlanması için 5°, 11° ve 17° açılara sahip açılı dayanak ve düz dayanaklara sahiptir. 2 yıllık klinik çalışmanın sonucunda ERA tutucu sistemin, hasta memnuniyetini olumlu yönde arttırdığı,

implantların çevresindeki yumuşak doku ve kemiğin sağlığı açısından diğer tutucu sistemlerden farklı olmadığı belirtilir (Landa ve ark., 2001).

e) ZAAG Tutucu Sistem

ZAAG (Zest Anchor Advanced Genaration) tutucu sistemler, orjinal Zest tutucunun benzeri olan bir tutucu türüdür ve kısaca ZAAG olarak adlandırılır. ZAAG tutucu sistem intraradiküler olarak nitelendirilir ve kuvvetlere karşı daha dayanıklıdır.

ERA, topuz tutucu ve ZAAG tutucu sistemlerin karşılaştırıldığı çalışmada, istatistiksel olarak en yüksek tutuculuk kuvvetine ZAAG tutucu sistemin sahip olduğu belirtilir. Bu durum, ZAAG tutucu sistem tasarımının, diğer tutucu sistemlerden farklı olması ile ilgilidir. ZAAG tutucu sistemde, protezin ölçü yüzeyindeki patriks kısmı, implant dayanağı (matriks) içindeki özel olarak paslanmaz çelik ve titanyum alaşımı ile kaplı bölüme girdiği için intraradiküler tip tasarıma sahiptir (Petropoulos ve Mante, 2011).

f) Teleskop Tutucu Sistem

Teleskop tutucu sistem, destek diş ve/veya implanta vidalanan veya simante edilen alt yapı (primer koping), hareketli protez uygulamasına rijit şekilde bağlı üst yapıdan oluşan, çift kron sistemine dayanan tutucu sistemdir. Teleskop tutucu sistemin implant destekli hareketli protez uygulamalarında kullanımı, 1989 yılında başlar ve günümüzde implant destekli hareketli protez uygulamalarında kullanımı önem kazanır (Heckmann ve ark., 2004). Bu sistem, implanta vidalanan patriks ve protezin ölçü yüzeyinde yer alan matriks yapıdan oluşur. Tutuculuk matriks ve patriks arasındaki sürtünme kuvveti ile sağlanır (Warreth ve ark., 2015).

Teleskop tutucu sistem, kişiye özel üretilebildiği gibi uygun pozisyonda yerleştirilen implantlar için, prefabrike olarak da kullanılabilen tutucu türleri vardır. Prefabrik teleskop tutucu sistemler, immediat yükleme yapılmasına olanak sağlamaktadır (Romanos ve ark., 2011).

Teleskop tutucu sistemin sayısı, açılanması ve dental arktaki dağılımı, protezin tutuculuk ve stabilitesini etkiler. Teleskop tutucu sistemin avantajları:

- Desteklerden birinde başarısızlık gözlendiğinde, protezin yeniden düzenlenebilmesi,
- Çift kron tasarımı sayesinde desteklerin üzerinde yer alan vida deliklerinin sadece primer kopinglerin üzerinde yer alması ve protez üzerinde vida deliklerinin bulunmasının önlenmesi,
- Oral hijyenin kolay sağlanabilmesidir (Langer ve Langer, 2000).

Teleskop tutucular, farklı metal alaşımlardan (titanyum, altın, krom-kobalt) elde edilir. Kullanım süresi arttıkça tutuculuğun artması, teleskopik tutucu sistemin ayırt edici özelliğidir. Tutuculuğun zamanla artması, patriks ve matriks arasındaki mekanik adaptasyonun artması ile açıklanır. Hazırlandığı metal alaşımlarındaki farklılığa bağlı, tutucu kuvvette de farklılık gözlenir (Daou, 2015).

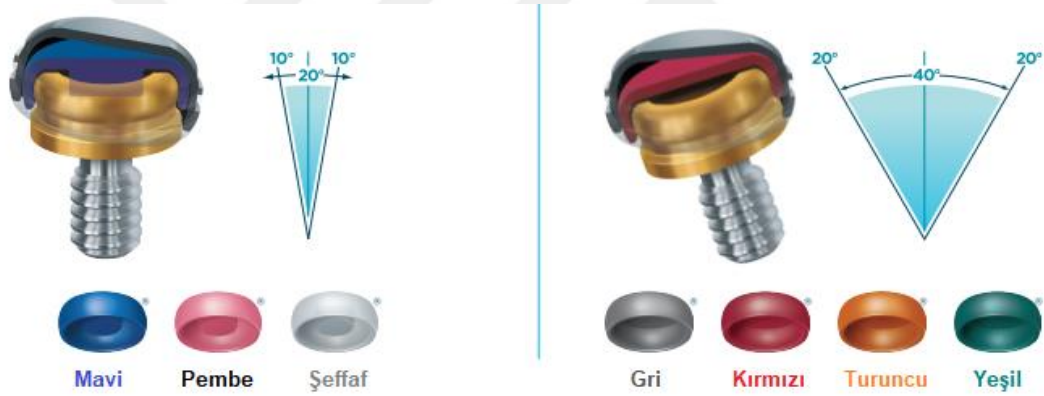
g) Silindirik Tutucu Sistemler

➤ Locator Tutucu Sistem

Locator tutucu sistem, Zest Anchors firması tarafından 2000 yılında geliştirilen (Liu ve ark., 2020) ve 2001 yılında kullanıma sunulan, implant destekli overdenture uygulamalarında yaygın olarak kullanılan, splintlenmeyen silindirik tutucu sistemdir (Shastry ve ark., 2016). 20 yıldan fazla süredir implant destekli hareketli protez uygulamalarında yaygın olarak kullanılan esnek tutucu sistemdir (Daou, 2015).

Locator tutucu sistem, boyutu, tutuculuk kapasitesi ve implantlar arası açılanmayı iyi tolere etmesi nedeni ile *in-vivo* ve *in-vitro* olarak, diğer tutucu sistemler ile karşılaştırılan ve geniş çapta araştırılan tutucu sistemdir (Chung ve ark., 2004; Minguez-Tomas ve ark., 2018 ve Rutkunas ve ark., 2011).

Değiştirilebilen naylon tutucular, farklı tutuculuk kuvvet değerlerine ve farklı renk kodlarına sahiptir (Çizelge 1.3). Farklı renkli naylon tutucular, uygulanan implantlardaki açı sapmalarının düzeltilmesi için de kullanılır. İmplantlar arasındaki açılanmayı 40°'ye kadar tolere eder ve arklar arası mesafenin kısıtlı olduğu vakalarda rahatlıkla kullanılabilir. Mavi, pembe ve şeffaf naylon tutucu parçalar düz dayanaklarda, gri, kırmızı, turuncu ve yeşil naylon tutucu parçalar açılı dayanaklarda kullanılır (Şekil 1.8) (Zest Anchors LLC., 2020a).



Şekil 1.8. Düz ve açılı Locator tutucu sistemde dayanak ve naylon tutucuların tutuculuk kuvvet değerlerine göre renk kodları

Çizelge 1.3. Locator tutucu sisteme ait naylon tutucuların tutuculuk kuvvet değerleri

Renk	Tutuculuk Kuvveti
 Mavi	680 gram
 Pembe	1361 gram
 Şeffaf	2268 gram
 Kırmızı	454 gram
 Turuncu	907 gram
 Yeşil	1814 gram

1-6 mm arasında değişen, farklı dişeti yüksekliklerine sahip Locator tutucu sistem, diğer tutucu sistemlere kıyasla düşük profile sahiptir ve tutucu sisteme ait erkek parça, kep ve akrilik için 3 mm dikey boşluk gerekir (Lavery ve ark., 2017). Locator tutucu sistemin kullanımı oldukça kolay ve protez ile ilgili olası problemler genellikle rahat ve hızlı bir şekilde çözülür (Vere ve ark., 2012b).

Locator tutucu sisteme ait naylon tutucu parçalar için en yaygın problem aşınma ve tutuculuk kaybıdır. Locator tutucu sistemin tutuculuk kuvvet değeri, metal kep ve içerisine yerleştirilen naylon tutucu parçadan oluşan patriks yapı ve çift tutuculuk (internal ve eksternal) özelliğine bağlıdır (Şekil 1.9). İnternal tutuculuk, naylon erkek bileşenin, diş parçada yer alan internal boşluğa kıyasla biraz daha büyük olması ile sağlanırken, eksternal tutuculuk dayanağın dış kenarındaki sığ

alanın içine naylon erkek parçanın tamamen oturması ile sağlanır (Miler ve ark., 2017).

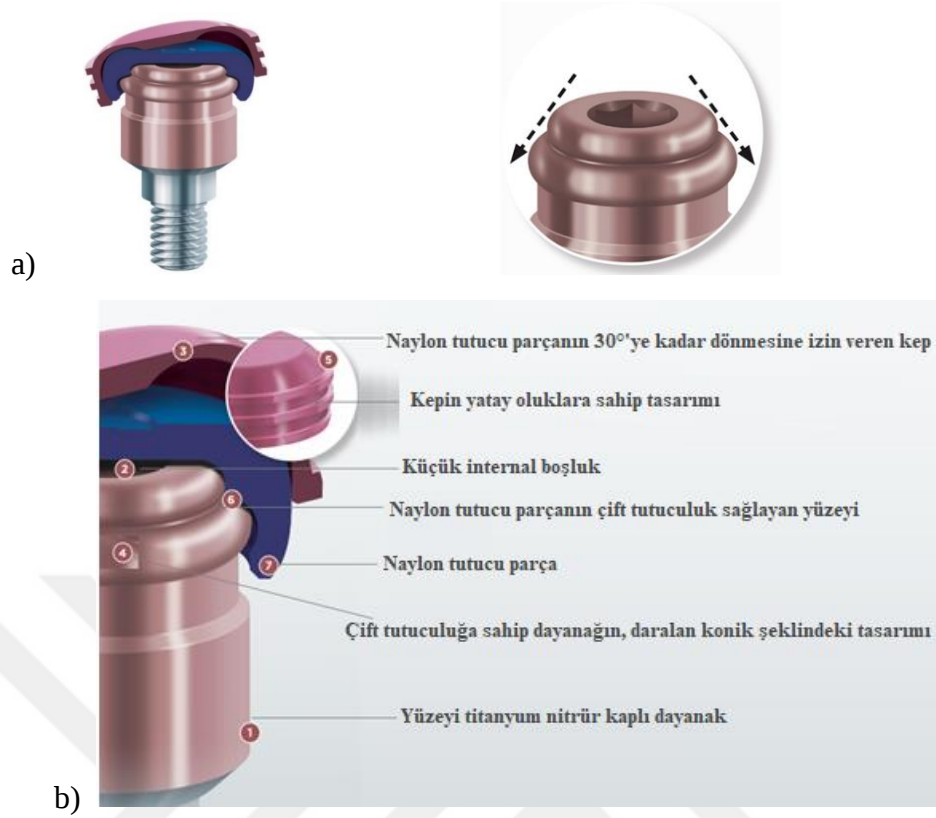


Şekil 1.9. Locator tutucu sistemde, patriks ve matrics yapıları

➤ Locator R-Tx Tutucu Sistem

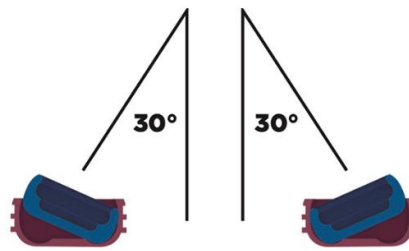
Locator R-Tx tutucu sistem kullanıma yeni sunulan, Locator tutucu sistemin, farklı tasarıma sahip formudur. Locator R-Tx dayanağın, Locator tutucu sistemin dayanağından farklı olarak, dış kısmında iki çıkıntısı olan ve iç kısımdan tutuculuk sağlamayıp, sadece eksternal olarak çift tutuculuk sağlayan, titanyum nitrür kaplı, daralan konik şekilde tasarıma sahiptir (Şekil 1.10). Locator R-Tx dayanağı 1-6 mm arasında değişen farklı dişeti yüksekliklerine sahiptir. Üretici firma tarafından, dayanağın daralan konik tasarımı sayesinde, protezin hasta tarafından daha kolay hizalanması ve düzgün şekilde oturmasını sağladığı belirtilir.

Locator tutucu sisteme göre, daha küçük internal boşluğu sayesinde, yiyecek ve plak birikimi daha azdır. Titanyum kepin sahip olduğu yatay ve dikey olukları sayesinde dikey yöndeki hareketlere ve rotasyon hareketine karşı daha dirençli olduğu ve pembe renk naylon tutucu sayesinde, akrilin daha ince kaldığı bölgelerde, daha estetik sonuç sağladığı firma tarafından belirtilir.



Şekil 1.10. a) Locator R-Tx tutucu sistem tasarımı ve b) Locator R-Tx tutucu sistemin özellikleri

Locator R-Tx tutucu sisteme ait tutucu parçalar, implantlar arası açının 60°'yi aşmadığı ideal ve ideal olmayan durumlar dikkate alınarak tasarlanmıştır (Şekil 1.11).



Şekil 1.11. Locator R-Tx tutucu sistemin tolere edebildiği implantlar arası açı

Tutucu parçalar, tutuculuk kuvvetlerine göre “sıfır (zero)”, “düşük (low)”, “orta (medium)” ve “yüksek (high)” olarak sınıflandırılır (Şekil 1.12). Tutucu parçaların tutuculuk kuvvet değerleri, renk kodlarına göre artan sıra ile gri, mavi, pembe ve şeffaf şeklindedir (Zest Anchors LLC, 2020b).



Şekil 1.12. Locator R-Tx tutucu sisteme ait tutucu parçaların, tutuculuk kuvvet değerlerine göre renk kodları

➤ Equator Tutucu Sistem

2007 yılında, Rhein’83 firması tarafından geliştirilen tutucu sistemdir. Equator tutucu sistem, yarım küre şeklinde (topuz tutucu sisteme benzer) titanyum dayanağa, paslanmaz çelik kep ile desteklenen ve 1,3 ile 5,9 lbs (5,87 N ve 26,47 N) arasında değişen farklı tutuculuk seviyesine sahip, 4 farklı renk kodunda (Locator tutucu sisteme benzer) naylon tutucu parçalara ve laboratuvar lastiğine sahiptir. Tutucu parçaların artan tutuculuk kuvvet değerleri, renk kodlarına göre; sarı, pembe, şeffaf, mor şeklindedir. Paslanmaz çelikten yapılmış kep yuvasının çapı 4,4 mm ve yüksekliği 2,1 mm’dir (Şekil 1.13). Düşük boyutu sayesinde, dikey boyutu yetersiz olan hastalarda rahatlıkla kullanılır. Equator dayanağı, 0,5 mm’den 7 mm’ye değişen, 8 farklı dişeti yüksekliğine sahiptir (Rhein’83, 2020).

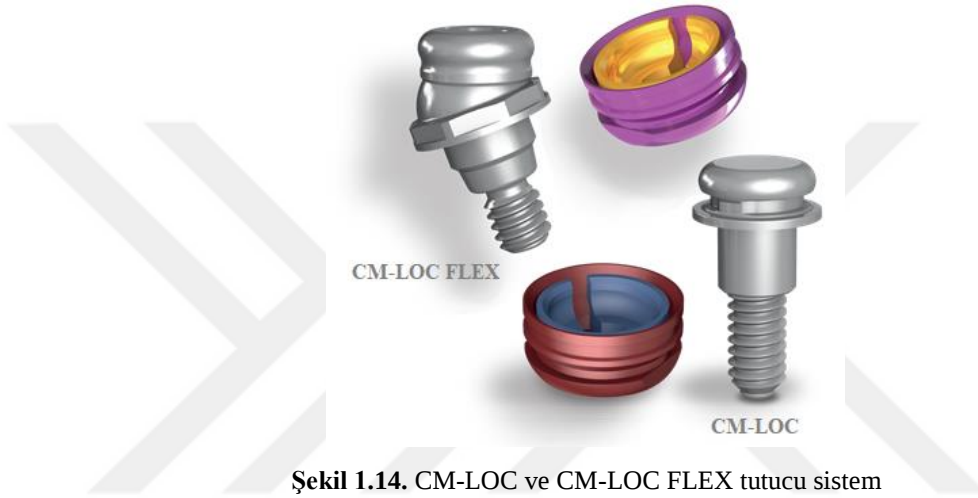


Şekil 1.13. Equator tutucu sistem ve kep boyutları

➤ CM-LOC/CM-LOC FLEX Tutucu Sistem

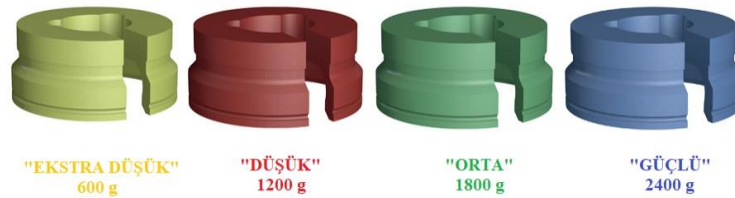
CM-LOC tutucu sistem, implantlar arası 60°’ye kadar açılanmaları (40°’ye kadar olan açılar için CM-LOC; 60°’ye kadar olan açılar için CM-LOC FLEX) tolere

edebilen tasarıma sahiptir (Maniewicz ve ark., 2020) (Şekil 1.14). CM-LOC tutucu sistemi, dişeti yüksekliği 1 mm'den 5 mm'ye kadar değişen dayanak ve tutucu parçayı içeren kep kısmından oluşur. CM-LOC/CM-LOC FLEX dayanağında, daha iyi klinik işlevsellik, daha fazla kullanım konforu ve temizlik kolaylığı için internal tutucu boşluğu yoktur. İnternal tutucu boşluğunun bulunmaması, gıda birikimi ve plak akümülayonunu önler. Hem CM-LOC hem de CM-LOC FLEX'in titanyum dayanakları, kaplamasız yüzeye sahiptir.



Şekil 1.14. CM-LOC ve CM-LOC FLEX tutucu sistem

Polieter keton keton (PEKK) veya titanyumdan yapılan kepler ile farklı tutuculuk kuvvetlerinde ve dört farklı renk kodunda, "ekstra düşük" (600 g, sarı),"düşük" (1200 g, kırmızı), "orta" (1800 g, yeşil) veya "güçlü" (2400 g, mavi) PEKTON olarak isimlendirilen tutucu parçalara sahiptir (Şekil 1.15) (Cendres+Metaux Medtech, 2020).



Şekil 1.15. CM-LOC tutucu sisteme ait PEEKTON tutucu parçaları

➤ Novaloc Tutucu Sistem

Dental implantoloji alanında her geçen gün artan çalışmalar ile yeni tutucu sistemler geliştirilmektedir. Tutucu sistemlerin, patriks ve matriks kısmında kullanılan materyallerin, geliştirilip güçlendirilmesi ile daha önceki sistemlerde görülen dezavantajların önüne geçilmesi hedeflenmektedir.

Novaloc tutucu sistemde, yüksek aşınma direncine sahip, amorf elmas benzeri karbon kaplı (Amorphous Diamond-Like Carbon=ADLC), düz ve açılı dayanak (abutment) mevcuttur (Şekil 1.16, Şekil 1.17). ADLC kaplama işlemi, yaygın olarak tıp alanında da (örneğin; kalça eklemleri) kullanılmaktadır.



Şekil 1.16. Düz ve açılı Novaloc tutucu sistem



Şekil 1.17. Düz ve açılı Novaloc dayanak özellikleri

Novaloc tutucu sistem, implantlar arası açılardaki 60°'ye kadar açı sapmasını tolere edebilir. Çeşitli dişeti yüksekliklerinde bulunan hem düz hem de 15° açılı dayanaklar, çok çeşitli klinik durumları kapsar. Üretici firma tarafından belirtilen düz ve açılı Novaloc dayanakların sunduğu özellikler:

- Kemik seviyesi ve yumuşak doku seviyesi tasarımlarında, tüm implantlar ile uyumlu,
- Düz dayanaklarda 1 mm'den 6 mm'ye kadar, 6 farklı dişeti yüksekliği mevcut,
- Açılı dayanaklarda 2 mm'den 6 mm'ye kadar, 5 farklı dişeti yüksekliği mevcut,
- Düz dayanak ile, implantlar arası 40°'ye kadar olan açı sapması, tolere edilir ve protez giriş yolu düzenlenir,
- 15° açılı dayanak ile, implantlar arası 60°'ye kadar olan açı sapması, tolere edilir ve protez giriş yolu düzenlenir,
- Dayanaklar yüksek aşınma direncine sahiptir.

Tutucu parçaları, yüksek performanslı polietilen eter keton (PEEK) polimerden imal edilmiş olup, bu tasarımları sayesinde lateral kuvvetleri en iyi şekilde karşılayabileceği firma tarafından belirtilmektedir. Tutucu sisteme ait, tutucu parçalar farklı renk kodlarına ve farklı tutuculuk kuvvet değerlerine sahiptir (Çizelge 1.4 ve Şekil 1.18).



Şekil 1.18. Novaloc tutucu sistem PEEK matrikslerin tutuculuk kuvvet değerlerine göre renk kodları

Çizelge 1.4. PEEK tutucu parçaların renk kodlarına bağlı farklı tutuculuk kuvvet değerleri

Renk	Tutuculuk Kuvveti
 Ekstra-Hafif	300 g
 Hafif	750 g
 Orta	1200 g
 Güçlü	1650 g
 Ekstra-Güçlü	2100 g
 Ultra-Güçlü	2550 g

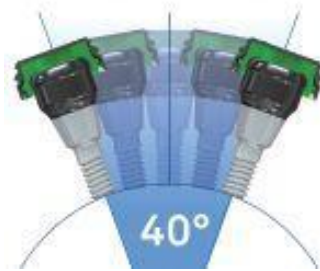
Farklı renk kodlarındaki PEEK tutucu parçalar (matriks) birleşmeyen bir halka şeklindedir. Halkadaki bu açıklık, takıp çıkarma esnasında esnemeye yardımcı olur. PEEK tutucu parçalar, protez içerisinde titanyumdan veya PEEK materyalinden üretilmiş bir kep içerisine oturacak şekilde tasarlanmıştır (Şekil 1.19).



Şekil 1.19. a) Novaloc tutucu sisteme ait titanyum kep ve boyutları b) Novaloc tutucu sisteme ait PEEK kep ve boyutları

Protez içerisinde PEEK kep kullanılması ile estetiğin önemli olduğu vakalarda metal görünümünün önüne geçilir ve alternatif bir seçenek sunar. Üretici firmanın belirttiği, PEEK tutucu parçalar ile ADLC yüzeyinin birlikte sağladığı özellikler:

- Yüksek aşınma direnci,
- Uzun dönemde yüksek performans,
- Dayanak ve matriks arasında düşük sürtünme kuvveti,
- Düz ve 15° açılı dayanak sırasıyla, implantlar arasındaki 40° 'ye ve 60° 'ye kadar olan açılanmaları tolere eder (Şekil 1.20) (Straumann, 2020).



Şekil 1.20. Düz Novaloc dayanak ve matriksin tolere ettiği açı

1.7. İmplant Destekli Hareketli Protez (Overdenture) Uygulamalarında, Tutucu Sistem Seçimini Etkileyen Faktörler

İmplant destekli overdenture uygulamalarının uzun dönem başarısı tercih edilen tutucu sistemin, tutuculuk (retansiyon) kapasitesine ve tutuculuğu uzun süre sürdürmesine bağlıdır (Rutkunas ve ark., 2011). Klinik uygulamalarda hangi tutucu sistemin daha iyi olduğu konusunda henüz fikir birliği yoktur ve yapılan çalışmalar, farklı tasarımda tutucu tiplerinin farklı avantajlarına vurgu yapmaktadır. İmplant destekli overdenture uygulamalarında tutucu sistem seçimi oldukça önemlidir. Tutucu tipi seçiminde etkili faktörler:

- Mevcut kemik miktarı,
- Dental arkın şekli,
- İmplantların yerleşim açıları,
- İmplantlar arası mesafe,
- İnterokluzal mesafe,
- İhtiyaç duyulan tutuculuk miktarı,
- Esneklik mekanizması,
- Ağız hijyeni,
- Hastanın protetik tedaviden beklentileri,
- Hastanın sosyal statüsü,
- Hastanın ekonomik durumu (Trakas ve ark., 2006).

1.8. İmplant Destekli Hareketli Protez (Overdenture) Uygulamalarında, Kullanılan Tutucu Sistemlerin Karşılaştırılması

Konu ile ilgili yayınlar incelendiğinde, implant destekli overdenture uygulamalarının değerlendirildiği karşılaştırmalı çalışma kategorileri:

- İmplant ve protez sağkalım oranı
- Kemikte meydana gelen değişiklikler (kemik durumu/marjinal kemik kaybı)
- Yumuşak doku değişiklikleri
- Protezin bakım gereksinimleri (idame)/komplikasyonlar
- Tutuculuk/Retansiyon
- Stres emilimi
- Hasta memnuniyeti
- Maliyet
- Çiğneme etkinliği (Goodacre ve Goodacre, 2017).

1.8.1. İmplant Sağkalım Oranı

Splintlenen tutucu sistemlerden bar tutucu sistemlerde, implantların daha yüksek sağ kalım oranına sahip olup olmadığı araştırmacılar tarafından değerlendirilmiş. Trakas ve ark. (2006) tarafından hazırlanan derlemede yer alan retrospektif bir çalışmada, implant destekli overdenture uygulanan 89 hastada, tutucu tipinin, implant başarısızlığında kesin bir rol oynadığı sonucuna varılmamıştır. Aynı derlemede yer alan prospektif bir çalışmada ise, 13 hastada üst çene implant destekli bar tutucu overdenture uygulamasında, 4 yıl sonra başarı oranı %88,6'dır. Splintlenen ve splintlenmeyen tutucu sistemlerin, 49 hastaya uygulandığı diğer bir çalışmada, tutucu sistemler ile implant sağ kalım oranları arasında istatistiksel anlamlı fark olmadığı belirtilir. Çalışmada hem alt çene hem de üst çene overdenture

uygulamalarında minimum sayıda (2-5) implant dahil edilmiş ve sağ kalım oranları sırasıyla %100 ve %75,4 tespit edilmiştir (Trakas ve ark., 2006).

Gotfredsen ve Holm, (2000) tarafından yapılan 5 yıllık prospektif çalışmada, alt çene iki implant destekli overdenture uygulamalarında, kullanılan tutucu sistemlerden (splintlenen veya splintlenmeyen) bağımsız olarak, %100 başarı oranı saptanmıştır.

Yapılan 7 çalışmada, implant sağ kalım oranları değerlendirilmiş ve splintlenen tutucu sistemlerin değerlendirildiği ve 460 implantın uygulandığı grupta, 2 adet implantta başarısızlık (%0,43) ve splintlenmeyen tutucu sistemlerin değerlendirildiği ve 289 implantın uygulandığı grupta, topuz tutucu sistemleri içeren 7 adet implantta başarısızlık (%1,7) rapor edilmiş. Splintlenen ve splintlenmeyen tutucu sistemler arasında, implant sağkalım oranı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmemiştir (Leao ve ark., 2018).

Yapılan çalışmalarda, tutucu sistemin, implantların klinik başarı oranını etkilemediği, kemik kalitesi ve miktarı, ark morfolojisi ve implant uzunluğu gibi diğer faktörlerin implant sağ kalım oranında daha önemli etken olduğu belirtilir (Trakas ve ark., 2006).

1.8.2. Marjinal Kemik Kaybı

Marjinal kemik kaybı ile ilgili 9 adet çalışma değerlendirildiğinde (Leao ve ark., 2018 ve Viswambaran ve ark., 2015), splintlenmeyen tutucu sistemlerde az miktar farkla, daha fazla marjinal kemik kaybı olmasına rağmen, yapılan 7 adet çalışmada, splintlenen ve splintlenmeyen gruplar arasında istatistiksel anlamlı fark olmadığı belirtilir (Leao ve ark., 2018). Gerçekleştirilen iki çalışmada, splintlenen ve splintlenmeyen tutucu sistemlerde marjinal kemik kaybı açısından istatistiksel

anlamli fark olduğu ve bu çalışmalardan birinde, beş aylık takip sonrasında farkın tespit edildiği rapor edilir (Jofre ve ark., 2010 ve Krennmair ve ark., 2012).

Marjinal kemik kaybı ile ilgili meta-analiz içeren 6 çalışmada, splintlenen ve splintlenmeyen tutucu sistemler karşılaştırıldığında, marjinal kemik kaybı açısından fark olmadığı belirtilir (Elsyad ve Khirallah, 2016; Gotfredsen ve Holm, 2000; Jofre ve ark., 2010; Krennmair ve ark., 2012 ve Stoker ve ark., 2012).

Goncalves ve ark. (2020) bar, topuz ve O-ring tutucu sistemlerin, tutuculuk, marjinal kemik kaybı, çiğneme etkinliği ve hasta memnuniyetini karşılaştırdığı derlemde, marjinal kemik kaybı ile ilgili 7 adet randomize kontrollü çalışma değerlendirilmiş. Bu çalışmalardan, altısında, bar, topuz ve O-ring tutucu sistemlerin karşılaştırıldığı ve katılımcılar arasında kemik kaybı açısından fark gözlemlenmediği; bir tanesinde bukkal, mesial ve distal yüzeylerde, topuz ve O-ring tutucu sistemlerde daha fazla vertikal kemik kaybı rapor edilmiş. Ancak, aynı çalışmada horizontal kemik kaybı açısından farklılıklar gözlenmediği belirtilmiştir (Goncalves ve ark., 2020).

1.8.3.Yumuşak Doku Değeriklikleri

Birçok araştırmacı tarafından, overdenture uygulamalarında, farklı tutucu sistemlerin yumuşak doku reaksiyonları üzerine etkisinin değerlendirildiği çalışmalarda, mukozada meydana gelen doku değeriklerinin çoğu, üst çene implant destekli overdenture uygulamalarında gözlenir (Buttel ve ark., 2009 ve Trakas ve ark., 2006). Alt ene implant destekli protez uygulamalarında, mukozadaki doku değeriklikleri insidansını değerlendirilmesi için daha fazla sayıda prospektif çalışmalara ihtiyaç olduğu bildirilir (Payne ve ark., 2001).

Peri-implant dokuların sağlığının değerlendirilmesi, plak indeksi, kanama indeksi, dişeti indeksi ve sond ile sulkus derinliğinin ölçölmesi ile incelenir (Keshk

ve ark., 2017). Plak akümülayonunun, manyetik alandan dolayı, magnet tutucu sistemlerde topuz tutucu sistemlere göre daha fazla olduğu ifade edilir. Yapılan bir çalışmaya göre, 2 implantın tek bar ile splintlendiği ve 4 implantın üç bar ile splintlendiği uygulama ile topuz tutucu sistem karşılaştırıldığında, splintlenmeyen topuz tutucu sistem uygulamalarında, implantı saran dişetinde daha az kanama olduğu belirtilir (Trakas ve ark., 2006).

2011 yılında yayınlanan bir derlemede, splintlenmeyen topuz tutucu sistem ve splintlenen bar tutucu sistem arasında plak birikimi, yumuşak dokuların kanama eğilimi ve sulkus derinliği açısından anlamlı bir fark bulunmadığı rapor edilir (Stoumpis ve Kohal, 2011).

Naert ve ark. (2004a) tarafından yapılan, implant destekli overdenture kullanan hastalarda splintlenen ve splintlenmeyen tutucu sistemlerin karşılaştırıldığı çalışmada, hastaların 4., 12., 60. ve 120. ay sonunda 10 yıllık peri-implant sonuçları değerlendirilmiş ve her takip süresi sonunda plak indeksi, kanama indeksi, sondlama sırasında sulkus derinliği, implant-kemik bağlantısının devamlılığı ve marjinal kemik seviyesi kaydedilmiş. 10 yıllık süre boyunca meydana gelen değişikliklerde, istatistiksel anlamlı farklılık saptanmamış (Naert ve ark., 2004a). Yapılan başka bir çalışmada ise, plak oluşumu ve peri-implant dokulardaki kanamanın, tutucu tipi ile ilişkili olmadığı bildirilir. Bu çalışmada mukozal değişikler, yaygın olarak bar tutucu sistemin uygulandığı overdenture uygulamalarında gözlenmiş (Narhi ve ark., 2008).

Bir diğer çalışmanın sonuçlarına göre, topuz ve bar tutucu sistemler arasında, plak birikimi, yumuşak dokuların kanama eğilimi ve sulkus derinliği açısından anlamlı bir fark bulunmamış. Ancak, plak birikimi ile yumuşak dokuların kanama eğilimi açısından gruplar arasında anlamlı ilişki tespit edilmiş (Karabuda ve ark., 2008). Topuz tutucu sistemlerin kullanıldığı alt çene overdenture uygulamalarında, yumuşak doku problemlerin önlenmesi için, yapışık dişeti miktarının yanı sıra dudak basıncı ve alveolar atrofinin derecesi, tedavi planlaması sırasında dikkatle değerlendirilmesi gereken konulardır (Klemetti ve ark., 2003).

Bar tutucu sistemlerin incelendiği çalışmalarda, proteze destek olan mukoza ile ilişkili problemlerin görülme sıklığında hafif artış olduğu sonuçları gözlenir. Bar tutucu sistemlerde, peri-implant yumuşak doku bölgesinin temizlenmesindeki zorluklar nedeniyle, perimukozit ve hiperplazi geliştiği bildirilir (Karabuda ve ark., 2008).

Bar altındaki rezidüel kreti örten mukozada hiperplazi olmasına rağmen, esnek ve rijit tutucu sistem tasarımları arasındaki bu komplikasyonlar insidansında herhangi bir fark olmadığını belirten çalışmalar mevcuttur. Overdenture uygulamalarında topuz tutucu sistem ile teleskop tutucuları karşılaştıran meta analize göre, her iki tutucu sistem arasında peri-implant doku durumu açısından anlamlı fark olmadığı belirtilir (Keshk ve ark., 2017).

1.8.4. Protezin Bakım Gereksinimleri (İdame) ve Komplikasyonlar

Araştırmacılar, kısa, orta ve uzun dönemde protez bakım gereksinimlerinin belirlenmesi ve implant destekli overdenture uygulamalarının düzenli takip edilmesinin, protezin başarısında oldukça etkili olduğu konusunda hemfikirdir. Bununla birlikte, çalışmaların çoğunda bulunan tekdüzelik, takip protokollerini standartlaştırma ihtiyacını ortaya koyar (Assaf ve ark., 2018).

Payne ve ark. (2001) tarafından, protez bakım gereksinimlerini belirlemek için: başarı, sağkalım, takip edilemeyen/bilinmeyen, ölü, tamir ile tekrar tedavi veya değiştirilerek tekrar tedavi şeklinde 6 kriterin kullanıldığı protokol önerilmiştir (Çizelge 1.5).

Çizelge 1.5. Protezin bakım gereksinimlerine ait protokol

Başarı:	✓ Olağan bakım haricinde yeniden tedavi kanıtı yok: ✓ Minimal oklüzal veya anatomik düzeltmeler ve proteze polisaj işleminin uygulanması ✓ Peri-implant dokularda eksizyon işlemi gerektirmeyen dişeti büyümeleri ✓ Protez vidasının sıkılması veya değiştirilmesi (ilk yıldan sonra yılda en fazla bir kez yapılırsa) ✓ Tutucu sistemin aktifleştirilmesi, patriks veya matriksin değiştirilmesi (ilk yıl iki değiştirme ve 5 yıl içinde maksimum 5 değiştirme sınırı içinde), ✓ 5 yılda bir kez proteze besleme işleminin uygulanması
Sağkalım:	✓ Hasta doğrudan muayene edilemez ve yukarıdaki başarı kriterlerine göre yeniden tedaviyi gerektiren durum yoktur
Takip Edilemeyen/ Bilinmeyen:	✓ Hastanın takibinin gerçekleştirilmesinin imkansız olması
Ölüm:	✓ Hastanın takip sırasında ölümü
Tamir ile Tekrar Tedavi:	✓ İlk yılda patriks veya matriksin 2'den fazla veya ilk 5 yıl içinde 5'ten fazla değiştirilmesi ✓ Boyutsal protez modifikasyonları (oklüzal düzlem, distal uzantı = kantilever ilavesi) ✓ Aşınmış veya kırık dişlerin veya kırık vidanın değiştirilmesi ✓ Kırık overdenture uygulamasının tamiri ✓ 5 yıl içinde birden fazla besleme işleminin yapılması ✓ Patriks kısmına bağlı dişeti hiperplazisinin eksizyonu
Değiştirilerek Tekrar Tedavi:	✓ İmplantta başarısızlığın meydana gelmesi durumunda ✓ Protez ve dayanağın marjinal bütünlüğünün tamamen kaybolması durumunda ✓ Tamiri mümkün olmayan mekanik hasar mevcut ise ✓ İmplant dayanaklarında 5 yıl içinde 2'den fazla kırılma veya dayanak vidasının ilk yıldan sonra, yılda iki defadan fazla aynı yerden kırılması durumunda

Protezin başlangıçtaki niteliği, tutucu sistemin tipi, tutucu sistem bağlantı türü (direkt veya indirekt bağlantı), implantların sayısı ve pozisyonu gibi birçok faktör, protezin bakım gereksinimi ve bakım sıklığını etkiler (Assaf ve ark., 2018). Bu faktörlerin her birinin etkisi, farklı çalışmalarda farklı sonuçlar gösterir.

Kim ve ark. (2012) 24 adet yayın ile değerlendirdikleri derlemede, en yaygın görülen protez bakım gereksiniminin, tutucu tipine bağlı olarak, matriks veya klips yapılarının aktive edilmesi olduğu bildirilir. Lee ve ark. (2012) 11 adet yayın ile değerlendirdikleri derlemede, protez bakım gereksiniminin implant sayısına bağlı olmadığını, en yaygın protez bakım gereksiniminin, 2 veya 4 implantın bulunduğu grupta klipsin değiştirilmesi veya yeniden konumlandırılması; 1 veya 2 implantın bulunduğu grupta ise, kırık onarımı olarak ifade eder.

İmplant destekli overdenture uygulamalarında görülen komplikasyonlar: biyolojik, protetik ve mekanik komplikasyonlar olarak sınıflandırılır (Goodacre ve ark., 2018). Mekanik komplikasyonlar: tutucu sistemde tutuculuk kaybı (tutucu elemanların yeniden aktive edilmesi veya yenilenmesi), protez kaide tamiri, besleme veya yenileme, yapay dişlerde meydana gelen kırık veya yerinden ayrılma, vida gevşemesi veya vida kırığı şeklindedir.

Leao ve ark. (2018) tarafından yayınlanan derlemede, literatürlerdeki 39 komplikasyonun 21'i (%54) splintlenen tutucu sistemlerde, 18'i (%46) splintlenmeyen tutucu sistemlerde gözlenir. Meta-analiz sonucuna göre, splintlenen ve splintlenmeyen tutucu sistemler arasında, protetik komplikasyon açısından istatistiksel anlamlı fark tespit edilir. Splintlenen tutucu sistemlerde görülen en yaygın komplikasyon, klips yapısında meydana gelen kırıklar ve protezi astarlama gereksinimidir. Splintlenmeyen tutucu sistemlerde ise, protez yapay dişlerinde meydana gelen kırık en sık görülen komplikasyon olarak belirtilir. (Leao ve ark., 2018).

1.8.5. Tutuculuk/Retansiyon

İmplant destekli overdenture uygulamaları için seçilen tutucu sistem, protezin stabilitesinin artırılması için yeterli tutuculuğa sahip olmalıdır. Aynı zamanda, tutucu sistemler, protezin hasta tarafından kolayca yerleştirilmesine ve çıkarılmasına izin vermelidir. İmplant destekli overdenture uygulamalarında, protez bakım gereksinimleri (idame) ve komplikasyon oranları, tutucu sistemde meydana gelen tutuculuk kaybına bağlı olarak artmaktadır (Goncalves ve ark., 2020).

Overdenture uygulamalarında protezin prognozu için tutuculuk, anahtar faktörlerden biridir (Choi ve ark., 2018). İmplant destekli overdenture uygulamalarında görülen en yaygın komplikasyon, tutucu sistemlerde meydana gelen tutuculuk kaybıdır (Choi ve ark., 2017 ve Salehi ve ark., 2019). Bu nedenle, overdenture uygulamalarında protezin uzun dönem başarısı tutucu sistemin, tutuculuk kapasitesine bağlıdır (Choi ve ark., 2018). 20 N tutuculuk kuvvetinin, alt çene overdenture uygulamalarında yeterli olduğu varsayılır (Trakas ve ark., 2006). Ancak çalışmalarda, 3 N ve 85 N arasında tutuculuk kuvvetleri bildirildiği için, oldukça geniş retantif aralık söz konusudur. Fonksiyon sırasında, protezin stabilizasyonu için gerekli minimum tutuculuk kuvvetinin 5-7 N olması gerektiği bildirilir (Salehi ve ark., 2019).

Çiğneme kuvvetlerinin yanı sıra, protezin takılması ve çıkarılması, tutucu sistemin tutucu kısımları arasında mikro hareket ve makro hareketlere yol açar, zamanla tutucu kısımlarda aşınma ve tutuculuk kaybına neden olabilir (Alsabeeha ve ark., 2009; Branchi ve ark., 2010; Choi ve ark., 2017; Shayegh ve ark., 2017 ve Srinivasan ve ark., 2016). Protezin kullanıldığı ilk yıl, protez bakımı gereksinimi fazladır (Trakas ve ark., 2006) ve 1 yıl kullanımdan sonra tutucu sistemin, tutuculuk kapasitesinin değerlendirilmesi önemlidir (Choi ve ark., 2017).

Goncalves ve ark. (2020) tarafından bar, topuz ve O-ring tutucu sistemlerin, tutuculuk, marjinal kemik kaybı, çiğneme etkinliği ve hasta memnuniyeti açısından

karşılaştırıldığı derlemeye göre; sadece 3 çalışma bar tutucu, topuz ve O-ring tutucu sistemleri tutuculuk (retansiyon) kuvvetleri açısından karşılaştırmaktadır. Değerlendirilen 3 çalışmadan birinde tutuculuk kuvvet değerlerinin, bar tutucu sistemde topuz ve O-ring tutucu sistemden daha iyi olduğu, diğer çalışmada topuz ve O-ring tutucu sistemlerin tutuculuk kuvvet değerlerinin daha iyi olduğu ve bir çalışmada da tutucu sistemlerin benzer tutuculuk kuvvet değerlerine sahip olduğu belirtilir (Goncalves ve ark., 2020).

Tutuculuk kaybına etki eden birincil etyolojik faktör, tutucu sistemlerde meydana gelen aşınmaya bağlı değişikliklerdir (Doukas ve ark., 2008 ve Rutkunas ve ark., 2007). Aşınmaya bağlı değişiklikler ve tutuculuk kaybı birçok faktörden etkilenir. Bu faktörlerin, tutucu sistemlerin tutuculuğu ve aşınması üzerindeki dolaylı etkilerinin önemini ve klinik durumlarla ilişkisini tespit etmek oldukça önemlidir. Bu faktörlerden bazıları: implant açılanması, implantlar arası mesafe ve uygulanan yer değiştirme kuvvetlerinin yönüdür. Tutucu sistemlerde meydana gelen aşınmaya bağlı diğer değişiklikler; tutucu sistemin üretildiği malzemenin türü, tutucu sistem tasarımı, tutucu sistemin boyutu gibi faktörlerden etkilenir (Alsabeeha ve ark., 2009).

➤ *İmplantlar Arası Mesafe*

İmplantlar arası mesafenin tutuculuğa etkisinin değerlendirildiği sınırlı sayıda çalışma mevcuttur. Yapılan sınırlı sayıda çalışmada, implantlar arası mesafenin, tutucu bileşenlerin aşınma oranını ve tutucu sistemlerin tutuculuk kaybı oranını etkilediği rapor edilir (Doukas ve ark., 2008; Michelinakis ve ark., 2006; Salehi ve ark., 2019 ve Shayegh ve ark., 2017).

3 farklı implantlar arası mesafenin (19 mm, 23 mm, 29 mm), Hader bar, topuz ve mıknatıs tutucu sistemin tutuculuğuna etkisinin değerlendirildiği çalışmanın bulgularına göre; Hader bar/kırmızı klips ve Hader bar/sarı klips tutucu sistem için, implantlar arası mesafenin tutuculuğa etkisinin anlamlı olduğu rapor edilir (Doukas

ve ark., 2008). Michelinakis ve ark. (2006) tarafından yapılan benzer çalışmada 3 farklı implantlar arası mesafenin (19 mm, 23 mm, 29 mm), Hader bar, topuz ve mıknatıs tutucu sistemin tutuculuğuna etkisinin değerlendirildiği çalışmanın sonuçları, Doukas ve ark. (2008) tarafından yapılan çalışmanın sonuçlarına benzer şekilde, sadece Hader bar/kırmızı klips tutucu sistem için, implantlar arası mesafenin tutuculuğa etkisinin anlamlı olduğu rapor edilir (Michelinakis ve ark., 2006).

Shayegh ve ark. (2017) farklı mesafelerde (19 mm, 23 mm, 29 mm) yerleştirilen, Locator tutucu sistemin tutuculuk özelliklerinin, *in-vitro* şartlarda, 1 yılı simüle eden klinik kullanım sonrası değerlendirdiği çalışma bulgularına göre, implantlar arası mesafenin, Locator tutucu sistemin başlangıç tutuculuk kuvvet değerlerine etkisi istatistiksel anlamlıdır (Shayegh ve ark., 2017).

Salehi ve ark. (2019) ise, farklı mesafelerde (19 mm, 23 mm, 29 mm) yerleştirilen, topuz ve Locator tutucu sistemin, tutuculuk özelliklerinin, 1 yılı simüle eden klinik kullanım sonrası değerlendirdiği çalışma bulgularına göre, implantlar arası mesafenin tutuculuğa etkisinin istatistiksel anlamlı olduğu, her iki tutucu sistemin de ortalama tutuculuk kuvvet değerlerinin, 3 farklı implantlar arası mesafe için ve simüle edilen 1 yıl süre sonrasında yeterli olduğunu bildirir. Önceki çalışmalar, tutuculuğun farklı yönlerini değerlendirmiş olsa da implantlar arası mesafenin, farklı tutucu sistemler üzerindeki potansiyel etkileri nadiren değerlendirilmiştir. Bu nedenle, implantlar arası mesafenin, tutuculuk kaybı üzerindeki etkileri belirsizliğini halen korur ve daha fazla sayıda çalışmaya ihtiyaç vardır (Salehi ve ark., 2019).

➤ ***Tutucu Sistemin Üretildiği Malzemenin Türü***

Tutucu sistemler için seçilen malzeme, uzun vadeli fonksiyon altında yeterli tutuculuğun sağlanmasına izin vermelidir. Literatürde, ideal malzeme konusunda henüz fikir birliği yoktur. Tutucu sistemlerin aşınmaya bağlı değişikliklerinin

karşılaştırıldığı iki farklı çalışmadan elde edilen bulgulara göre, polimerik yapıda (plastik, lastik, naylon) olan tutucu sistem bileşenleri, metal yapıda olan tutucu bileşenlerine göre, aşınmaya karşı daha duyarlıdır (Alsabeeha ve ark., 2009).

Genel olarak, polimerlerin abrazyon, adezyon ve yorgunluk gibi farklı aşınmalara karşı duyarlı oldukları bilinmektedir. Tutucu sistemin bileşenlerinin birleştirilmesi ve ayrılması mekanik stres ile sonuçlanmaktadır ve tutucu sistemler için, mekanik stres faktörü büyük önem taşır. Mekanik gerilmeler, sıcaklık ve kimyasal reaksiyonlar sonucu polimer yüzeyinde değişiklikler meydana gelir (Passia ve ark., 2016).

Splintlenmeyen tutucu sistemlerden CM-LOC tutucu sistem, poli aril eter keton (PAEK) ailesinden poli eter keton keton (PEKK) yapıda tutucu bileşene sahiptir (Passia ve ark., 2016). Poli aril eter ketonların aşınmaya karşı yüksek kimyasal ve mekanik direncin yanı sıra, yüksek gerilme, yorgunluk ve eğilme dayanıklılığı gibi özelliklere sahip olduğu bilinmektedir (Fuhrmann ve ark., 2014). PEKK ve naylon tutucular arasında esneklik farkı vardır. PEKK malzemesi, polimer zincirinin sertliğini arttıran daha yüksek oranda keto grubu içerdiğinden, daha az esnek yapıya sahiptir (Naguib ve ark., 2019).

Aslında, poliamidler (ör. naylon), poli aril eter ketonlarla (PAEK; ör. PEEK ve PEKK) elastisite modülü gibi benzer fiziksel ve kimyasal özelliklere sahiptir (Fuhrmann ve ark., 2014; Maniewicz ve ark., 2020 ve McKeen, 2012). Bununla birlikte, bu malzemeler arasında dikkate değer farklılıklar da mevcuttur ve PAEK'ler, yüksek gerilme dayanıklılığı gibi mükemmel mekanik özellikleri ile bilinirler. Ayrıca, boyutsal değişikliklere neden olmanın yanı sıra, esneklik gibi özelliklerini değiştirebilen, su absorbe etme seviyelerinde farklılıklar bulunabilir (Maniewicz ve ark., 2020). Naylonlar, genellikle düşük su absorbe eden polimerler olarak bilinen PEEK ve PEKK'dan daha yüksek su absorbe etme seviyeleri gösterirler ve naylonun tipine bağlı olarak, üç-dört kat daha yüksek su absorpsiyonu gösterebilirler (Fuhrmann ve ark., 2014 ve McKeen, 2012).

1978 yılında geliştirilen PEEK (-C6 H4 -OC6 H4 -O-C6 H4 -CO-), semi-kristalin yapıda polisiklik aromatik polimerdir. PEEK, 335,8°C'ye kadar yüksek termal kararlılığa sahip beyaz, radyolusent, sert bir malzemedir. Alerjik değildir ve düşük plak afinitesine sahiptir. PEEK malzemesinin Young elastisite modülü, 3-4 GPa'dır (Vaezi ve Yang, 2015).

İyi bilinen tutucu sistemlere alternatifler, daha düşük protez bakım gereksinimlerine ve diğer uygun özelliklere sahip olabilmektedir (de Souza ve ark., 2018). Bu alternatiflerden biri, kullanıma yeni sunulan Novaloc tutucu sistemde, silindirik patriks, polietereeterketon (PEEK) matriksten mekanik olarak tutuculuk sağlar. Novaloc dayanaklar, pürüzlülüğü en aza indiren ve tutucu bileşenlerin direncini arttıran, amorf elmas benzeri karbon yüzeye sahiptir (de Souza ve ark., 2018).

Biyolojik uyumluluk, düşük plak affinitesi, iyi estetik ve diş yapısına yakın özellikler, ileri diş hekimliğinde kullanılan yeni malzemeler için çok önemlidir. PEEK, dental protez uygulamalarında kullanılmaya başlanılan yeni bir malzemedir ve elverişli kimyasal, mekanik ve fiziksel özellikleri ile implant destekli sabit ve hareketli protez uygulamalarında kullanılır (Bathala ve ark., 2019).

Tutucu sistemlerde kullanılan materyallerden (plastik, lastik, naylon, PEKK, PEEK), özellikle poli aril eter ketonlar ile ilgili oldukça sınırlı sayıda çalışma mevcuttur. PubMed veri tabanında yapılan “overdenture ve polietereeterketon (PEEK) veya polieterketon” anahtar kelimeleri ile yapılan aramada sınırlı çalışma bulunmaktadır. Novaloc tutucu sistemin potansiyel avantajlarına rağmen, bu sistemin implant destekli overdenture uygulamalarında, klinik ve/veya laboratuvar performansını değerlendiren daha fazla klinik çalışmaya ihtiyaç duyulduğu belirtilir (de Souza ve ark., 2018).

➤ *Tutucu Sistem Tasarımı*

İmplant destekli overdenture uygulamalarında, komplikasyonların en aza indirgenmesi ve sürekli tutuculuğun elde edilebilmesi için, tutucu sistemlerin tasarımı, basit ve olabildiğince az bileşenden oluşmalıdır (Gulizio ve ark., 2005).

Splintlenmeyen tutucu sistemlerden topuz tutucu sistemde, matriks yapının, patriks yapı üzerinde yaptığı rotasyon hareketi, implant açılanmalarını tolere etmeye olanak sağlamaktadır. Matriks yapının serbest hareketi, implantların paralellüğinden bağımsız olarak, protezin giriş yoluna uygun, birbirleri ile hizalanmalarını sağlar. Paralel duvarlı patriks yapılar ve derin tutucu yüzeylere/andırıklara sahip matriks yapılar ise, sadece sınırlı esneklik sağlar (Alsabeeha ve ark., 2009 ve Wiemeyer ve ark., 2001).

Locator tutucu sistem tasarımına göre, dayanağın dışındaki çıkıntıdan eksternal, dayanağın okluzal kısmında yer alan girintiden ise internal tutuculuk sağlanır (Lavery ve ark., 2017). Ancak, Locator tutucu sistemin tasarımında yer alan internal boşluk iyi temizlenmediğinde, tutuculuğu olumsuz yönde etkileyen gıda birikimi ve plak oluşumu sıklıkla görülebilir. Bu durum, protezin tutucu parçalarının tam olarak oturmasını ve internal tutuculuğun sağlanmasını engeller. Bu nedenle, Locator tutucu sisteme alternatif olarak geliştirilen Locator R-Tx tutucu sistem tasarımında, gıda birikimini ve plak oluşumunu en aza indiren, daha küçük internal boşluk bulunur ve CM-LOC tutucu sistemde ise internal boşluk yoktur.

➤ *Tutucu Sistemin Boyutu*

Literatürde, daha büyük patrikse sahip topuz tutucu sistemlerin, daha küçük boyutlardaki benzer tutucu sistemlere kıyasla daha yüksek tutuculuk kuvvetleri sağladığı bildirilir (Botega ve ark., 2004 ve Petropoulos ve Smith, 2002). Bu durum, tutucu sistemlerde, patriks ve matriks arasında sürtünme yüzey alanının artması ile

ilişkilidir (Botega ve ark., 2004). Diğer splintlenmeyen tutucu türlerinde de (ERA ve Locator tutucu sistemler), farklı tutuculuk kuvvetlerinin sağlanabilmesi için, art arda artan boyutlara sahip patriksler mevcuttur. Bu tutucu sistemlerin naylon patriksleri, boyutlarındaki artışa bağlı olarak farklı tutuculuk seviyesini temsil eden renklerle kodlanır.

Splintlenen tutucu sistemlerden yaygın olarak kullanılan bar tutucu sistemlerde, artan tutucu yüzey hem tutuculuğu artırır hem de topuz tutuculara göre daha az oranda komplikasyon oluşmasını sağlar (Nedir ve ark., 2005).

1.8.6. Stres Emilimi

Osseointegrasyon sonrası implantlar ve peri-implant kemik dokusu etrafındaki stres dağılımı, implant diş hekimliğinde dikkate alınan ve üzerinde sıklıkla çalışılan konudur (Cicciu ve ark., 2008). Fotoelastik çalışmalar stres dağılımının implantın uzunluğu, geometrisi ve çapına bağlı olduğunu gösterir (Trakas ve ark., 2006). Bu nedenle, overdenture uygulamalarında, farklı tutucu mekanizmalar tarafından oluşturulan streslerin geçerli karşılaştırmaları, yalnızca aynı geometri, uzunluk ve genişliğe sahip implantlar kullanıldığında yapılabilir.

İmplant destekli overdenture uygulamalarında, materyale ilişkin esas problemler çiğneme döngüleri sırasında malzeme bileşimi ve yorgunluk ile ilişkili olarak görülmektedir. Lauritano ve ark. (2016) tarafından yapılan çalışmada, Locator ve topuz tutucu sistemleri oblik ve vertikal kuvvetler altında, sonlu elemanlar analizi ile incelenmiş ve Locator tutucu sistemin uygulanan kuvvetlere karşı, biyomekanik olarak daha iyi olduğu belirtilmiştir. Aynı tutucu sistemlerin karşılaştırıldığı başka bir çalışmada, topuz tutucu sistemin, Locator tutucu sisteme göre, protez kaidesinde, daha yüksek deformasyona neden olduğu belirtilir (Elsyad ve ark., 2016). Çalışmada, protez kaidesinin güçlendirilmesi işleminin, kaide dayanıklılığını arttırabileceğini ve topuz tutucu sistemin kullanıldığı overdenture uygulamalarında meydana gelebilecek

olası kırıkları önleyebileceği bildirilir (Elsyad ve ark., 2016). İki implant destekli bar-klips ve topuz tutucuların kemiğe iletilen stres açısından karşılaştırıldığı çalışmalarda, bar-klips tutucuların, kemiğe ilettiği stresin daha fazla olduğu rapor edilir (Trakas ve ark., 2006).

Heckmann ve ark. (2001), beş farklı tutucu sistemi araştırdıkları çalışmalarında, protezi taşıyan alanların, overdenture uygulamasında önemine dikkat çeker. Overdenture uygulamasında, protezi taşıyan alanların gerilim seviyeleri test edilen tutucular için ölçüldüğü ve ölçüm sonucunda gerilim seviyelerinin, tutucu sisteminin sertliği veya esnekliği ile ilişkili olduğu rapor edilir (Heckmann ve ark., 2001). Rijit tutucu sistemlerin, esnek tutucu sistemlere kıyasla, artan kuvvetleri daha iyi dağıttığı belirtilir (Laverty ve ark., 2017).

1.8.7. Hasta Memnuniyeti

Yüksek hasta memnuniyetinin, yeterli tutuculuk kuvveti ile ilişkili olduğu bilindiği için, klinisyenler tutucu sistemlerin tutuculuk kapasitelerini dikkate alarak en uygun tutucu sisteme karar verirler (Alsabeeha ve ark., 2009; Rutkunas ve ark., 2011; Sadig, 2009 ve Salehi ve ark., 2019).

Stoumpis ve Kohal (2011) tarafından yapılan sistematik derlemede, dahil edilen altı çalışmanın üçünde, implant destekli overdenture kullanan hastalarda, ağrı, rahatlık, görünüm, çiğneme etkinliği, konuşma, stabilite ve ağız hijyeni gibi konularla ilgili olarak splintlenen ve splintlenmeyen tutucu sistemler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı belirtilir. Bar tutucu, topuz tutucu ve mıknatıs tutucu sistemlerin karşılaştırıldığı çalışmaya göre, genel hasta memnuniyetinin her üç grup için de benzer olduğu, ancak mıknatıs tutucu sistemin bulunduğu grupta tutuculuk ve çiğneme rahatlığı ile ilgili özel sorular için anlamlı olarak daha düşük puan aldığı rapor edilir (Naert ve ark., 2004a).

Overdenture uygulamalarında, hasta memnuniyeti ile ilgili yapılan randomize klinik çalışmada, ağrı ve genel memnuniyet ile ilgili tutucu sistemler arasında anlamlı farklılık olmamasına rağmen, katılımcıların tutuculuk ve stabilite konusunda memnuniyetinin topuz tutucu sistemde önemli ölçüde azaldığı belirtilir (Timmerman ve ark., 2004). Literatürde, tutucu sistemin genel hasta memnuniyeti üzerinde önemli derecede etkisinin olmadığı ve sadece protezin tutuculuğu açısından, bar-klips tutucu sistemde, hasta memnuniyetinin önemli ölçüde daha yüksek olduğu saptanır (Stoumpis ve Kohal, 2011).

Laverty ve ark. (2017) tarafından yapılan sistematik derlemeye göre, diğer tutucu sistemler ile karşılaştırıldığında, mıknatıs tutucu sistemde hasta memnuniyeti daha düşük orana sahiptir. Her bir hasta için, hangi tutucu sistemin daha yüksek hasta memnuniyetini sağlayacağını değerlendirmesi ve tahmin edilmesi oldukça zordur (Cune ve ark., 2005 ve Laverty ve ark., 2017).

1.9. İmplant Destekli Overdenture Uygulamalarında Kullanılan Tutucu Sistemlerin, Tutuculuk Kuvvet Değerlerinin Ölçümü

Diş hekimliğinde kullanılan maddelerin fiziksel özelliklerinden biri olan mekanik özellikleri, gerilim (stres) ve gerilme (strain) kavramları ile yakından ilişkilidir.

Gerilim (stres): Bir dış kuvvete karşı direnç gösteren bir maddenin, birim alanına uygulanan kuvvettir. Gerilim çeşitleri yön ve boyutu cinsinden tanımlanır ve yön bakımından üçe ayrılır:

- **Çekme gerilimi (tensile stress):** Maddeyi uzatmak veya germek isteyen bir yükün yarattığı deformasyona karşı çıkan kuvvettir. Çekme gerilimi daima çekme gerilmesi ile birlikte oluşur.

- **Sıkıştırma gerilimi (compressive stress):** Madde kendisini sıkıştırmaya veya kısaltmaya çalışan bir yüke maruz bırakılırsa bu yüke karşı çıkan iç kuvvetlere sıkıştırma gerilimi adı verilir. Sıkıştırma gerilimi de daima sıkıştırma gerilmesi ile görülür.
- **Makaslama gerilimi (shear stress):** Çevirme hareketine veya bir maddeyi diğerinin üzerinde kaydırmaya karşı çıkan gerilime makaslama gerilimi adı verilir.

Gerilme (Strain): Maddede birim boyut başına uzunluk değişimi olarak tanımlanır. Bir maddeye kuvvet uygulandığı zaman bu kuvvete bağlı olarak deformasyon oluşur. Gerilme bir maddenin strese maruz kaldığı zaman her birim uzunluğunda meydana gelen uzunluk değişimi olarak ifade edilir. Gerilmenin değeri yoktur % olarak ifade edilir. Gerilim ortadan kalkınca atomların tekrar eski haline dönmesi durumu elastik gerilme olarak adlandırılır. Malzeme içerisindeki atomların daimi şekilde yerinden oynamasına ise plastik gerilme adı verilir (O'Brien, 2009).

Literatürde, dental materyallerde çekme testinin uygulanması için, genellikle Universal Test Cihazı kullanılır (Yang ve ark., 2011). Universal Test Cihazında yapılan çekme testinde bir maddeye çekme (tensile) kuvveti uygulanır ve test örneğinin strese verdiği cevap ölçülür. Bu işlem bir malzemenin ne kadar güçlü olduğunu ve ne kadar uzayabileceğini belirler. Testin gerçekleştirilmesi kolay ve tamamen standart işlemdir (O'Brien, 2009).

Bir materyal hakkında belirlenebilen en önemli özelliklerden biri, en yüksek çekme dayanımıdır (ultimate tensile stress). Bu, bir materyalin test sırasında elde ettiği maksimum strestir. Malzemenin kırılgan, yumuşak veya her ikisinin özelliklerini sergilemesine bağlı olarak, numunenin kopma ya da ayrılma mukavemetine eşit olabilir veya olmayabilir (Instron, 2020). Dental tutucu sistemlerin, tutuculuklarının ölçüldüğü durumlarda ise, Universal Test Cihazı ile tutucu parçalar birbirinden ayrılana kadar kuvvet uygulanıp ayrıldığı değer kaydedilir

(Abi Nader ve ark., 2011). Çekme hızı farklı değerlerde ayarlanabilir. Çalışmaların çoğunda, 50 mm/dk çekme hızı yeterli kabul edilir. Tutucu komponentlerin ayrılma kuvveti Newton (N) birimi ile kaydedilir (Alsabeeha ve ark., 2010).

Diş hekimliğinde kullanılan materyaller belirli bir süre strese maruz kaldıklarında, yorulma adı verilen bir fiziksel durum meydana gelir. “Yorulma” kırılma, verimsizlik ya da aşınma ile kendini gösterir ve sıklıkla çevresel faktörlerden etkilenir. Stres oluşumu, statik, dinamik ya da döngüsel olabilir. Materyalin yorulmaya bağlı başarısızlığı ise, bu süre sonunda materyalde olan stress (gerilme) ya da strain (gerilim) değerine bağlıdır. Ağız içi ortamda protezin yapısını oluşturan materyallerde zaman ile yorulma meydana gelir (O’Brien, 2009).

Günümüzde, laboratuvar ortamında, ağız içi ortamının oluşturulduğu düşünülen, çiğneme simülörleri, protetik diş hekimliği pratiğinde kullanılan, direkt veya indirekt restoratif materyaller ve/veya uygulanan sabit ve hareketli protezlerin, dayanıklılık ve yorgunluk dayanımlarının değerlendirilmesinde kullanılır. Çiğneme simülörleri, yatay ve dikey hareket kabiliyetine sahip olmalarına rağmen çiğneme siklusunu tam yansıtmamaktadır. Ayrıca, uzun süreli araştırmalarda, kuvvet uygulayan karşıt materyalin kendinde yüzey aşınmaları oluşur. Karşıt uç, kuvvet uygulayacağı yüzeye teması kesilir (Martin ve ark., 2009).

Çiğneme simülörü, bilgisayar ile kontrol edilen, çift akslı, çift yönde (dikey ve yatay) kuvvet uygulayabilen cihazdır. Çiğneme simülörü, ayarlanması kolay cihazdır (Martin ve ark., 2009). Çiğneme simülörü ile gerçekleştirilen çalışmalarda, uygulanan kuvvet ve siklus sayısı, araştırmacıların amacına uygun değişiklik gösterir (Fontijn-Tekamp ve ark., 2000).

1.10. Amaç

Bu tez çalışmasında:

- Alt çene iki implant destekli overdenture uygulamalarında, 11 mm ve 22 mm gibi iki farklı implantlar arası mesafenin, yeni geliştirilen, splintlenmeyen tutucu sistem, Novaloc tutucu sistemin, laboratuvar ortamında tutuculuk kuvvet değerlerine etkisinin araştırılması ve takma/çıkarma işlemine bağlı klinik kullanım süresi ile ilişkisinin saptanması,
- Farklı renk kodlarında, farklı tutuculuk kuvvet değerlerine sahip Novaloc tutucu sistemin, başlangıç tutuculuk miktarı ile, 360, 720, 1080, 1440 ve 2880 takma/çıkarma işlemlerinden sonra, 3, 6, 9, 12 ve 24 ay klinik kullanıma denk gelen belirli süreler sonunda, tutuculuk kuvvet değerlerinin karşılaştırılması, elde edilen laboratuvar sonuçlarının, klinik uygulamalarda yol gösterici olması ve yeni çalışmalara katkı sağlaması hedeflenmektedir.

1.11. Hipotez

Bu tez çalışmasının sıfır hipotezleri (H0):

1. Alt çene iki implant destekli hareketli protez (overdenture) uygulamalarında, iki farklı (11 mm ve 22 mm) implantlar arası mesafenin, farklı sürelerde takma/çıkarma işlemlerinin tutuculuk kuvvet değerlerine etkisi yoktur.
2. Alt çene iki implant destekli hareketli protez (overdenture) uygulamalarında, farklı renk kodlarında, farklı tutuculuk özelliklerine sahip tutucu parçaların (beyaz, sarı, yeşil PEEK matriks), farklı sürelerde takma/çıkarma işlemlerinin tutuculuk kuvvet değerlerine etkisi yoktur.

2. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu tez çalışması Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı ve Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında yürütüldü. Çalışmada örneklem büyüklüğü power analizi ile belirlendi. Örnek hacmi hesaplanırken izlenen adımlar; referans makale sonuçlarına göre etki büyüklük değeri 1,34 olarak elde edildi. Bu hesaplamaların sonucunda, %90 power analizi ile;

- > 1.tip hata payı (α) = 0.05,
- > Etki büyüklüğü (effect size) = 1,34
- > Testin gücü ($1-\beta$) = 0.9 alındı.

Hesaplamalar neticesinde testin gücü ($1-\beta$) = 0.90'i sağlayacak örnek hacmi her grup için n=6 olarak belirlendi. Çalışma için 24 adet implant analogu, 24 adet Novaloc dayanak, 24 adet Novaloc/beyaz, 24 adet Novaloc/sarı ve 24 adet Novaloc/yeşil PEEK matriks, 12 adet implant analoglarının yerleştirileceği akrilik blok ve 12 adet titanyum kepin yerleştirileceği, protezi simüle eden akrilik blok ile çalışma yapılması planlandı. Çalışmada kullanılan tutucu sistemin özellikleri, üretici firma ve adet Çizelge 2.1'de gösterilmektedir.

Daha sonra çalışmada test edilecek örnekler gruplandırıldı. İmplant analogları arası mesafenin 11 mm olduğu grup Grup 1 (n=18) ve implant analogları arası mesafenin 22 mm olduğu, ağız içi ideal durumun yansıtıldığı grup ise Grup 2 (n=18) olarak belirlendi. 1. ve 2. test gruplarında, Novaloc tutucu sisteme ait farklı tutuculuk kuvvet değerleri sergileyen, beyaz (hafif) (n=6), sarı (orta) (n=6) ve yeşil (güçlü) (n=6) renk kodlu PEEK matrikslere göre alt gruplar oluşturuldu (Çizelge 2.2).

Çizelge 2.1. Çalışmada kullanılan tutucu sistem ve özellikleri

Tutucu Sistem	Üretici Firma	Özellik	Adet
İmplant analogu	Straumann, Basel, İsviçre	4,2 mm çap ve 12 mm uzunluk	24
Novaloc dayanak	Straumann, Basel, İsviçre	2 mm dişeti yüksekliği	24
Novaloc matriks	Straumann, Basel, İsviçre	PEEK yapı, Renk kodları: Beyaz, Sarı, Yeşil	72 Beyaz: 24 Sarı: 24 Yeşil: 24

Çizelge 2.2. Çalışmada kullanılan örneklerin gruplandırılması

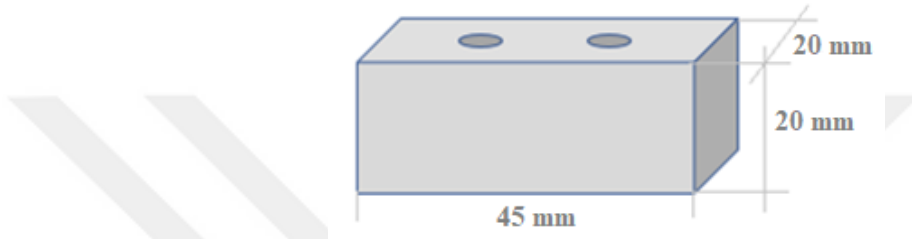
	İmplant Analogları Arası Mesafe 11 mm (Grup 1) (n=18)			İmplant Analogları Arası Mesafe 22 mm (Grup 2) (n=18)		
Matriks	Beyaz	Sarı	Yeşil	Beyaz	Sarı	Yeşil
Renk	(Hafif)	(Orta)	(Sert)	(Hafif)	(Orta)	(Sert)
Kodu	(n=6)	(n=6)	(n=6)	(n=6)	(n=6)	(n=6)
Test Grubu	Grup 1B	Grup 1S	Grup 1Y	Grup 2B	Grup 2S	Grup 2Y

Çalışmada izlenen yöntem:

1. İmplant analoglarının ve titanyum keplerin yerleştirildiği, alt çeneyi ve protezi simüle eden akrilik blokların hazırlanması
2. İmplant analoglarının hazırlanan akrilik bloklara, birbirine paralel şekilde, belirlenen mesafede yerleştirilmesi
3. İmplant analoglarının üzerine Novaloc dayanakların yerleştirilmesi
4. Novaloc dayanakların ve matrikslerin bağlanması ve polimerize edilmesi
5. Protez takma/çıkarma siklus testlerinin uygulanması ve tutuculuk ölçümlerinin yapılması
6. Verilerin değerlendirilmesi ve istatistiksel analiz

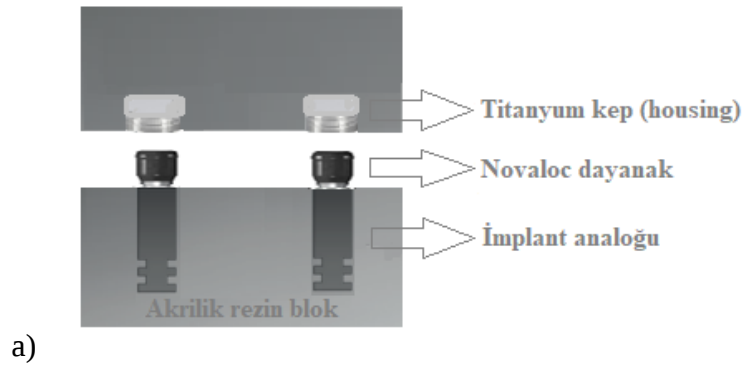
2.1. İmplant Analoglarının ve Titanyum Keplerin Yerleştirildiği, Alt Çeneyi ve Protezi Simüle Eden Akrilik Blokların Hazırlanması

Akrilik bloklar Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı laboratuvarında hazırlandı. Çalışmada şeffaf akrilik rezin (MegaSIN ORTHO, Mega Dental GmbH, Almanya) kullanıldı ve 20x20x45 mm boyutlarında 24 adet dikdörtgen prizma şeklinde bloklar hazırlandı (Şekil 2.1).

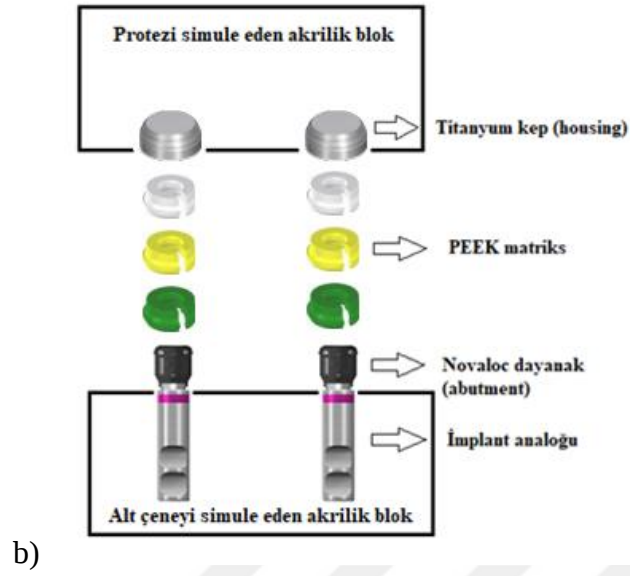


Şekil 2.1. Dikdörtgen prizma şeklinde akrilik blok tasarımı

Akrilik bloklar, hem implant analoglarının yerleştirildiği alt çeneyi hem de tutucu sisteme ait titanyum keplerin yerleştirildiği protez kısmını simüle etti (Şekil 2.2).



a)



Şekil 2.2. a), b) İmplant analoglarının ve Novaloc tutucu sistemin yerleştirildiği, alt çeneyi ve protezi simüle eden akrilik blok tasarımı

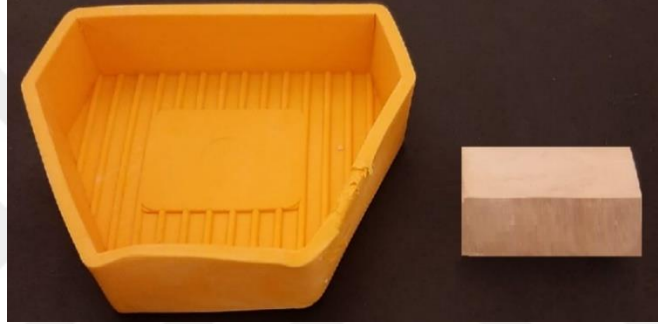
Blokların standardizasyonunun sağlanması için, A tipi silikon ölçü maddesi (Express XT, Penta Putty, 3M ESPE) kullanıldı (Şekil 2.3) ve önceden belirlenen boyutta (20x45x20 mm) tip 4 sert alçıdan (Elite Rock Tip 4 Sert Alçı, Zhermack) (Şekil 2.4), dikdörtgen prizma şeklinde alçı blok elde edildi (Şekil 2.5).



Şekil 2.3. A tipi silikon ölçü maddesi

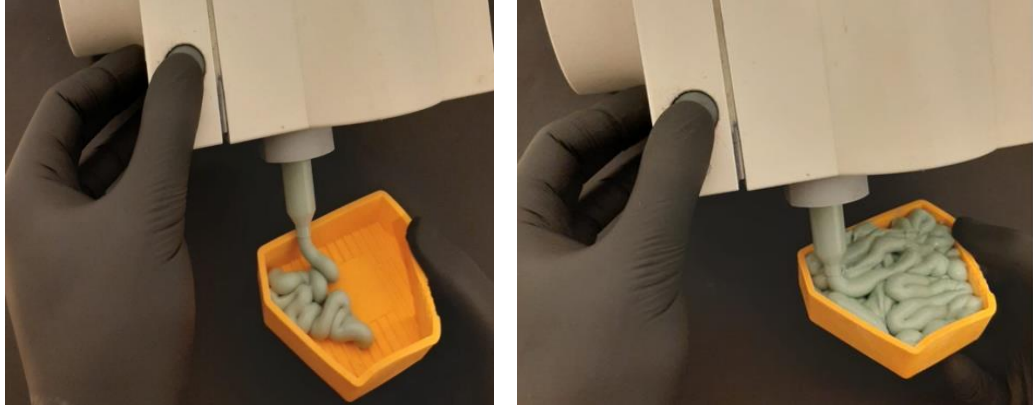


Şekil 2.4. Tip 4 sert alçı

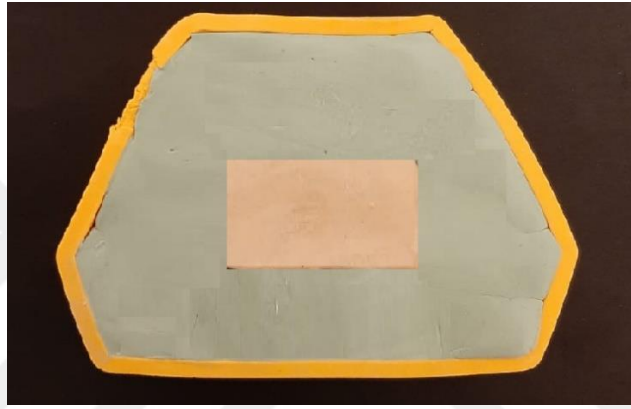


Şekil 2.5. Dikdörtgen prizma şeklinde hazırlanan alçı blok

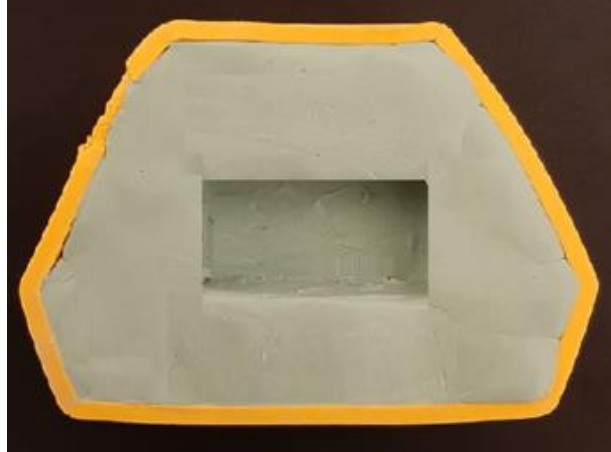
A tipi silikon ölçü maddesi, silikon kaideye yerleştirildikten sonra henüz polimerize olmadan (Şekil 2.6), dikdörtgen prizma şeklinde alçı blok, ölçü maddesinin içerisine tamamen gömüldü ve kenarındaki taşkınlıklar düzeltildi (Şekil 2.7). Ölçü maddesinin polimerizasyonu tamamlandıktan sonra alçı blok çıkartıldı ve alçı bloğun negatifi elde edildi (Şekil 2.8).



Şekil 2.6. A tipi silikon ölçü maddesinin silikon kaideye yerleştirilmesi



Şekil 2.7. Alçı bloğun ölçü maddesine yerleştirilmesi



Şekil 2.8. Alçı bloğun ölçü maddesi içinde negatif ölçüsü

Daha sonra şeffaf akrilik rezin (Mega SIN ORTHO, Mega Dental GmbH, Almanya), üretici firmanın talimatlarına uygun şekilde homojen olarak karıştırıldı ve

elde edilen negatif ölçü içine yerleştirildi. Şeffaf akrilik rezin, düşük ısıda (55°C), basınçlı (2,5 bar) pişirme fırınında polimerize edildi. Polimerizasyon sonrası silikondan çıkarılan şeffaf akrilik bloğa tesviye ve polisaj işlemi yapıldı. Bu işlemler, şeffaf akrilik rezinden elde edilen 24 adet akrilik bloğa ayrı ayrı uygulandı.

Hazırlanan 24 adet şeffaf akrilik bloğun, takma/çıkarma siklus testinin uygulanacağı çiğneme simülatörüne uygun şekilde yerleştirilebilmesi için, gerekli olan 12 adet vida ve 12 adet 25 mm çapında, 30 mm yüksekliğinde, PPRC (Polypropylene Random Copolymer) silindirik boru, elde edilen şeffaf akrilik bloklara yerleştirildi (Şekil 2.9). Daha sonra alt çeneyi ve protezi simüle eden şeffaf akrilik blokların, birbirine bakan yüzey temasları kontrol edildi (Şekil 2.10) ve örnekler numaralandırıldı (Şekil 2.11).



Şekil 2.9. PPRC silindirik boru ve vidanın, şeffaf akrilik bloğa yerleştirilen hali



Şekil 2.10. Örneklerin birbirine bakan yüzey temasları



Şekil 2.11. Örneklerin numaralandırma sonrası görüntüsü

2.2. İmplant Analoglarının Hazırlanan Akrilik Bloklara Belirlenen Mesafede Yerleştirilmesi

İmplant analoglarının şeffaf akrilik bloklara yerleştirilmesi için, gerekli olan uygun çap ve boyda rehber oluklar, dijital matkap freze makinesi (Sunlike 4VA, Tayvan) ile hazırlandı (Şekil 2.12).



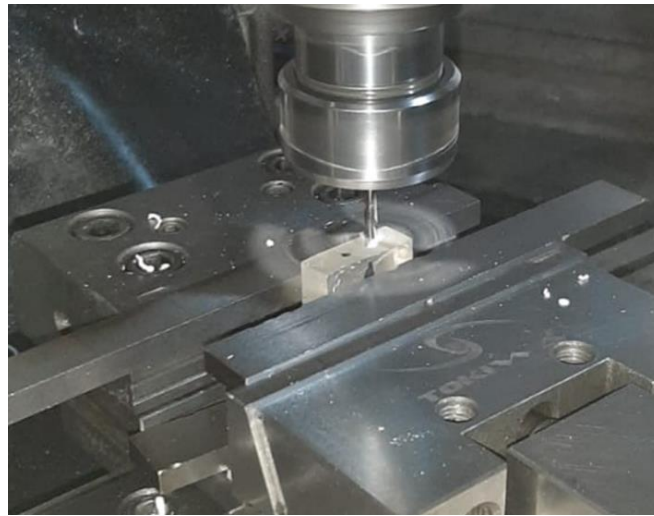
Şekil 2.12. Dijital matkap freze makinesi

Rehber oluklar arasındaki mesafe (11 mm ve 22 mm) matkap freze makinesinin dijital bölümüne kaydedildikten sonra (Şekil 2.13), akrilik bloklar matkap freze makinesinin tezgahında, iki tabla arasında sabitlendi (Şekil 2.14). Alt çeneyi simüle eden 6 adet şeffaf akrilik bloğa aralarında 11 mm mesafe ile, 6 adet akrilik bloğa ise aralarında 22 mm mesafe ile çapı 4,2 mm ve boyu 12 mm olan birbirine paralel 2'şer adet rehber oluk açıldı.

Protezi simüle eden ve Novaloc tutucu sisteme ait titanyum keplerin yerleştirileceği 6 adet şeffaf akrilik bloğa, aralarında 11 mm mesafe ile, 6 adet akrilik bloğa ise aralarında 22 mm mesafe ile, çapı 5,5 mm ve boyu 2,5 mm olan, birbirine paralel rehber oluklar açıldı (Şekil 2.15).



Şekil 2.13. Matkap freze makinesinin dijital göstergesi



Şekil 2.14. Akrilik bloğun matkap freze makinesinin tezgahında sabitlenmesi

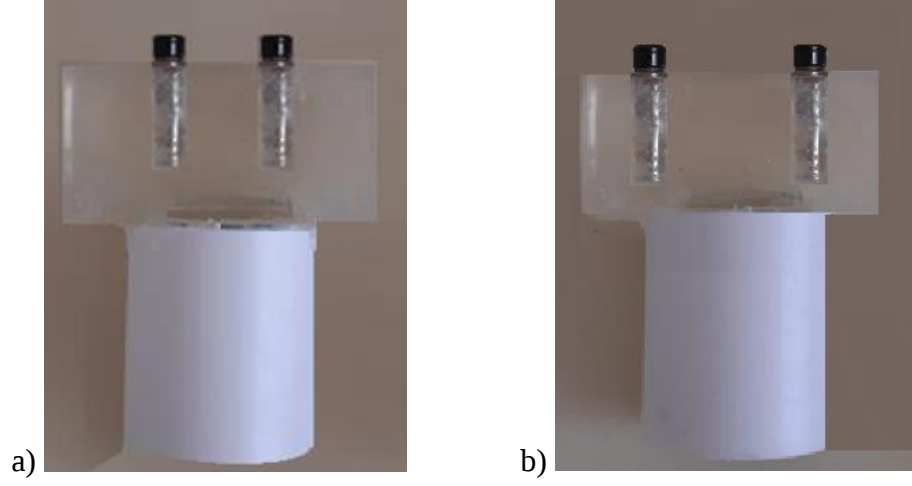


Şekil 2.15. Rehber olukların açılması

Şeffaf akrilik bloklara açılan rehber oluklara, çapı 4,2 mm ve boyu 12 mm olan implant analogları (Straumann, Basel, İsviçre), şeffaf akril (Mega SIN ORTHO, Mega Dental GmbH, Almanya) uygulaması ile yerleştirildi.

2.3. İmplant Analoglarının Üzerine Novaloc Dayanakların Yerleştirilmesi

24 adet, 2 mm dişeti yüksekliğine sahip Novaloc dayanak (Straumann, Basel, İsviçre), implant analoglarının üzerine üretici firmaya ait anahtar yardımı ile yerleştirildi (Şekil 2.16). Novaloc dayanaklar (Straumann, Basel, İsviçre) firmanın tavsiye ettiği, güvenli yük transferine izin veren, tork anahtarı ve raşet ile 35 N/cm kuvvet değerinde torklandı (Şekil 2.17).



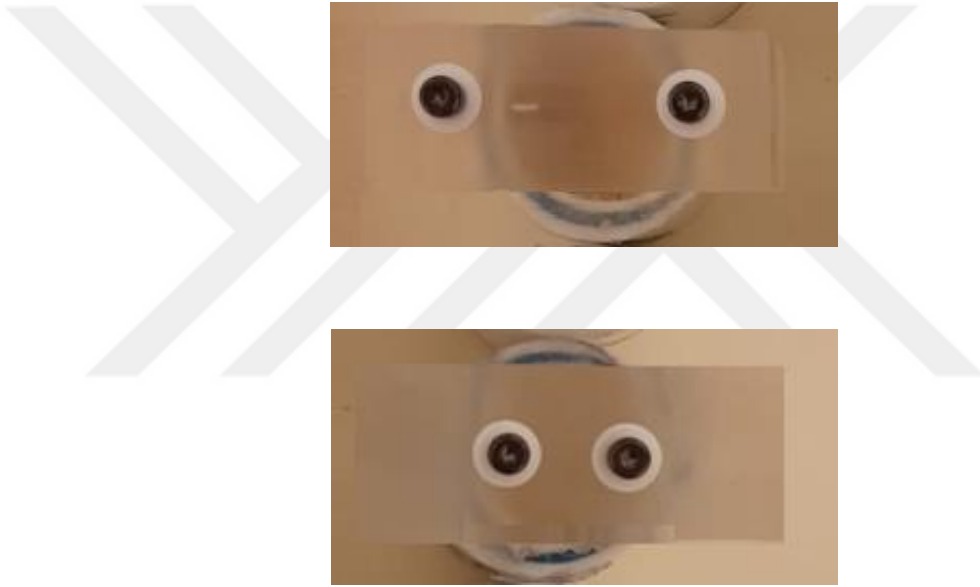
Şekil 2.16. a) 11 mm mesafe ve b) 22 mm mesafe ile 2 adet Novaloc dayanak yerleştirildikten sonra blokların görüntüsü



Şekil 2.17. Novaloc dayanakları torklama işlemi

2.4. Novaloc Dayanakların ve Matrikslerin Bağlanması ve Polimerize Edilmesi

Novaloc dayanak ve matrikslerin bağlama işlemi sırasında, andırkatlı alanlara akrilik rezin materyalin sızmasının engellenmesi için, dayanakların üzerine beyaz silikon diskler (Novaloc spacer) yerleştirildi (Şekil 2.18). Aynı şekilde, alt çeneyi simüle eden akrilik blok ile protezi simüle eden akrilik blok arasına akrilik rezinin sızmasının engellenmesi için, izolan madde olarak vazelin sürüldü. Daha sonra iç kısmında şeffaf laboratuvar lastiği bulunan titanyum kepler, Novaloc dayanakların üzerine takıldı.



Şekil 2.18. Novaloc dayanaklar ve beyaz silikon diskler

Protezi simüle eden akrilik blokta, titanyum kepler için oluşturulan 5,5 mm çapında ve 2,5 mm boyunda rehber oluklar ile Novaloc dayanağın üzerine takılan keplerin uyumu kontrol edildi. Protezi simüle eden akrilik bloktaki rehber oluklara, hazırlanan akrilik rezin yerleştirildi ve protezi simüle eden akrilik blok ile dayanakların bulunduğu alt çeneyi simüle eden akrilik blok karşılıklı olarak birleştirildi. Polimerizasyon tamamlanana kadar pozisyon korunarak beklendi. Polimerizasyon sonrası matriks etrafına taşan akrilik rezin temizlendi ve model elde edildi (Şekil 2.19). Daha sonra aynı işlem tekrarlanarak toplam 12 adet model (6

adet model: implant analogları arası mesafe 11 mm ve 6 adet model: implant analogları arası mesafe 22 mm) elde edildi.



Şekil 2.19. Novaloc dayanak ve titanyum keplerin, polimerizasyon işlemi sonrası görüntüsü

Tüm modeller elde edildikten sonra titanyum keplerin içindeki şeffaf laboratuvar lastikleri, firmanın matriksi çıkarması için önerdiği anahtar (Şekil 2.20) ile çıkarıldı. 24 adet titanyum kep içerisine, tutuculuk kuvveti değerlerinin ölçüleceği Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı ve Novaloc/yeşil PEEK matrikslerden (Şekil 2.20, Şekil 2.21) önce Novaloc/beyaz (Şekil 2.22), daha sonra sırası ile Novaloc/sarı ve Novaloc/yeşil PEEK matriksler (Şekil 2.23) yerleştirildi.



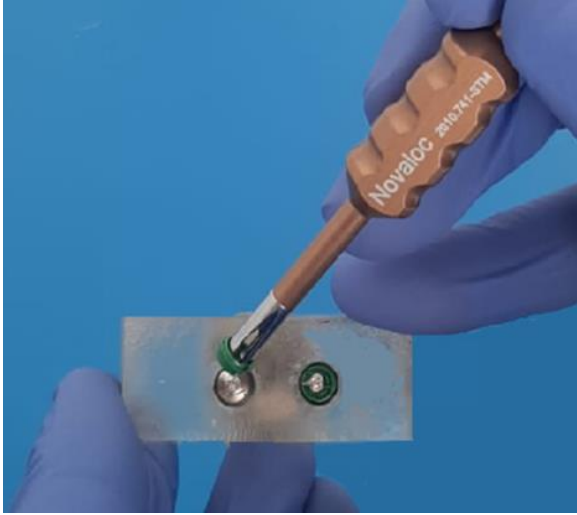
Şekil 2.20. Novaloc matriksleri takıp/çıkarma işleminde kullanılan anahtarlar, şeffaf laboratuvar lastiği, beyaz, sarı ve yeşil PEEK matriks



Şekil 2.21. Beyaz, sarı ve yeşil PEEK matriks



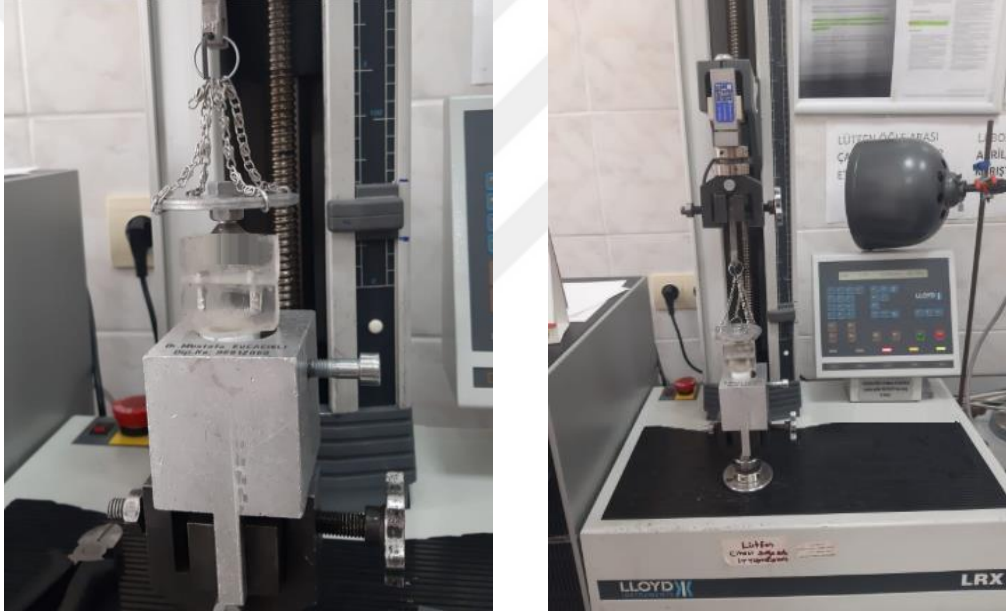
Şekil 2.22. Titanyum keplerin içersine Novaloc/beyaz PEEK matriksin yerleştirilmesi



Şekil 2.23. Titanyum keplerin içersine Novaloc/yeşil PEEK matriksin yerleştirilmesi

2.5. Protez Takma/Çıkarma Siklus Testlerinin Uygulanması ve Tutuculuk Ölçümlerinin Yapılması

Örneklerin tutuculuk ölçümleri, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında Universal Test Cihazında (LRX, Lloyd Instruments Ltd, West Sussex, UK) yapıldı (Şekil 2.24). Universal Test Cihazı ile tutucu parçalar birbirinden ayrılana kadar kuvvet uygulandı ve tutucu parçaların birbirinden tamamen ayrıldığı kuvvet değeri kaydedildi. Bu çalışmada örneklerle 50 mm/dk çekme hızı uygulandı ve tutucu bileşenlerin ayrılma kuvveti Newton (N) birimi ile kaydedildi.



Şekil 2.24. Universal Test Cihazı

Tam olarak yerine oturan erkek ve dişi parçaların birbirinden ayrılıp, tekrar yerine oturması işlemine ‘siklus’ denir. Takma/çıkarma siklusları, standardizasyonun sağlanması için, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında, 6 üniteli çiğneme simülatöründe (Mod Dental, Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Türkiye) gerçekleştirildi (Şekil 2.25).



Şekil 2.25. Çiğneme simülatörü

Takma/çıkarma sikluslarından önce 3 farklı renk koduna sahip (beyaz, sarı, yeşil) PEEK matrikslerin 0. (başlangıç) tutuculuk kuvvet değerleri, Universal Test Cihazında ölçüldü. Örneklerin başlangıç tutuculuk kuvvet değerleri Universal Test Cihazında ölçüldükten sonra, protezi ve alt çeneyi simüle eden akrilik bloklar çiğneme simülatörüne takıldı (Şekil 2.26, Şekil 2.27, Şekil 2.28, Şekil 2.29, Şekil 2.30).

Titanyum keplerin bulunduğu, protezi simüle eden bloklar çiğneme simülatörüne vida yardımı ile (Şekil 2.26), Novaloc dayanakların bulunduğu, alt çeneyi simüle eden bloklar ise çiğneme simülatöründe bulunan godelere, PPRC silindirik boru yardımı ile yerleştirildi (Şekil 2.27). Bloklar çiğneme simülatöründe sabitlendikten sonra (Şekil 2.28), matriksler Novaloc dayanaklar ile kapanışa

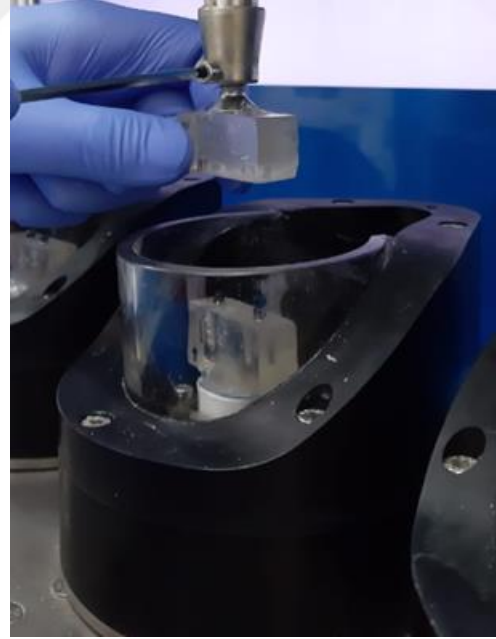
getirilerek tam oturması sağlandı (Şekil 2.29) ve çiğneme simülatörüne yerleştirilen tüm örnekler tek tek kontrol edildi (Şekil 2.30). Cihaz dakikada 20 takma/çıkarma siklusu yapacak şekilde ayarlandı. Sikluslar kuru ortamda yapıldı.



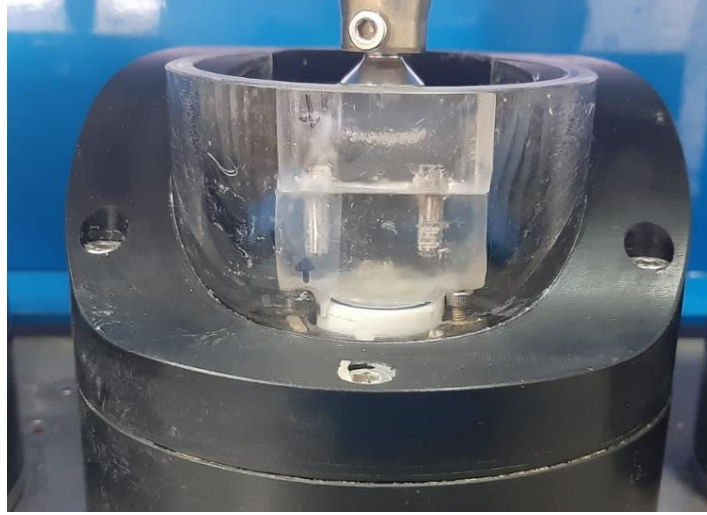
Şekil 2.26. Protezi simüle eden akrilik blokların çiğneme simülatörüne takılması



Şekil 2.27. Alt çeneyi simüle eden akrilik blokların çiğneme simülatörüne takılması



Şekil 2.28. Akrilik blokların çiğneme simülatöründe sabitlenmesi



Şekil 2.29. Akrilik blokların çiğneme simülatöründe kapanışa getirilerek kontrol edilmesi



Şekil 2.30. Örneklerin çiğneme simülatöründeki görüntüsü

Çiğneme simülatöründe takma/çıkarma siklusları, farklı renk koduna sahip PEEK matrikslerden, önce Novaloc/beyaz renk koduna sahip PEEK matrikse uygulandı. Hastaların protezlerini; kahvaltıdan sonra, öğle yemeğinden sonra, akşam yemeğinden sonra (protezi çıkarıp tekrar takıyor) ve yatmadan önce (protezi çıkarıyor), günde 4 kez takıp çıkardığı varsayıldı.

1 ay=30 gün kabul edildi ve zaman;

$$\text{“Siklus Sayısı / 4 = Gün Sayısı”}$$

formülüne göre belirlendi (Shayegh ve ark., 2017). Buna göre, 360 siklus 3 ay, 720 siklus 6 ay, 1080 siklus 9 ay, 1440 siklus 12 ay (1 yıl) ve 2880 siklus 24 ay (2 yıl) takma/çıkarma işlemine denk geldi.

Örneklere çiğneme simülatöründe, 3 ay, 6 ay, 9 ay, 1 yıl ve 2 yıl klinik kullanım sürelerini taklit eden, 360 (3 ay), 720 (6 ay), 1080 (9 ay), 1440 (1 yıl) ve 2880 (2 yıl) takma/çıkarma siklusu uygulandıktan sonra, örnekler çiğneme simülatöründen çıkartıldı ve Universal Test Cihazında, örneklerin tutuculuk kuvvet değerleri tekrar ölçüldü. Siklus testi yapılan ve tutuculuk kuvveti değerleri ölçülen Novaloc/beyaz PEEK matriksler, titanyum kepten çıkarıldı ve sırasıyla Novaloc/sarı ve Novaloc/yeşil PEEK matriksler, titanyum keplere takıldı. Her biri için aynı siklus testleri ve tutuculuk ölçümleri yapıldı.

Ortalama tutuculuk kuvvet değerinin hesaplanması için, başlangıç, 360 (3 ay), 720 (6 ay), 1080 (9 ay), 1440 (1 yıl), 2880 (2 yıl) takma/çıkarma siklusu sonunda, her örnek için Universal Test Cihazında 10 ölçüm yapıldı.

Tutuculuk kuvvet değerindeki azalma (% değişim);

$$\text{“MR (\%)} = (R_B - R_S) / R_B\text{”}$$

MR (%) = Tutuculuk kuvvet değerindeki azalma (yüzde)

R_B = Başlangıç tutuculuk kuvvet değeri

R_S = Belirli klinik kullanım süresine denk gelen takma/çıkarma siklusu sonunda elde edilen tutuculuk kuvvet değeri formülü ile hesaplandı (Doukas ve ark., 2008).

2.6. Verilerin Değerlendirilmesi ve İstatistiksel Analiz

Veriler IBM SPSS Statistics 23 programına aktarıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken sayısal değişkenler için tanımlayıcı istatistikler (ortalama, standart sapma) verildi. İki grup arasında fark olup olmadığı bağımsız örneklem t testi ile, ikiden fazla grup arasında fark olup olmadığı tek yönlü varyans analizi (One Way ANOVA) ile değerlendirildi. “Tek yönlü varyans analizi” (ANOVA) sonucunda öncelikle varyans homojenliği için Levene testine, ardından farklılığın hangi grup ya da gruplardan kaynaklandığı “çoklu karşılaştırma testi” (Bonferroni ya da Tamhane’s T2) ile kontrol edildi. Varyans homojenliğini sağlayan değişkenlerde gruplar arasındaki fark incelemesi için Bonferroni, varyans homojenliğini sağlamayan değişkenlerde gruplar arasında fark incelemesi için Tamhane’s T2 testine bakıldı. İkiden fazla zamandaki farklılıkların ölçümü için ise Tekrarlanan Ölçüm ANOVA testinden yararlanılarak sonuçlar tablolar halinde verildi. Anlamlılık için $p < 0,05$ kabul edildi.

3. BULGULAR

3.1. Tutuculuk Kuvvet Değeri ile İlgili Bulgular

Bu çalışmada yapılan ölçümlerde, tutuculuk kuvvet değerleri Newton (N) birimi ile kaydedildi. Örneklerin tutuculuk kuvvet değerleri, 2 farklı implant yerleştirme mesafesinde (11 mm ve 22 mm), siklus testine maruz kalmadan önce (başlangıç) ve çiğneme simülatöründe, 3 ay, 6 ay, 9 ay, 1 yıl ve 2 yıla denk gelen 360, 720, 1080, 1440 ve 2880 takma/çıkarma siklusları uygulandıktan sonra ölçüldü. Her grup için başlangıç, 3 ay, 6 ay, 9 ay, 1 yıl ve 2 yıl sonunda elde edilen ortalama tutuculuk kuvvet değerleri, Newton cinsinden Çizelge 3.1 ve Çizelge 3.2'deki gibidir.

Çizelge 3.1. İmplantlar arası mesafeye göre tutuculuk kuvvet değerleri (ortalama±standart sapma)

Zaman	n	Beyaz Renk Matriks		Sarı Renk Matriks		Yeşil Renk Matriks	
		11 mm	22 mm	11 mm	22 mm	11 mm	22 mm
		ort±ss	ort± ss	ort±ss	ort±ss	ort±ss	ort±ss
Başlangıç	6	10,92±0,30	18,15±1,07	18,00±0,59	32,12±0,35	30,27±0,43	48,00±0,30
3. ay	6	8,84±0,67	14,4±0,57	15,39±0,30	26,7±0,38	25,54±0,30	41,96±0,28
6. ay	6	6,95±0,26	12,65±0,35	12,62±0,25	24,73±0,49	21,83±0,26	39,56±0,59
9. ay	6	6,73±0,68	11,05±0,46	11,97±0,37	21,2±0,82	20,88±0,99	35,38±0,73
1. yıl	6	6,08±0,32	10,51±0,24	8,95±0,52	20,09±0,24	18,83±0,74	32,2±0,70
2. yıl	6	4,44±0,22	6,92±0,27	5,05±0,23	11,12±0,50	11,35±0,59	21,09±0,45

Çizelge 3.2. Kullanım süresine göre tutuculuk kuvvet değerleri ve istatistiksel sonuçlar

	Başlangıç	3 ay	6 ay	9 ay	1 yıl	2 yıl	İstatistiksel Sonuç (F/p)*
	Tutuculuk ölçümü	Tutuculuk ölçümü	Tutuculuk ölçümü	Tutuculuk ölçümü	Tutuculuk ölçümü	Tutuculuk ölçümü	
	ort±ss	ort±ss	ort±ss	ort±ss	ort±ss	ort±ss	
Beyaz 11 mm	10,9±0,30	8,8±0,67	6,95±0,26	6,73±0,68	6,08±0,32	4,44±0,22	95,435/ 0,078
Sarı 11 mm	18,00±0,59	15,39±0,30	12,62±0,25	11,97±0,37	8,95±0,52	5,05±0,23	2738,679/ 0,015
Yeşil 11 mm	30,27±0,43	25,54±0,30	21,83±0,26	20,88±0,99	18,83±0,74	11,35±0,59	5639,588/ 0,010
İstatistiksel Sonuç (F/p)**	2773,316/ 0,000	2018,842/ 0,000	5153,36/ 0,000	587,138/ 0,000	869,88/ 0,000	579,842/ 0,000	
Fark	Y>S>B	Y>S>B	Y>S>B	Y>S>B	Y>S>B	Y>S>B	
Beyaz 22 mm	18,15±1,07	14,4±0,57	12,6±0,35	11,05±0,46	10,51±0,24	6,92±0,27	953,952/ 0,025
Sarı 22 mm	32,12±0,35	26,7±0,38	24,7±0,49	21,20±0,82	20,09±0,24	11,12±0,50	3763,068/ 0,012
Yeşil 22 mm	48,0±0,30	41,96±0,28	39,56±0,59	35,3±0,73	32,2±0,70	21,09±0,45	4024,668/ 0,012
İstatistiksel sonuç (F/p)**	2938,338/ 0,000	6244,107/ 0,000	4595,789/ 0,000	1894,326/ 0,000	3522,338/ 0,000	1816,209/ 0,000	
Fark	Y>S>B	Y>S>B	Y>S>B	Y>S>B	Y>S>B	Y>S>B	
İstatistiksel sonuç (F/p)**	35,334/ 0,000	37,850/ 0,000	29,332/ 0,000	38,788/ 0,000	30,849/ 0,000	28,857/ 0,000	
Fark	Y>S>B	Y>S>B	Y>S>B	Y>S>B	Y>S>B	Y>S, B	

*: Repeated Measure ANOVA; **: One-way ANOVA testi

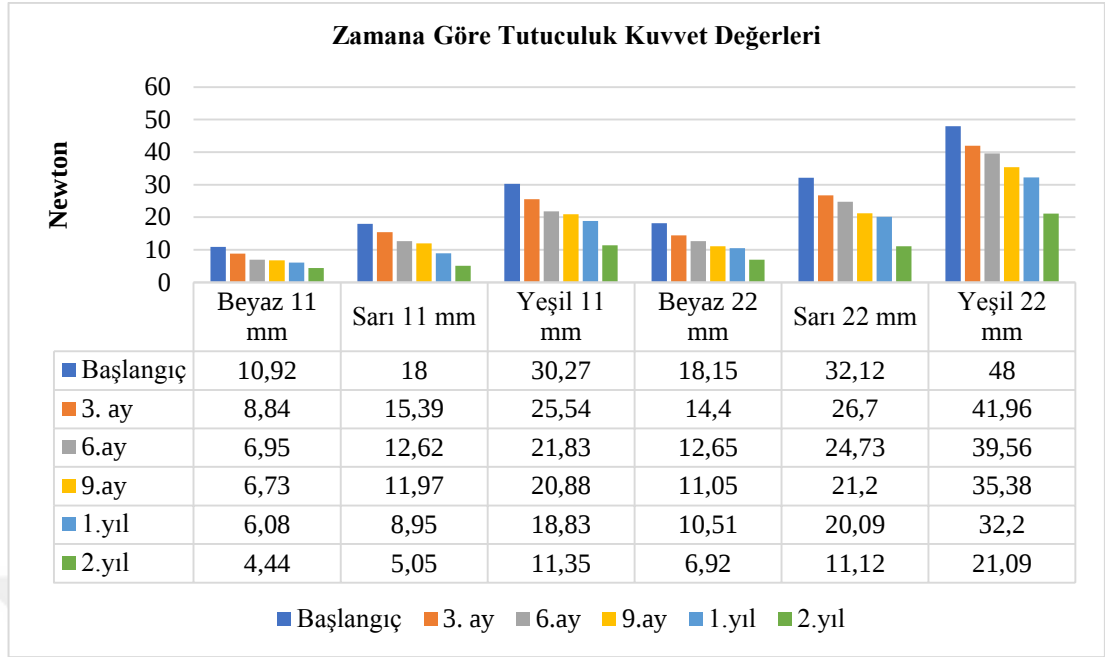
B: Beyaz; S: Sarı; Y: Yeşil

3.2. Tutuculuk Kuvvet Değerinin Zamana Bağlı Değerlendirilmesi

Uygulanan tekrarlı örneklem varyans analizi sonucunda, implantlar arası mesafe 11 mm olan Novaloc/beyaz renk matriks grubunda, zamana göre tutuculuk kuvvet değerleri istatistiksel anlamlı derecede farklılık sergilemedi ($p>0,05$). İmplantlar arası mesafe 11 mm olan Novaloc/sarı, Novaloc/yeşil renk matriks gruplarında ve implantlar arası mesafe 22 mm olan Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı, Novaloc/yeşil renk matriks gruplarında, 2880 takma/çıkarma siklusu/2 yıl *in-vitro* klinik kullanım sonunda tutuculuk kuvvet değerlerindeki azalma istatistiksel anlamlıdır ($p<0,05$).

En yüksek başlangıç tutuculuk kuvveti, **48,00 N $\pm$ 0,30 N** değeri ile, implantlar arası mesafe 22 mm olan Novaloc/yeşil renk matriks grubuna aittir. En düşük başlangıç tutuculuk kuvveti ise, **10,92 N $\pm$ 0,30 N** değeri ile, implantlar arası mesafe 11 mm olan Novaloc/beyaz renk matriks grubuna aittir. 2880 takma/çıkarma siklusu/2 yıl *in-vitro* klinik kullanım sonunda, en yüksek tutuculuk kuvvetine, **21,09 N $\pm$ 0,45 N** değeri ile implantlar arası mesafe 22 mm olan Novaloc/yeşil renk matriks grubuna aittir. 2. yıl sonunda en düşük tutuculuk kuvveti, **4,44 N $\pm$ 0,22 N** değeri ile implantlar arası mesafe 11 mm olan Novaloc/beyaz renk matriks grubuna aittir.

Genel olarak, 11 mm ve 22 mm implant yerleştirme aralıklarında, Novaloc/yeşil renk matriks gruplarının başlangıç, 3.ay, 6.ay, 9.ay, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk kuvvet değerleri, Novaloc/beyaz ve Novaloc/sarı renk matriks gruplarına göre ve Novaloc/sarı renk matriks gruplarının tutuculuk kuvvet değerleri, Novaloc/beyaz renk matriks gruplarına göre daha yüksektir (Şekil 3.1, Şekil 3.2, Şekil 3.3, Şekil 3.4, Şekil 3.5, Şekil 3.6, Şekil 3.7).

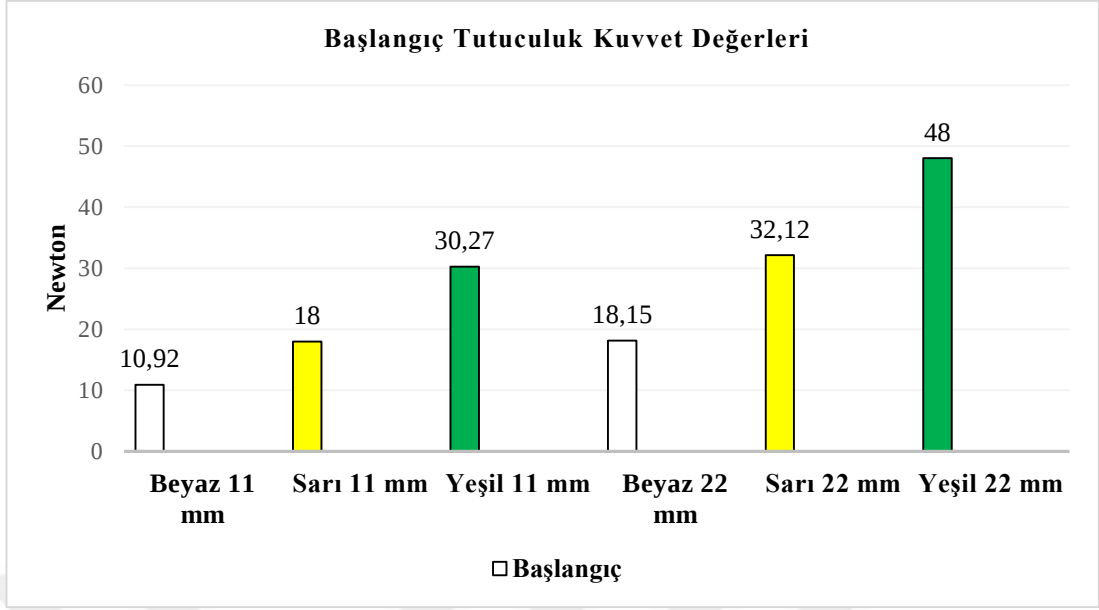


Şekil 3.1. Zamana göre tutuculuk kuvvet değerleri

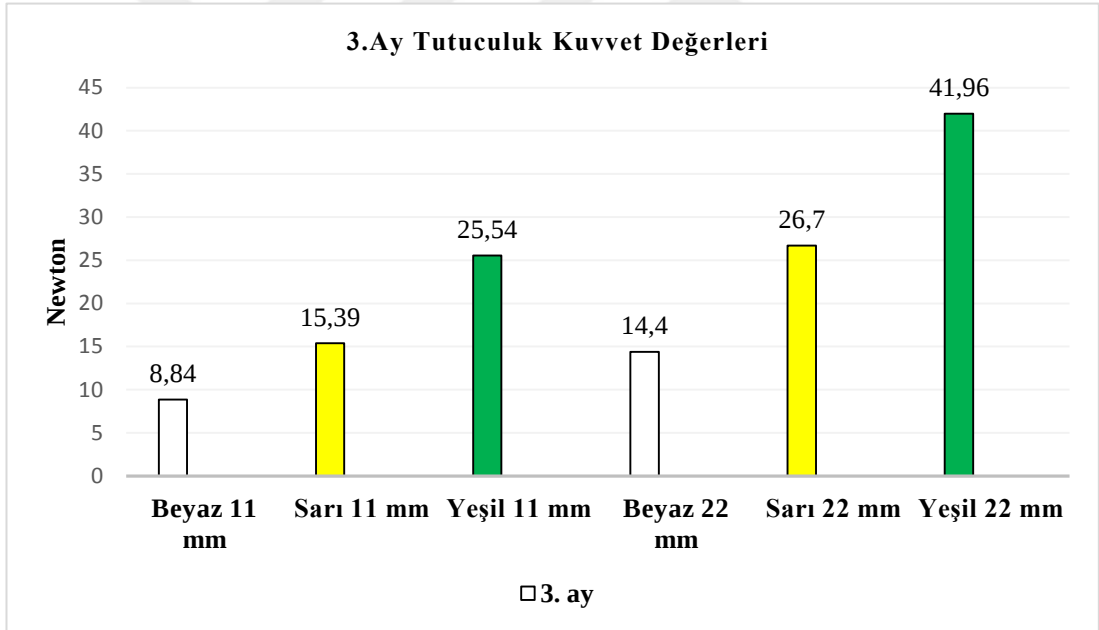
2 yıl *in-vitro* klinik kullanım sonunda tutuculuk kuvvet değerlerinin, başlangıç tutuculuk kuvvet değerlerine göre azalma oranı (% değişim), implantlar arası mesafe 11 mm olan Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı ve Novaloc/yeşil renk matriks grupları için sırasıyla **%59,34**, **%71,94**, **%62,50**; implantlar arası mesafe 22 mm olan Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı ve Novaloc/yeşil renk matriks grupları için sırasıyla **%61,87**, **%65,87** ve **%56,06**'dır (Çizelge 3.3).

Çizelge 3.3. 2 yıl *in-vitro* klinik kullanım sonunda tutuculuk kuvvet değerlerinin, başlangıç tutuculuk kuvvet değerlerine göre azalma oranı (% değişim)

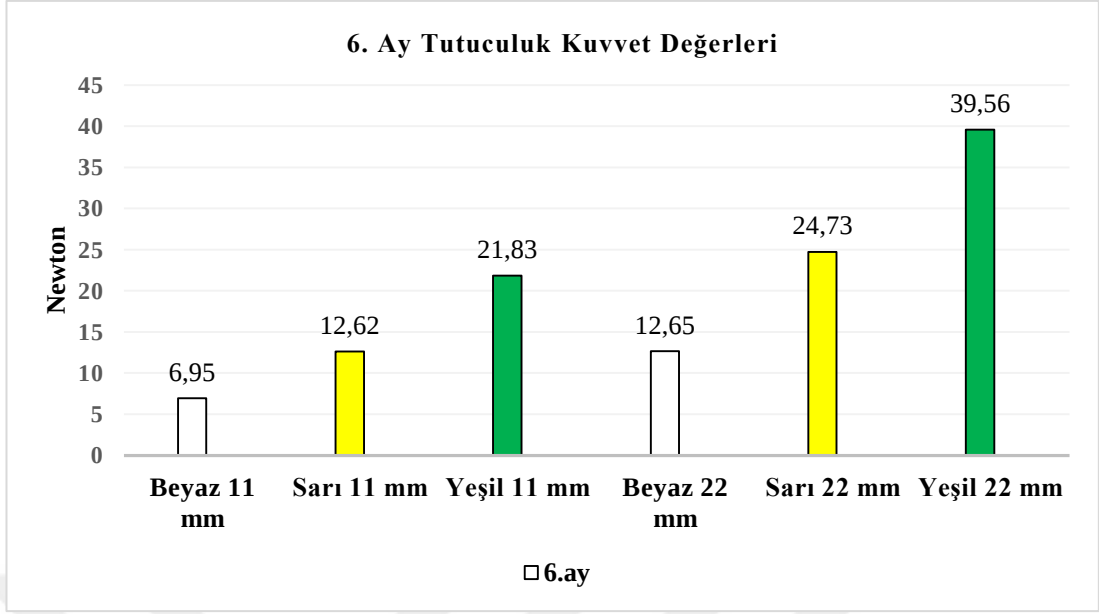
PEEK Matriks Renk Kodu	İmplantlar Arası Mesafe	
	11 mm	22 mm
Beyaz	%59,34	%61,87
Sarı	%71,94	%65,87
Yeşil	%62,50	%56,06



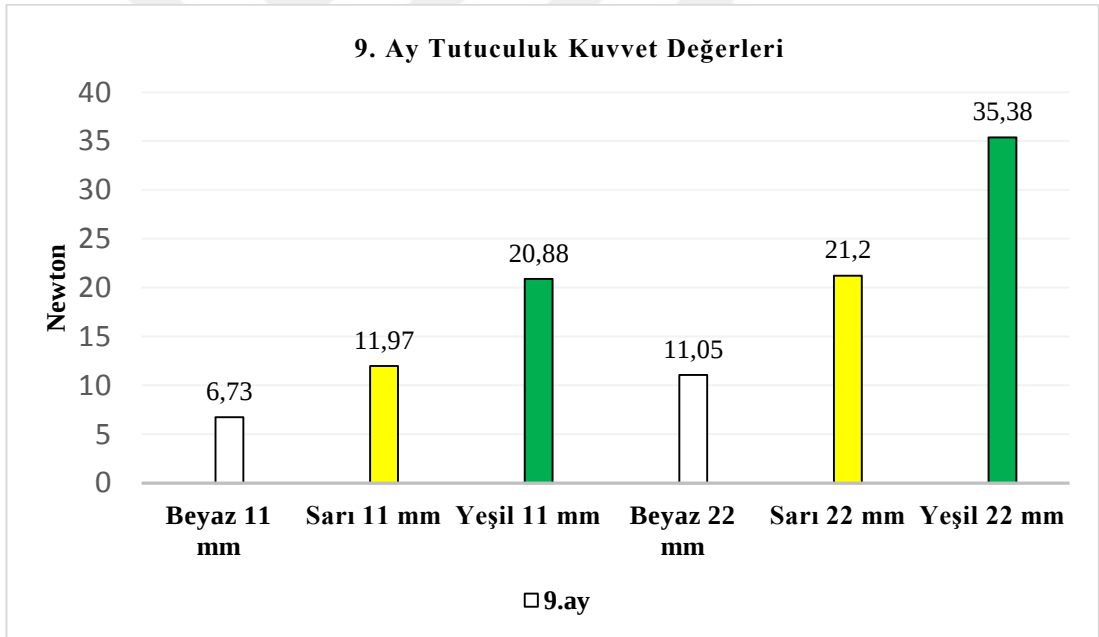
Şekil 3.2. Başlangıç tutuculuk kuvvet değerleri



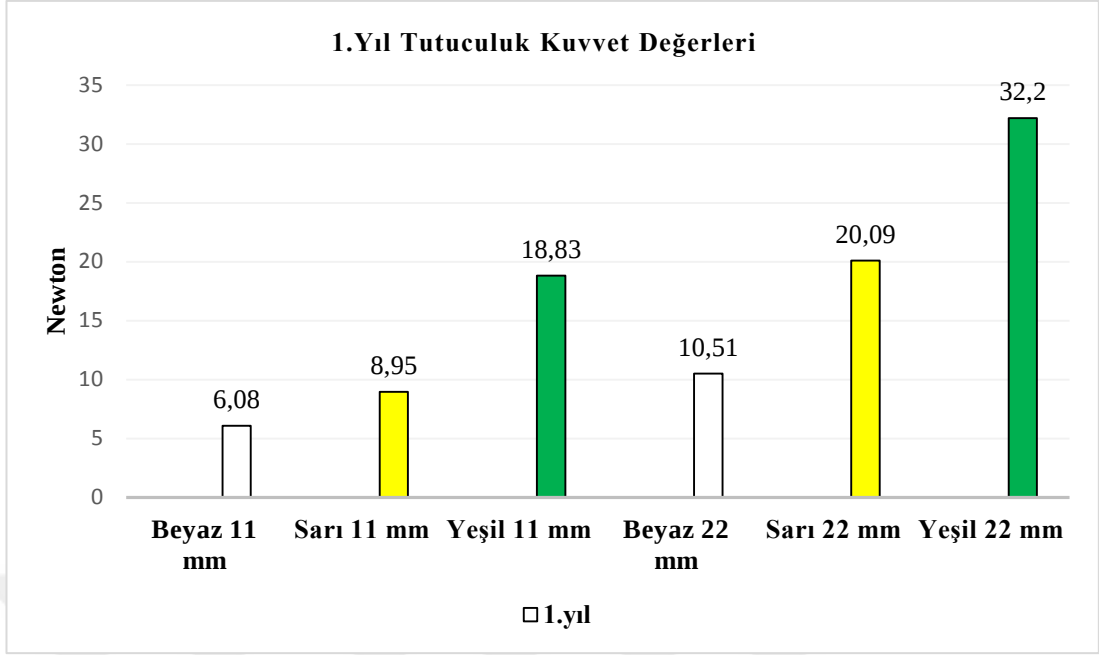
Şekil 3.3. 3. ay tutuculuk kuvvet değerleri



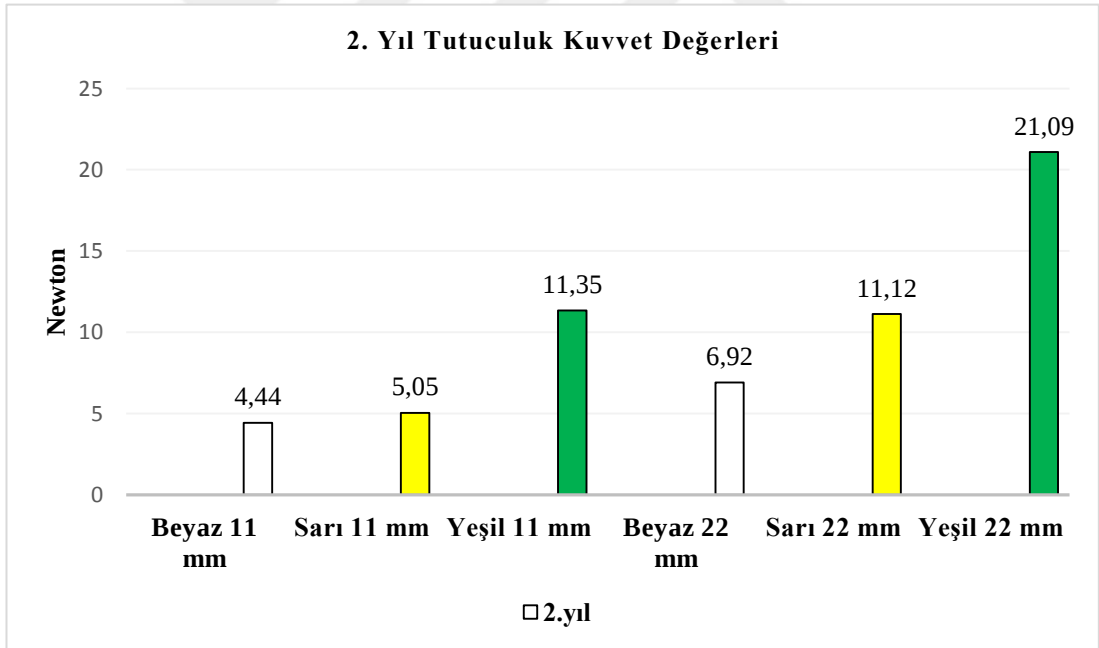
Şekil 3.4. 6. ay tutuculuk kuvvet değerleri



Şekil 3.5. 9. ay tutuculuk kuvvet değerleri



Şekil 3.6. 1. yıl tutuculuk kuvvet değerleri



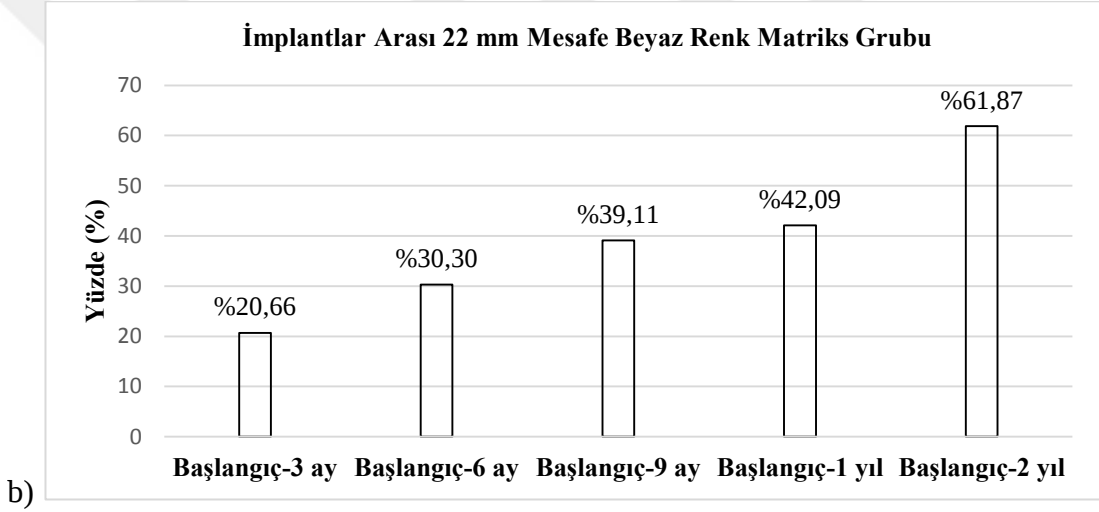
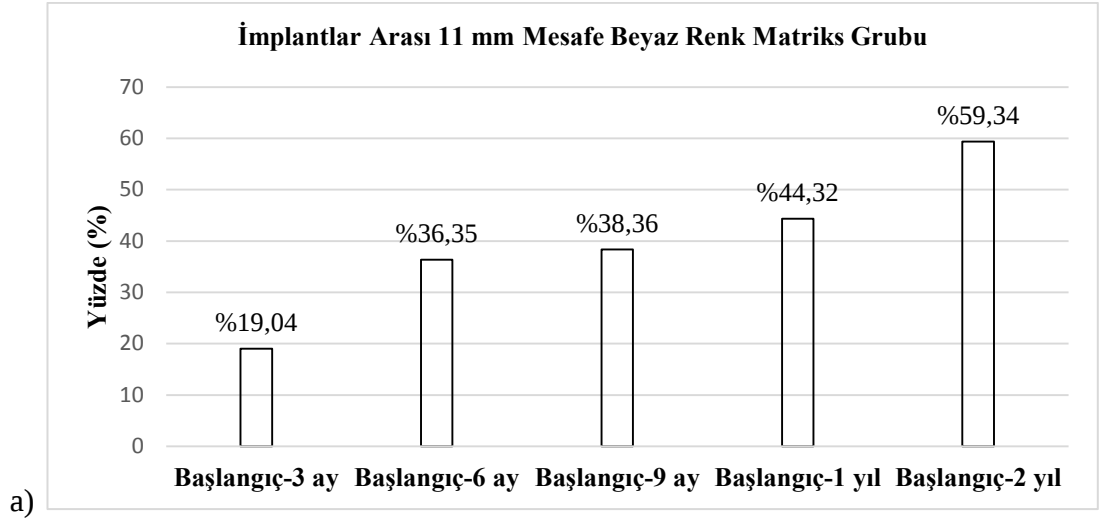
Şekil 3.7. 2. yıl tutuculuk kuvvet değerleri

İmplantlar arası mesafe 11 mm olan Novaloc/beyaz renk matriks grubunda, 2 yıl *in-vitro* klinik kullanım sonunda tutuculuk kuvvet değerlerinin, başlangıç tutuculuk kuvvet değerlerine göre azalma oranı (% değişim), en fazla başlangıç ile 2

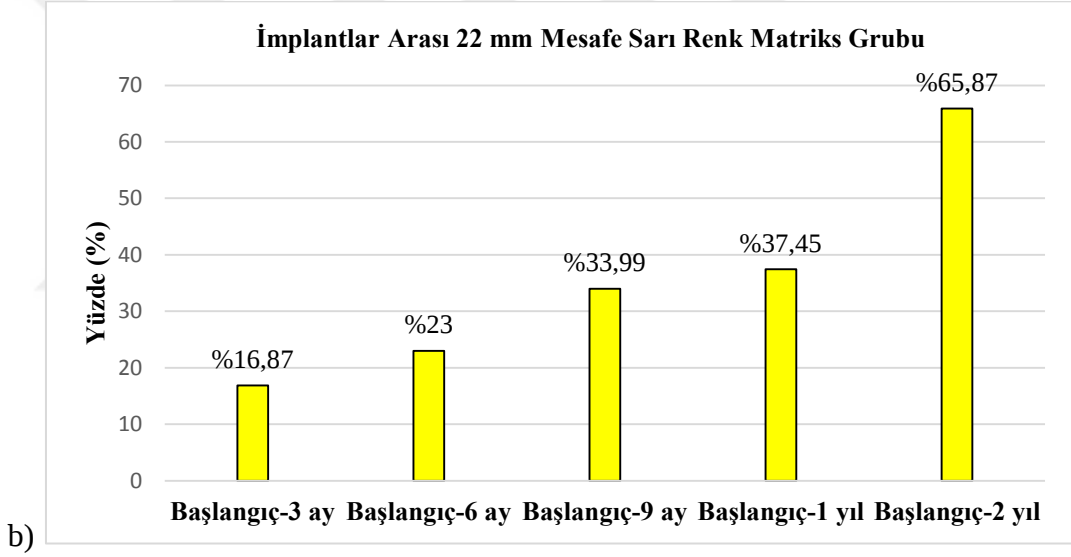
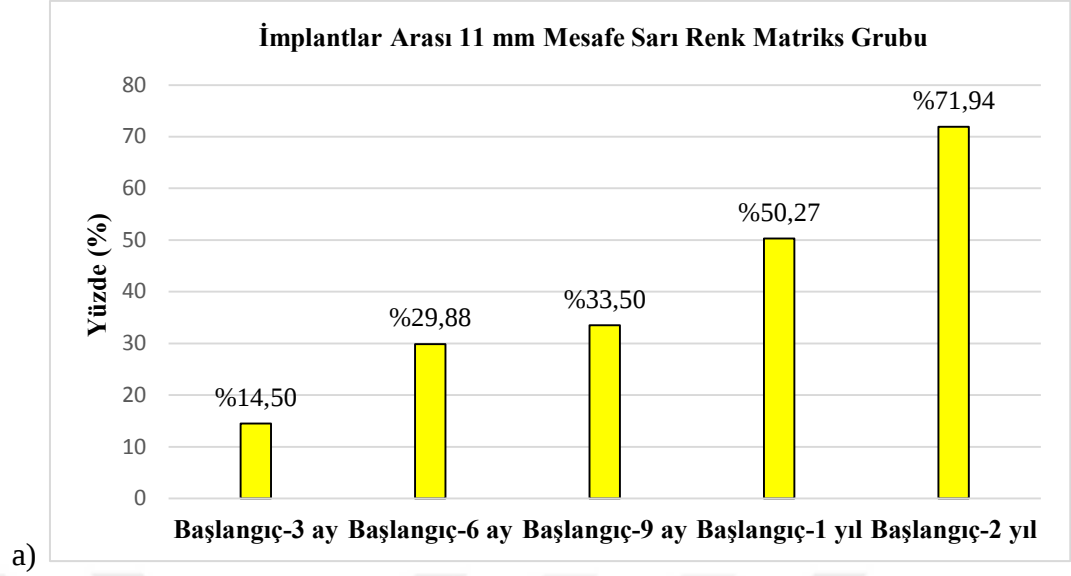
yıl arasında **%59,34** ve en az başlangıç ile 3 ay arasında **%19,04** bulundu. Ancak, bu azalmalar istatistiksel anlamlı değildir ($p>0,05$). İmplantlar arası mesafe 22 mm olan Novaloc/beyaz renk matriks grubunda, 2 yıl *in-vitro* klinik kullanım sonunda tutuculuk kuvvet değerlerinin, başlangıç tutuculuk kuvvet değerlerine göre azalma oranı (% değişim), en fazla başlangıç ile 2 yıl arasında **%61,87** ve en az azalma ise başlangıç-3 ay arasında **%20,66** bulundu (Şekil 3.8). Tutuculuk kuvvet değerindeki bu azalmalar istatistiksel anlamlıdır ($p<0,05$).

İmplantlar arası mesafe 11 mm olan Novaloc/sarı renk matriks grubunda, 2 yıl *in-vitro* klinik kullanım sonunda tutuculuk kuvvet değerlerinin, başlangıç tutuculuk kuvvet değerlerine göre azalma oranı (% değişim), en fazla başlangıç ile 2 yıl arasında **%71,94** bulundu. En az azalma ise başlangıç-3 ay arasında **%14,5** bulundu. İmplantlar arası mesafe 22 mm olan Novaloc/sarı renk matriks grubunda, 2 yıl *in-vitro* klinik kullanım sonunda tutuculuk kuvvet değerlerinin, başlangıç tutuculuk kuvvet değerlerine göre azalma oranı (% değişim), en fazla başlangıç ile 2 yıl arasında **%65,87** olarak bulundu. En az azalma ise başlangıç-3 ay arasında **%16,87** bulundu (Şekil 3.9). Tutuculuk kuvvet değerindeki bu azalmalar istatistiksel anlamlıdır ($p<0,05$).

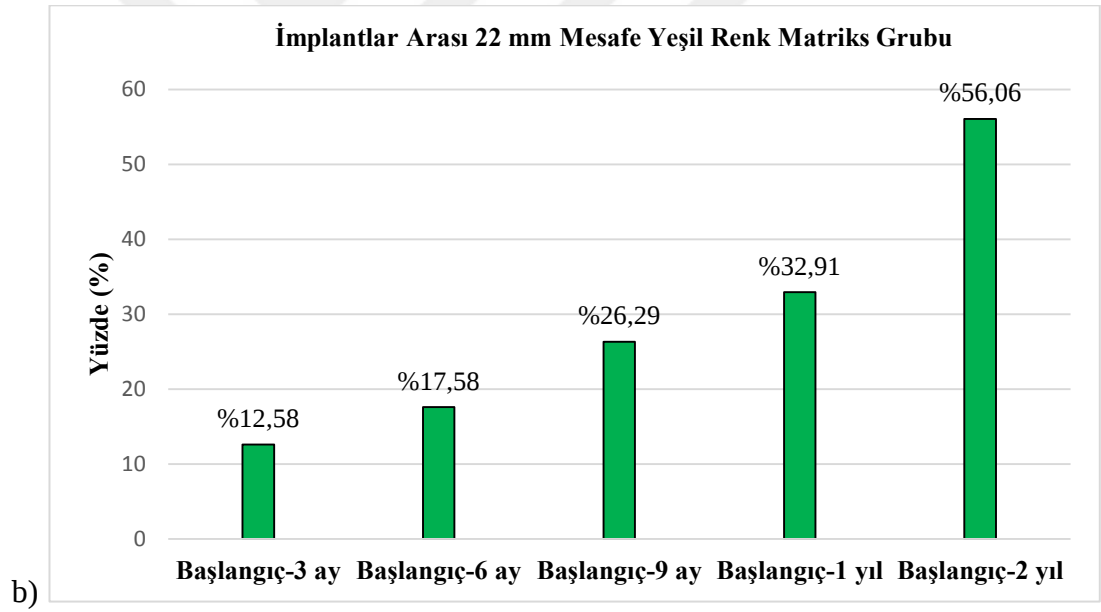
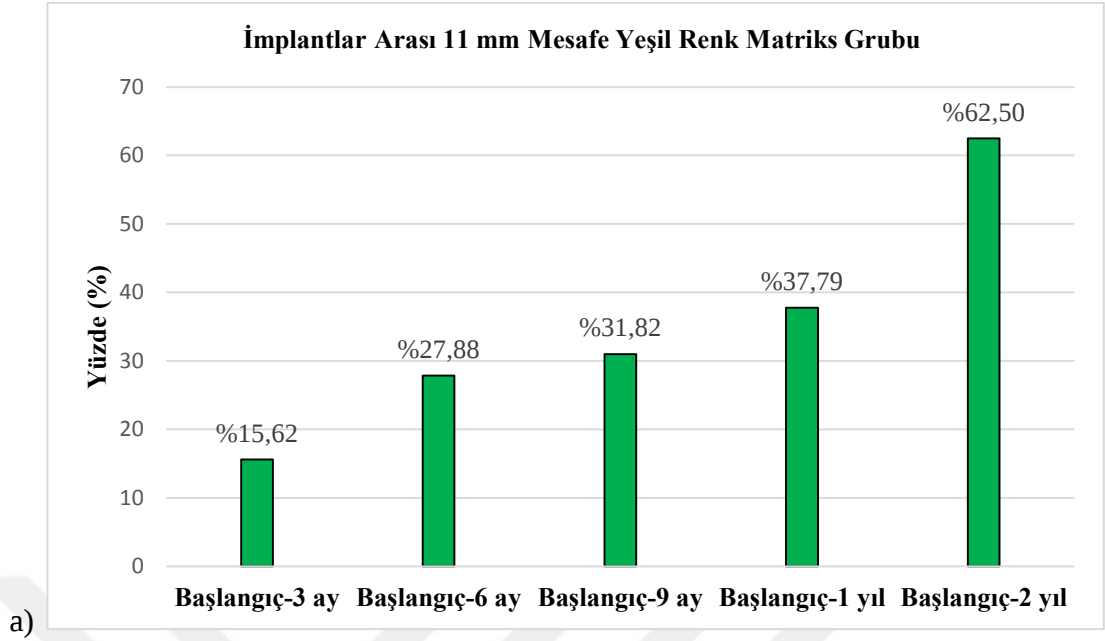
İmplantlar arası mesafe 11 mm olan Novaloc/yeşil renk matriks grubunda, 2 yıl *in-vitro* klinik kullanım sonunda tutuculuk kuvvet değerlerinin, başlangıç tutuculuk kuvvet değerlerine göre azalma oranı (% değişim), en fazla başlangıç ile 2 yıl arasında **%62,50** olarak bulundu. En az azalma ise başlangıç-3 ay arasında **%15,62** bulundu. İmplantlar arası mesafe 22 mm olan Novaloc/yeşil renk matriks grubunda, 2 yıl *in-vitro* klinik kullanım sonunda tutuculuk kuvvet değerlerinin, başlangıç tutuculuk kuvvet değerlerine göre azalma oranı (% değişim), en fazla başlangıç ile 2 yıl arasında **%56,06** bulundu. En az azalma ise başlangıç-3 ay arasında **%12,58** bulundu (Şekil 3.10). Tutuculuk kuvvet değerindeki bu azalmalar istatistiksel anlamlıdır ($p<0,05$).



Şekil 3.8. a) İmplantlar arası 11 mm ve b) 22 mm mesafe ile yerleştirilen Novaloc/beyaz renk matriks grubunun zamana göre tutuculuk kuvvet değerlerinin, başlangıç tutuculuk kuvvet değerlerine göre azalma oranı (% değişim)



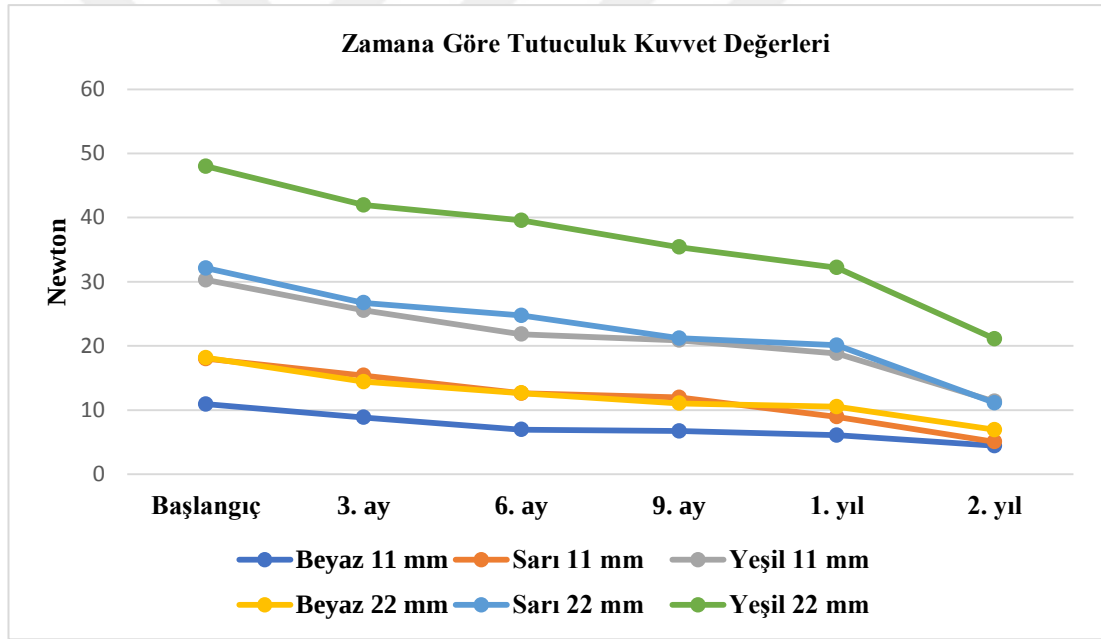
Şekil 3.9. a) İmplantlar arası 11 mm ve b) 22 mm mesafe ile yerleştirilen Novaloc/sarı renk matriks grubunun zamana göre tutuculuk kuvvet değerlerinin, başlangıç tutuculuk kuvvet değerlerine göre azalma oranı (% değişim)



Şekil 3.10. a) İmplantlar arası 11 mm ve b) 22 mm mesafe ile yerleştirilen Novaloc/yeşil renk matriks grubunun zamana göre tutuculuk kuvvet değerlerinin, başlangıç tutuculuk kuvvet değerlerine göre azalma oranı (% değişim)

3.3. Tutuculuk Kuvvet Değerinin Farklı Renk Kodlu Matriks Gruplarına Bağlı Değerlendirilmesi

Uygulanan One-way ANOVA testi sonucunda, implantlar arası mesafe 11 mm ve 22 mm olan farklı renk kodlu matriks grupları arasında, tutuculuk kuvvet değerleri arasındaki fark istatistiksel anlamlı bulundu ($p<0,05$). Buna göre, implantlar arası mesafe 11 mm ve 22 mm olan, Novaloc/yeşil renk matriks gruplarının başlangıç, 3.ay, 6.ay, 9.ay, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk kuvvet değerleri, Novaloc/beyaz ve Novaloc/sarı renk matriks gruplarına göre; Novaloc/sarı renk matriks gruplarının tutuculuk kuvvet değerleri ise Novaloc/beyaz renk matriks gruplarına göre daha yüksek saptandı (Şekil 3.11).

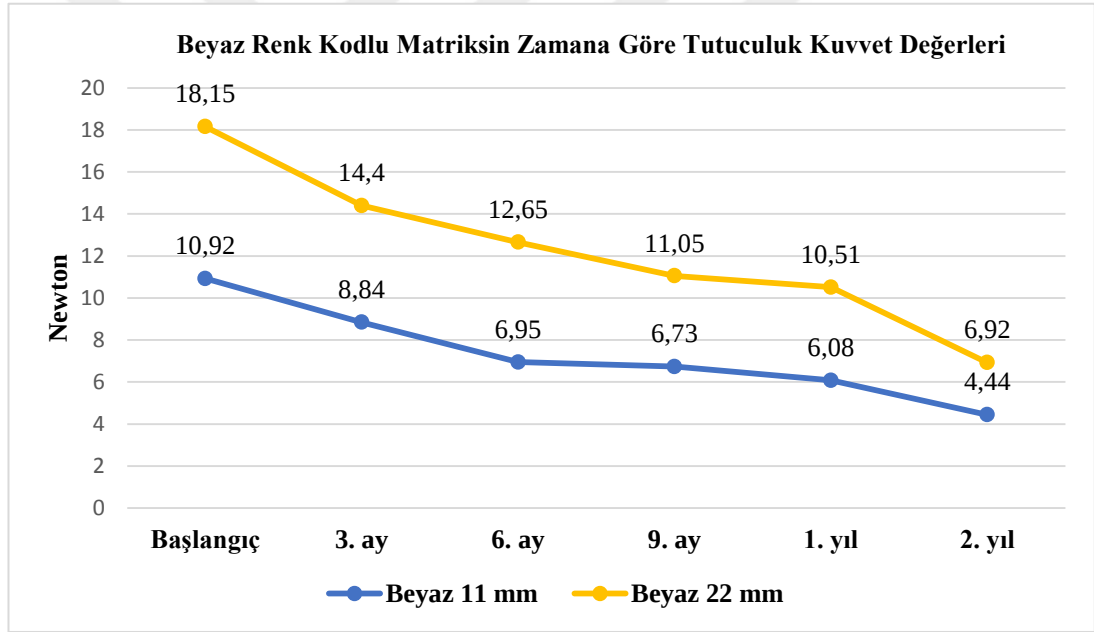


Şekil 3.11. Farklı renk kodlu matriks gruplarının zamana göre tutuculuk kuvvet değerleri

Novaloc/Beyaz Renk Kodlu Matriks Grubu

İmplantlar arası mesafe 11 mm olan Novaloc/beyaz renk matriks grubunda, en yüksek ve en düşük tutuculuk kuvvet değerleri sırasıyla, başlangıçta **10,92 N $\pm$ 0,30 N** ve 2.yıl sonunda **4,44 N $\pm$ 0,22 N** tespit edildi.

İmplantlar arası mesafe 22 mm olan Novaloc/beyaz renk kodlu matriks grubunda ise, en yüksek ve en düşük tutuculuk kuvvet değerleri sırasıyla, başlangıçta, **18,15 N $\pm$ 1,07 N** ve 2.yıl sonunda **6,92 N $\pm$ 0,27 N** tespit edildi (Şekil 3.12).

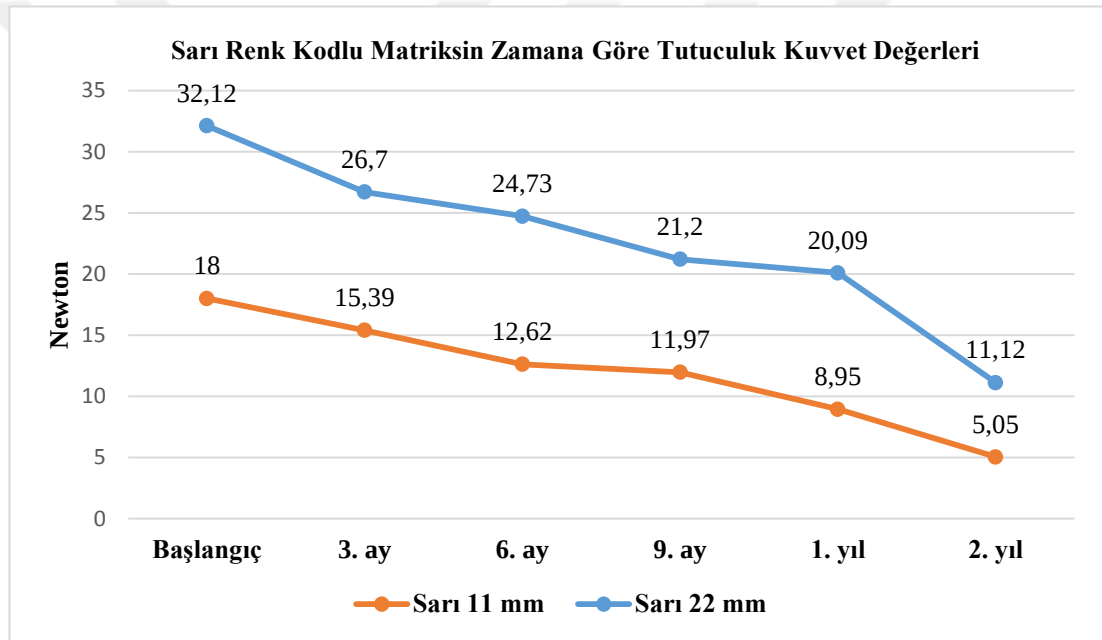


Şekil 3.12. Novaloc/beyaz renk kodlu matriksin zamana göre tutuculuk kuvvet değerleri

Novaloc/Sarı Renk Kodlu Matriks Grubu

İmplant analogları arası mesafe 11 mm olan Novaloc/sarı renk kodlu matriks grubunda, en yüksek ve en düşük tutuculuk kuvvet değerleri sırasıyla, başlangıçta **18,00 N $\pm$ 0,59 N** ve 2.yıl sonunda **5,05 N $\pm$ 0,23 N** tespit edildi.

İmplant analogları arası mesafe 22 mm olan Novaloc/sarı renk kodlu matriks grubunda ise, en yüksek ve en düşük tutuculuk kuvvet değerleri sırasıyla, başlangıçta **32,12 N $\pm$ 0,35 N** ve 2.yıl sonunda **11,12 N $\pm$ 0,50 N** tespit edildi (Şekil 3.13).

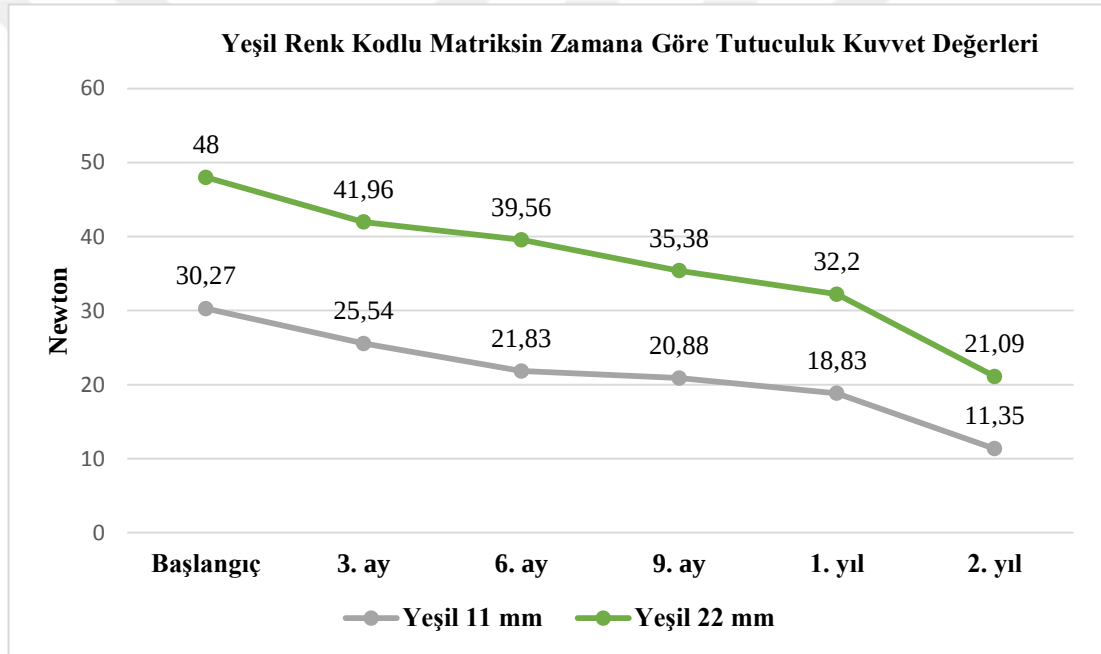


Şekil 3.13. Novaloc/sarı renk kodlu matriksin zamana göre tutuculuk kuvvet değerleri

Novaloc/Yeşil Renk Kodlu Matriks Grubu

İmplantlar arası mesafe 11 mm olan Novaloc/yeşil renk kodlu matriks grubunda, en yüksek ve en düşük tutuculuk kuvvet değerleri sırasıyla, başlangıçta **30,27 N ± 0,43 N** ve 2.yıl sonunda **11,35 N ± 0,59 N** tespit edildi.

İmplant analogları arası mesafe 22 mm olan Novaloc/yeşil renk kodlu matriks grubunda ise, en yüksek ve en düşük tutuculuk kuvvet değerleri sırasıyla, başlangıçta **48,00 N ± 0,30 N** ve 2.yıl sonunda **21,09 N ± 0,45 N** tespit edildi (Şekil 3.14).



Şekil 3.14. Novaloc/yeşil renk kodlu matriksin zamana göre tutuculuk kuvvet değerleri

3.4. Tutuculuk Kuvvet Değerinin İmplantlar Arası Mesafeye Bağlı Değerlendirilmesi

Uygulanan One-way ANOVA testi sonucunda, her renk matriks grubu için implantlar arası mesafe, tutuculuk kuvvet değerlerini istatistiksel olarak anlamlı derecede etkiledi ($p<0,05$). Buna göre, implantlar arası mesafe 22 mm olan Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı ve Novaloc/yeşil renk matriks gruplarında başlangıç, 3.ay, 6.ay, 9.ay, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk kuvvet değerleri, implantlar arası mesafe 11 mm olan Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı ve Novaloc/yeşil renk matriks gruplarına göre, istatistiksel daha yüksek tespit edildi (Çizelge 3.4).

Çizelge 3.4. İmplantlar arası mesafe ve takma/çıkarma kullanım sürelerine göre tutuculuk kuvvet değerleri bakımından farklılıkların incelenmesi

		Başlangıç	3 ay	6ay	9 ay	1 yıl	2 yıl
		Tutuculuk ölçümü	Tutuculuk ölçümü	Tutuculuk ölçümü	Tutuculuk ölçümü	Tutuculuk ölçümü	Tutuculuk ölçümü
		ort $\pm$ ss	ort $\pm$ ss	ort $\pm$ ss	ort $\pm$ ss	ort $\pm$ ss	ort $\pm$ ss
Beyaz	11 mm	10,92 $\pm$ 0,30	8,84 $\pm$ 0,67	6,95 $\pm$ 0,26	6,73 $\pm$ 0,68	6,08 $\pm$ 0,32	4,44 $\pm$ 0,22
	22 mm	18,15 $\pm$ 1,07	14,4 $\pm$ 0,57	12,65 $\pm$ 0,35	11,05 $\pm$ 0,46	10,51 $\pm$ 0,24	6,92 $\pm$ 0,27
İstatistiksel sonuç (t/p)*		-	-	-	-	-	-
		15,903/0,000	15,395/0,000	31,756/0,000	12,891/0,000	27,054/0,000	17,615/0,000
Sarı	11 mm	18,00 $\pm$ 0,59	15,39 $\pm$ 0,30	12,62 $\pm$ 0,25	11,97 $\pm$ 0,37	8,95 $\pm$ 0,52	5,05 $\pm$ 0,23
	22 mm	32,12 $\pm$ 0,35	26,70 $\pm$ 0,38	24,73 $\pm$ 0,49	21,20 $\pm$ 0,82	20,09 $\pm$ 0,24	11,12 $\pm$ 0,50
İstatistiksel sonuç (t/p)*		-	-	-	-	-	-
		50,466/0,000	57,645/0,000	54,362/0,000	25,309/0,000	47,741/0,000	26,926/0,000
Yeşil	11 mm	30,27 $\pm$ 0,43	25,54 $\pm$ 0,30	21,83 $\pm$ 0,26	20,88 $\pm$ 0,99	18,83 $\pm$ 0,74	11,35 $\pm$ 0,59
	22 mm	48,00 $\pm$ 0,30	41,96 $\pm$ 0,28	39,56 $\pm$ 0,59	35,38 $\pm$ 0,73	32,20 $\pm$ 0,70	21,09 $\pm$ 0,45
İstatistiksel sonuç (t/p)*		-	-	-	-	-	-
		82,132/0,000	98,043/0,000	67,217/0,000	28,841/0,000	32,100/0,000	32,037/0,000
İstatistiksel sonuç (t/p)*		-3,678/0,001	-3,461/0,002	-3,874/0,001	-3,324/0,003	-3,812/0,001	-3,735/0,001

*:Bağımsız örneklem t test

4. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasının birinci sıfır hipotezi, “Alt çene iki implant destekli hareketli protez (overdenture) uygulamalarında, iki farklı (11 mm ve 22 mm) implantlar arası mesafenin, farklı sürelerde takma/çıkarma işlemlerinin tutuculuk kuvvet değerlerine etkisi yoktur” ve ikinci sıfır hipotezi, “Alt çene iki implant destekli hareketli protez (overdenture) uygulamalarında, farklı renk kodlarında, farklı tutuculuk özelliklerine sahip tutucu parçaların (beyaz, sarı, yeşil PEEK matriks), farklı sürelerde takma/çıkarma işlemlerinin tutuculuk kuvvet değerlerine etkisi yoktur” şeklindedir. Çalışmanın sonuçlarına göre, implantlar arası 11 mm mesafe ile yerleştirilen Novaloc/beyaz PEEK matriks grubunun, zamana göre tutuculuk kuvvet değerleri istatistiksel anlamlı derecede farklılık sergilemedi ($p>0,05$). İmplantlar arası 11 mm mesafe ile yerleştirilen Novaloc/beyaz PEEK matriks grubu için farklı sürelerde takma/çıkarma işlemlerinin tutuculuk kuvvet değerlerine etkisi istatistiksel anlamlı olmadığı için, çalışmanın ikinci sıfır hipotezi kabul edildi. Diğer tüm gruplarda, tutuculuk, implantlar arası mesafeden etkilendi ve farklı tutuculuk özelliklerine sahip tutucu parçaların tutuculuk kuvvetleri, yorulma zamanının artmasına bağlı olarak, farklı derecelerde azaldı ve bu gruplar için çalışmanın birinci ve ikinci sıfır hipotezi reddedildi.

Son yıllarda yapılan epidemiyolojik çalışmalar, çoğu Avrupa ülkesinde diş kaybı prevalansının oldukça düşük olduğunu göstermekte ve dişsiz bireylerin sayısında önümüzdeki yıllarda azalma beklenmektedir (Mojon ve ark., 2004 ve Stock ve ark., 2016). Ancak, bu toplumlarda yaşanan nüfus nedeni ile, dişsiz bireylerin sayısı hala çok yüksektir (Maniewicz ve ark., 2020). Yaşlı bireylerde azalan nöromusküler kontrol, geleneksel tam protez uygulamasının adaptasyonunu ve tedavisini oldukça zor hale getirmektedir (Muller, 2014). İmplant destekli overdenture uygulamaları, geleneksel tam protez uygulamaları ile karşılaştırıldığında, yapısal, fonksiyonel ve psikososyal açıdan çok sayıda avantajlara sahiptir. Tamamen dişsiz alt çeneye sahip hastaların rehabilitasyonunda implant destekli protezlerden yararlanılacağı zaman farklı tedavi seçenekleri mevcuttur.

McGill, 2002 ve York, 2009 Ortak Karar Bildirilerine göre, alt çene iki implant destekli overdenture uygulaması, tamamen dişsiz hastalar için, standart ilk tedavi seçeneği olmalıdır (Thomason ve ark., 2012). Bu nedenle, bu tez çalışmasında, sıklıkla uygulanan ve alt çene tamamen dişsiz hastalar için, standart tedavi yöntemi kabul edilen, iki implant destekli overdenture uygulaması laboratuvar ortamında simüle edildi.

Yapılan çalışmalarda, güvenilir sonuç elde edilebilmesi için, çalışmada kullanılan örnek sayısı oldukça önemlidir. Literatürde, implant destekli overdenture uygulamalarında, splintlenen veya splintlenmeyen tutucu sistemlerin, tutuculuk kuvvetlerinin değerlendirildiği çalışmalarda, örnek sayısının 3-10 arasında değiştiği saptandı (Abi Nader ve ark., 2011; Arnold ve ark., 2020; Chung ve ark., 2004; Evtimovska ve ark., 2009; Kobayashi ve ark., 2014; Minguez-Tomas ve ark., 2018; Pigozzo ve ark., 2009 ve Wichmann ve ark., 2020). Bu tez çalışmasında, örnek sayısının belirlenmesi amacı ile power analizi ile yapıldı ve her grup için örnek sayısı, n=6 olarak belirlendi.

İmplant destekli overdenture uygulamalarında, tutucu sistemleri karşılaştıran çalışmalarda, dayanaklar implant analoglarına ya da implantlara yerleştirilip, firma önerisi doğrultusunda, güvenli yük transferine izin veren, firmaya ait raşet ve anahtar ile önerilen kuvvet uygulaması ile dayanaklar torklanır. Bu tez çalışmasında dayanaklar, implant analoglarına yerleştirildi ve firma önerisine göre 35 N/cm kuvvet ile torklandı. Yapılan çalışmaların çoğunda, kullanılan analoglar veya implantlar alçı, alüminyum, akrilik rezin veya epoksi rezin bloklara yerleştirilir (Abi Nader ve ark., 2011; Arnold ve ark., 2020; Botega ve ark., 2004; Kobayashi ve ark., 2014; Marin ve ark., 2018 ve Wichmann ve ark., 2020). Bu tez çalışmasında, Elsyad ve ark. (2019b), Scherer ve ark. (2014), Shastri ve ark. (2016), Sia ve ark. (2017) tarafından yapılan çalışmalarda olduğu gibi, yeterli dayanıklılığa sahip akrilik rezin kullanıldı.

Overdenture uygulamalarında tutucu sistemlerin değerlendirildiği, implant veya implant analoglarının dişsiz model üretilmeksizin bloklara yerleştirildiği

çalışmalar olduğu gibi (Arnold ve ark., 2020; Branchi ve ark., 2010; Evtimovska ve ark., 2009; Salehi ve ark., 2019; Sia ve ark., 2017; Srinivasan ve ark., 2016; Stephens ve ark., 2014; Sultana ve ark., 2017; Memarian ve ark., 2018; Minguez-Tomas ve ark., 2018; Rabbani ve ark., 2015; Reda ve ark., 2016; Tehini ve ark., 2018 ve Wichmann ve ark., 2020); tamamen dişsiz alt çene modelleri elde edilip, dişsiz modele uygun protezlerin üretildiği çalışmalar da mevcuttur (Choi ve ark., 2017; Choi ve ark., 2018; Fu ve Hsu., 2009; Lee ve Shin, 2017; Rutkunas ve ark., 2007; Savabi ve ark., 2013; Shastry ve ark., 2016 ve Tabatabaian ve ark., 2014). Bu tez çalışmasında, tamamen dişsiz alt çene modeli, çiğneme simülatöründe örneklerin yerleştirildiği hazneden daha büyük boyutta olduğu için, implant analoglarının yerleştirilmesinde, akrilik rezinden hazırlanan ve çiğneme simülatörü için uygun boyuta sahip akrilik bloklar kullanıldı.

İki implant destekli overdenture uygulamalarında, tutucu sistemlerin değerlendirildiği çalışmalarda, implantların paralel veya değişen açılarda yerleştirildiği görülür. Açılı yerleştirilen implantların olduğu çalışmaların çoğunda, implantların meziale veya distale doğru açı ile konumlandırıldığı bildirilir (Choi ve ark., 2018; Elsyad ve ark., 2019b ve Kobayashi ve ark., 2014). Çiğneme kuvvetlerinin, implantların uzun eksenine doğrultusunda dağıtılması için, implantların okluzal düzleme mümkün olduğunca dik ve birbirine paralel yerleştirilmesi önerilir. Bu tez çalışmasında, implant analogları, belirlenen iki farklı mesafede, birbirine paralel olarak yerleştirildi.

Overdenture uygulamalarında, protezin tutuculuğu ve stabilizasyonu tutucu sistem ile ilişkilidir (Leao ve ark., 2018). Bu nedenle, implant destekli overdenture uygulamalarında, tutucu sistem seçimi oldukça önemlidir. Overdenture uygulamalarında, en az iki implant bar yardımı ile splintlenebilir veya farklı tasarımlara sahip splintlenmeyen tutucu sistemler kullanılır. Splintlenmeyen tutucu sistemler, başlangıç maliyetlerinin düşük olması, laboratuvar aşamalarının daha az teknik hassasiyet gerektirmesi, hastalar tarafından hijyenin daha kolay sağlanması, arklar arası mesafenin az olduğu durumlarda kullanılabilmesi ve tamir edilmelerinin

kolay olması gibi avantajlarından dolayı sıklıkla tercih edilir (Choi ve ark., 2017; Gotfredsen ve Holm, 2000; Kobayashi ve ark., 2014 ve Salehi ve ark., 2019). Son yıllarda hem hastaların hem de klinisyenlerin ihtiyaçlarının karşılanması için, tasarımları sürekli geliştirilen, çok çeşitli tutucu sistem kullanıma sunuldu (Minguez-Tomas ve ark., 2018 ve Pigozzo ve ark., 2009). Ancak, yeni geliştirilen tutucu sistemler ile ilgili sınırlı sayıda çalışma mevcuttur (Arnold ve ark., 2020; Choi ve ark., 2018; Passia ve ark., 2016 ve Wichmann ve ark., 2020) ve kullanıma yeni sunulan bazı tutucu sistemler ise henüz *in-vivo* ve *in-vitro* koşullarda değerlendirilmemiştir (Maniewicz ve ark., 2020). Bu nedenle, bu tez çalışmasında, kullanıma yeni sunulan ve sınırlı sayıda çalışma bulunan, splintlenmeyen, Novaloc tutucu sistem tercih edildi.

İki implant destekli overdenture uygulamalarında, implantların kanin kanin arası bölgeye (Scherer ve ark., 2014) veya mental foramenler arasındaki bölgeye yerleştirilmesi önerilir (Mericske-Stern ve ark., 2000 ve Tokar ve Uludağ, 2018). Kanin kanin arası ve mental foramenler arası mesafeler, farklı popülasyonlarda değişiklik gösterebilir. 100 adet alt çene tam protezin değerlendirildiği çalışmada, kanin kanin arası mesafenin 22,88 mm olduğu ve bu değerin, tedavi edilmemiş Angle Sınıf 1 dentisyonda belirtilen kanin kanin arası 22 mm mesafeye oldukça yakın değer olduğu bildirilir (Michelinakis ve ark., 2006). İmplant destekli overdenture uygulamalarında, implantlar arası mesafenin, tutucu sistemlerin aşınma oranı ve tutuculuğuna etkisini değerlendiren çalışmalar oldukça sınırlıdır (Doukas ve ark., 2008; Michelinakis ve ark., 2006; Salehi ve ark., 2019; Shayegh ve ark., 2017 ve Tabatabaian ve ark., 2014).

Doukas ve ark. (2008) tarafından, iki implant destekli overdenture uygulamalarında, implantlar arası mesafenin tutuculuğa etkisinin değerlendirildiği çalışmada, 3 farklı implantlar arası mesafeye (19 mm, 23 mm, 29 mm) yerleştirilen, 5 tutucu sistemin (Hader bar/kırmızı klips, Hader bar/sarı klips, Hader bar/beyaz klips, topuz tutucu sistem, mıknatıs tutucu sistem), *in-vitro* şartlarda, 6 aylık klinik kullanım sonrası tutuculuğu değerlendirilmiş. Çalışmada, her tutucu sistemin 6 ay

sonraki ortalama tutuculuk kuvvet değerleri, test edilen diğer tutucu sistemlerin tutuculuk kuvvet değerleri ve başlangıç tutuculuk kuvvet değerleri ile karşılaştırılmış ve çalışmanın sonuçlarına göre, implantlar arası mesafenin tutuculuğa etkisi, Hader bar/kırmızı klips ve Hader bar/sarı klips tutucu sistemler için istatistiksel anlamlı bulunmuş. Ancak, splintlenmeyen topuz tutucu ve mıknatıs tutucu sistemler için, implantlar arası mesafenin tutuculuğa etkisi istatistiksel anlamlı değildir. Hader bar/kırmızı klips tutucu sistem için, 6 aylık yorulma sonrası, implantların 29 mm (20,73 N) mesafe ile yerleştirildiği durumda elde edilen tutuculuk kuvveti değeri, implantların birbirine 19 mm (12,6 N) ve 23 mm (15,58 N) mesafe ile yerleştirildiği duruma göre, istatistiksel olarak daha yüksektir. Hader bar/sarı klips tutucu sistem için, implantlar 23 mm mesafe (12,16 N) ile yerleştirildiğinde tutuculuk kuvvet değeri, 29 mm (11,92 N) ve 19 mm (9,26 N) mesafenin olduğu duruma göre, istatistiksel olarak daha yüksektir. Bunlara ilaveten, 6 aylık kullanım sonucu, bütün tutucu sistemlerin tutuculuğunda azalma görülür, bu azalma Hader bar/beyaz klips tutucu sistem için %60-61, Hader bar/sarı klips tutucu sistem için %41,5-54, Hader bar/kırmızı klips tutucu sistem için %26-54, topuz tutucu sistem için %32-50 ve mıknatıs tutucu sistem için %1,7-5,13 oranındadır. Bu tez çalışmasında ise, 2 yıl *in-vitro* klinik kullanım (2880 takma/çıkarma siklusu) sonunda tutuculuk kuvvet değerlerinin, başlangıç tutuculuk kuvvet değerlerine göre azalma oranı, implantlar arası mesafe 11 mm olan Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı ve Novaloc/yeşil renk matriks grupları için sırasıyla **%59,34, %71,94, %62,50**; implantlar arası mesafe 22 mm olan Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı ve Novaloc/yeşil renk matriks grupları için sırasıyla **%61,87, %65,87 ve %56,06**'dir. Bu sonuçlardaki farklılık; *in-vitro* şartların, kullanılan tutucu sistemlerin ve seçilen implantlar arası mesafelerin farklı olması ile açıklanabilir. Ancak, bu tez çalışmasında, Doukas ve ark. (2008) tarafından yapılan çalışma ile benzer şekilde, implantlar arası mesafenin, tutuculuğa etkisi istatistiksel anlamlı bulundu. İmplantlar arası mesafe 11 mm'den 22 mm'ye çıkarıldığında, tutuculuk kuvvet değerlerinde artış gözlendi.

Michelinakis ve ark. (2006) tarafından, implant destekli overdenture uygulamalarında, implantlar arası mesafenin tutuculuğa etkisinin değerlendirildiği

benzer çalışmada, 3 farklı implantlar arası mesafeye (19 mm, 23 mm, 29 mm) yerleştirilen, 5 tutucu sistemin (Hader bar/kırmızı klips, Hader bar/sarı klips, Hader bar/beyaz klips, topuz tutucu, mıknatıs tutucu), *in-vitro* şartlarda tutuculuk kuvvetleri değerlendirilmiştir. 3 farklı implantlar arası mesafeyi belirlemek için, Michelinakis ve ark. (2006) tarafından pilot çalışma yapılarak, ortalama kanin kanin arası mesafe 22,88 mm bulunmuş ve bu değere en yakın değer olan 23 mm, çalışma için 3 farklı implantlar arası mesafeden biri olarak belirlenmiştir. Pilot çalışmada kanin kanin arası mesafe, en az 16 mm olarak bulunmuş ve bar tutucu klipsleri için gerekli olan mesafe dikkate alınarak, bu değere yakın bir değer olan 19 mm, 3 farklı implantlar arası mesafeden bir diğeri olarak belirlenmiştir. Pilot çalışmanın diğeri sonucuna göre, kanin kanin arası mesafe en fazla 31 mm bulunmuş, ancak mental foramenler ve ark kurvaturu gibi anatomik sınırlamalar dikkate alınan çalışmada 29 mm implantlar arası mesafe tercih edilmiştir. Çalışmada, 3 farklı implantlar arası mesafe için birer tane olmak üzere, her biri 2 implant analoguna sahip üç akrilik blok (n=3), 5 farklı tutucu sistem için hazırlanmış, toplam 45 çift tutucu sistem kullanılmış. Çalışmanın bulgularına göre, implantlar arası mesafenin tutuculuğa etkisi, 5 tutucu sistemden 4'ü için (Hader bar/sarı klips, Hader bar/beyaz klips, topuz tutucu, mıknatıs tutucu), istatistiksel anlamlı değil; sadece Hader bar/kırmızı klips tutucu sistem için istatistiksel anlamlıdır. Hader bar/kırmızı klips tutucu sistem için, implantlar arası mesafenin 23 mm olduğu durumda elde edilen ortalama tutuculuk kuvvet değeri (31,41 N), implantların 29 mm (28,01 N) ve 19 mm (27,63 N) ile yerleştirildiği duruma göre, istatistiksel olarak daha yüksektir. Hader bar/sarı klips tutucu sistem için, implantlar arası 19 mm (20,33 N), 23 mm (20,81 N) ve 29 mm (20,61 N) mesafelerde elde edilen tutuculuk kuvvet değerleri arasındaki fark istatistiksel anlamlı değildir. Hader bar/beyaz klips tutucu sistemde, implantlar arası 23 mm (18,47 N) mesafede elde edilen tutuculuk kuvvet değeri, 19 mm (14,19 N) ve 29 mm (14,91 N), mesafelerde elde edilen tutuculuk kuvvet değerlerinden daha yüksektir ancak arasındaki fark istatistiksel anlamlı değildir. Topuz tutucu sistem için en yüksek tutuculuk kuvveti değerleri, implantlar arası mesafenin 29 mm (40,44 N) olduğu durumda görülür (19 mm, 34,56 N ve 23 mm, 36,99 N). Mıknatıs tutucu

sistem, implantlar arası mesafelerin hepsinde (19 mm, 1,23 N; 23 mm, 1,13 N ve 29 mm, 1,29 N), en az tutuculuk kuvvet değerine sahip tutucu sistemdir.

Salehi ve ark. (2019) tarafından, implant destekli overdenture uygulamalarında, implantlar arası mesafenin tutuculuğa etkisinin değerlendirildiği benzer çalışmada, 3 farklı implantlar arası mesafeye (19 mm, 23 mm, 29 mm) yerleştirilen, Locator ve topuz tutucu sistemin, *in-vitro* şartlarda tutuculuk kuvvetleri değerlendirilmiş. 36 çift akrilik rezin blok, 3 farklı implantlar arası mesafe ve iki farklı tutucu sistem için hazırlanmış (n=6). Hazırlanan örneklerle, Universal Test Cihazında 1440 siklus (1 yıl) uygulanmış ve 0, 120, 360, 720 ve 1440 siklus sonunda, tutuculuk kuvvet değerleri ölçülmüş. Çalışmadan elde edilen bulgulara göre, implantlar arası mesafenin tutuculuğa etkisi, her iki tutucu sistem (topuz ve Locator tutucu sistem) için, istatistiksel anlamlı tespit edilmiş. Locator tutucu sistemin başlangıç tutuculuk kuvvet değerleri, implantlar arası 23 mm (33,5 N) ve 29 mm (33,1 N) mesafe için, topuz tutucu sistemden (23 mm, 15,3 N ve 29 mm, 13,8 N) istatistiksel daha yüksek saptanmış. Ancak implantlar arası 19 mm mesafe için (Locator, 17,1 N ve topuz tutucu sistem, 15,6 N) aralarında istatistiksel anlamlı fark bulunmamış. 1440 siklus sonrası, topuz tutucu sistemin tutuculuk kuvvet değerleri, implantlar arası 19 mm (9,3 N) ve 29 mm (10,2 N) mesafe için, Locator tutucu sistemden (19 mm, 5,2 N ve 29 mm, 6,8 N) istatistiksel olarak daha yüksek, ancak implantlar arası 23 mm mesafe için, her iki tutucu sistemin tutuculuk kuvvet değerleri benzer tespit edilmiştir (her iki tutucu sistem için 8 N).

Tabatabaian ve ark. (2014) tarafından, overdenture uygulamalarında, implantlar arası mesafenin tutuculuğa etkisinin değerlendirildiği çalışmada, tamamen dişsiz alt çeneyi simüle eden akrilik modele, 3 çift implant orta hatta göre 10 mm, 25 mm ve 35 mm mesafe ile simetrik yerleştirilip, tutucu sistem olarak topuz tutucu/pembe naylon kullanılmış. Çalışmada, 3 farklı implantlar arası mesafe için, overdenture uygulamasını simüle eden ve içerisine 6 adet kepin yerleştirilebildiği, 45 adet iskelet yapı (her mesafe için 15 adet) hazırlanmış. Tutuculuk kuvvet değerleri, 3 farklı yön (vertikal, oblik, anterior-posterior) için ölçülmüş. Çalışmanın bulgularına

göre, implantlar arası 10 mm, 25 mm ve 35 mm mesafe için vertikal yöndeki tutuculuk kuvvet değerleri sırası ile, $25,03 \text{ N} \pm 7,47 \text{ N}$, $22,91 \text{ N} \pm 6,23 \text{ N}$ ve $24,50 \text{ N} \pm 5,83 \text{ N}$ 'dur. İmplantlar arası 10 mm, 25 mm ve 35 mm mesafe için oblik yöndeki tutuculuk kuvvet değerleri sırası ile $20,92 \text{ N} \pm 4,39 \text{ N}$, $18,14 \text{ N} \pm 4,85 \text{ N}$ ve $18,76 \text{ N} \pm 6,32 \text{ N}$ 'dur. İmplantlar arası 10 mm, 25 mm ve 35 mm mesafe için anterior-posterior yöndeki tutuculuk kuvvet değerleri ise sırası ile, $14,46 \text{ N} \pm 2,11 \text{ N}$, $14,94 \text{ N} \pm 3,83 \text{ N}$ ve $21,25 \text{ N} \pm 3,05 \text{ N}$ 'dur. Çalışmanın sonucuna göre, alt çene implant destekli overdenture uygulamalarında implantlar arası mesafenin, vertikal ve oblik yöndeki tutuculuğa etkisinin olmadığı, ancak anterior-posterior yöndeki tutuculuğa etkisinin istatistiksel anlamlı olduğu tespit edilmiştir.

İki implant destekli overdenture uygulamalarında, tutucu sistemlerin değerlendirildiği çalışmaların çoğunda, kanin kanin arası mesafeyi simüle eden, 22 mm mesafe ile implantların yerleştirildiği görülür (Abi Nader ve ark., 2011; Botega ve ark. 2004; Choi ve ark., 2018; Elsyad ve ark., 2016; Sadig, 2009; Shastri ve ark., 2016; Sultana ve ark., 2017 ve Tokuhisa ve ark., 2003). Ancak, iki implant destekli overdenture uygulamalarında ideal tutuculuk için, tutucu sistemlerin birbirinden ne kadar uzaklıkta olması gerektiği ile ilgili kaynak yoktur (Doukas ve ark., 2008).

Bu tez çalışmasında, iki implant destekli overdenture uygulamalarında, implantlar arası mesafenin, tutuculuğa etkisinin değerlendirilmesi için, birinci gruptaki örneklerde, implant analogları akrilik bloklara, 11 mm mesafe ile yerleştirildi. İkinci gruptaki örneklerde, implant analogları akrilik bloklara, Abi Nader ve ark. (2011), Botega ve ark. (2004), Choi ve ark. (2018), Elsyad ve ark. (2016), Sadig, (2009), Shastri ve ark. (2016), Sultana ve ark. (2017) ve Tokuhisa ve ark. (2003) tarafından yapılan çalışmalara benzer şekilde, kanin kanin arası mesafeyi simüle eden 22 mm mesafe ile yerleştirildi. Bu tez çalışmasında elde edilen bulgular, Doukas ve ark. (2008), Michelinakis ve ark. (2006), Salehi ve ark. (2019) ve Shayegh ve ark. (2017) tarafından yapılan çalışmaların bulguları ile uyumlu şekilde, implantlar arası mesafenin, tutuculuğa etkisi istatistiksel anlamlı bulundu. İmplantlar arası 22 mm mesafe ile yerleştirilen Novaloc/beyaz matriks grubunun, implantlar

arası 11 mm mesafe ile yerleştirilen Novaloc/beyaz matriks grubuna göre, implantlar arası 22 mm mesafe ile yerleştirilen Novaloc/sarı matriks grubunun, implantlar arası 11 mm mesafe ile yerleştirilen Novaloc/sarı matriks grubuna göre ve implantlar arası 22 mm mesafe ile yerleştirilen Novaloc/yeşil matriks grubunun, implantlar arası 11 mm mesafe ile yerleştirilen Novaloc/yeşil matriks grubuna göre; başlangıç, 360 (3 ay), 720 (6 ay), 1080 (9 ay), 1440 (1 yıl) ve 2880 (2 yıl) takma/çıkarma siklusu sonunda elde edilen tutuculuk kuvvet değerleri istatistiksel daha yüksek saptandı. Ancak, implantların 11 mm mesafe ile yerleştirildiği grupta farklı renk kodlarına sahip tutucu matriks yapılar, implantların 22 mm mesafe ile yerleştirildiği gruba göre daha düşük tutuculuk kuvvet değeri sergiledi.

İmplant destekli overdenture uygulamalarında, tutucu sistemlerde zamanla, aşınmaya bağlı meydana gelen değişimler sonucunda tutuculuk kaybı oluşur (Alsabeeha ve ark., 2010). Tutucu sistemde meydana gelen aşınma, çiğneme fonksiyonu sırasında ve/veya protezin takma/çıkarma işlemleri sırasında, tutucu sistemin yüzeyleri arasındaki temas nedeniyle oluşur. Bu durum, tutucu sistemde yorulmaya bağlı tutuculuk kaybına yol açar (Al-Ghafli ve ark., 2009; Bayer ve ark., 2009; Besimo ve Guarneri, 2003; Choi ve ark., 2018 ve Rutkunas ve ark., 2005). Aşınma sonucu tutuculuk kaybı, hem *in-vitro* hem de *in-vivo* koşullarda sık karşılaşılan problemdir. Klinik uygulamalarda, birçok vakada, belirli zaman aralıklarında, tutucu sistemlere ait tutucu parçalar değiştirilmekte, gevşeyen metal klipsli tutucular ise özel apareyler ile sıkıştırılmakta ve aşınmanın daha fazla olduğu durumlarda ise dayanak değişimine ihtiyaç duyulmaktadır.

Protezi takma/çıkarma işleminin, tutucu sistemin tutucu yüzeylerindeki aşınma oranlarına ve tutuculuğa etkisini değerlendiren çalışmalarda, belirli klinik kullanımı simüle eden siklus sayıları, farklılık gösteren parametredir. Yapılan çalışmalarda, hastaların protezlerini günde 3 kez (Besimo ve Guarneri, 2003; Choi ve ark., 2018; Chung ve ark., 2004 ve Pigozzo ve ark., 2009) veya 4 kez (Abi Nader ve ark., 2011; Al-Ghafli ve ark., 2009; Branchi ve ark., 2010; Kobayashi ve ark., 2014; Maniewicz ve ark., 2020; Minguez-Tomas ve ark., 2018; Ortegon ve ark., 2009; Rabbani ve ark.,

2015; Rutkunas ve ark., 2007; Salehi ve ark., 2019; Shayegh ve ark., 2017 ve Türk ve ark., 2014) takıp çıkardıkları varsayılr.

Bu tez çalışmasında, hastaların protezlerini günde 4 kez takıp çıkardığı varsayıldı ve 1 ay = 30 gün kabul edildiğinde; 360 siklus 3 ay, 720 siklus 6 ay, 1080 siklus 9 ay, 1440 siklus 1 yıl ve 2880 siklus 2 yıl takma/çıkarma işlemine denk geldiği hesaplandı. Çalışma sırasında, örneklere takma/çıkarma siklusları yapıldı ve okluzal yükleme yapılmadı. Yapılan çalışmaların bazılarında, Universal Test Cihazı kullanılarak aynı cihaz üzerinde yorulma ve siklus testlerinin yapıldığı gözlenirken (Kobayashi ve ark., 2014 ve Minguez-Tomas ve ark., 2018), diğer çalışmalarda yorulma için özel tasarım cihazlardan yararlanıldığı, tutuculuk kuvveti ölçümlerinin ise Universal Test Cihazında yapıldığı izlenir (Choi ve ark., 2018). Fromentin ve ark. (2010) tarafından yapılan çalışmada, Universal Test Cihazına ayrıca dijital kuvvet ölçüm apareyi yerleştirildiği belirtilir. Bu tez çalışmasında, Arnold ve ark. (2020), Passia ve ark. (2016), Wichmann ve ark. (2020) tarafından yapılan çalışmalara benzer şekilde, takma/çıkarma sikluslarında standardizasyon sağlanması için çığneme simülatörü tercih edildi. Örneklerin tutuculuk kuvvet değerleri ölçümleri ise, Universal Test Cihazında çekme testi uygulanması ile gerçekleştirildi. Tüm örneklere 0, 360, 720, 1080, 1440 ve 2880 siklustan sonra Universal Test Cihazında, tutuculuk ölçümü yapıldı. Çekme kuvvetinin istatistiksel analizi 0, 360, 720, 1080, 1440 ve 2880 sikluslarında ölçülen değerlerin ortalaması alınarak gerçekleştirildi.

Çalışmalarda seçilen siklus oranı (siklus/dakika), tutucu sistemlerdeki naylon matrikslerin tutuculuk kuvvet değerlerini etkilemektedir (Salehi ve ark., 2019). Naylon matriksin, siklus sonrası başlangıç şekline dönebilmesi için belli bir zaman geçmesi gerekir. Dört farklı siklus oranının (2, 10, 20 ve 40 siklus/dakika) tutucu sistemlerin tutuculuk kuvvet değerlerine etkisinin değerlendirildiği çalışmada, dakikada 20 siklus oranına kadar, tutucu parçalar birbirinden ayrılana kadar gerekli olan maksimum kuvvet miktarının etkilenmediği ancak daha yüksek siklus oranında kuvvetin önemli ölçüde azaldığı belirtilir (Shayegh ve ark., 2017). Al-Ghafli ve ark. (2009) tarafından yapılan çalışmada 10 siklus/dakika oranı, Salehi ve ark. (2019)

tarafından yapılan çalışmada 20 siklus/dakika oranı seçilirken, diğer çalışmalarda (Kobayashi ve ark. 2014; Passia ve ark. 2016 ve Srinivasan ve ark., 2016) tutuculuk kuvvet değerlerini olumsuz etkileyebilecek 20 siklus/dakika oranından daha yüksek oran seçildiği görülür. Bu tez çalışmasında, 20 siklus/dakika oranı tercih edildi.

In-vitro çalışmalarda, çekme hızı, çoğunlukla, çiğneme sırasında protezin residüel kretten uzaklaşma hızına yakın değer olan 50 mm/dk olarak belirlenir (Choi ve ark., 2018; Chung ve ark., 2004; Doukas ve ark., 2008; Elsyad ve ark., 2019a; Elsyad ve ark., 2019b; Petropoulos ve Mante, 2011; Rutkunas ve ark., 2011; Sadig, 2009; Salehi ve ark., 2019; Scherer ve ark., 2013; Reda ve ark., 2016; Sia ve ark., 2017 ve Minguez-Tomas ve ark., 2018). Bu tez çalışmasında, daha önce gerçekleştirilen çalışmalarda olduğu gibi Universal Test Cihazında, çekme hızı 50 mm/dk olarak belirlendi.

Literatürde poliaril eter keton (PAEK) ailesinden, polieter eter keton (PEKK) matrikse sahip tutucu sistemlerin tutuculuk kuvvetlerini değerlendiren sınırlı çalışma (Choi ve ark., 2018; Maniewicz ve ark., 2020; Passia ve ark., 2016 ve Wichmann ve ark., 2020) mevcuttur. PEEK (poli eter eter keton) tutucu matrikse sahip olan Novaloc tutucu sistemin tutuculuk kuvvetini değerlendiren, 3 adet çalışma (Arnold ve ark., 2020; Maniewicz ve ark., 2020 ve Wichmann ve ark., 2020) mevcuttur.

Choi ve ark. (2018) tarafından yapılan çalışmada, farklı açılarda yerleştirilen 2 farklı splintlenmeyen tutucu sistemin (Locator ve CM-LOC), tutuculuk ve aşınma miktarları değerlendirilmiş. Locator ve CM-LOC tutucu sistemlere ait farklı tutuculuk seviyelerinde naylon ve polieterketonketon (PEKK) tutucu parçalar kullanılmış; naylon/düşük, naylon/orta, naylon/yüksek tutucu ile PEKK/çok düşük, PEKK/düşük, PEKK/orta ve PEKK/yüksek tutucu parçaların tutuculuk kuvvet değerleri karşılaştırılmış. Choi ve ark. (2018) tarafından yapılan çalışmada, örneklerle 1 yıllık çiğneme miktarına denk gelen 400000 siklus ile okluzal yükleme yapılmış ve 1 yıla denk gelen 1080 takma/çıkarma siklusu uygulanmış. Çalışmada, akrilik rezinden hazırlanan alt çene dişsiz modele, implant analogları, aralarında 22 mm

mesafe ile 0° ve 20° açı ile yerleştirilmiş. Okluzal yüklemeler, çift taraflı olarak, molar bölgelere, paslanmaz çelik çubuk yerleştirilerek, 37°C deiyonize su içinde, çiğneme simülatöründe uygulanmış. Okluzal yükleme ve takma/çıkarma siklusları sonrasında, tutucu sisteme ait patriks ve matriks parçalarında meydana gelen aşınma ve deformasyonlar yüzey tarama elektron mikroskopunda (Scannig Electron Microscope=SEM) görüntülenmiş. İncelenen görüntülerde, patriks parçalarda belirgin aşınma izlenmezken, matriks yüzeylerinde daha fazla aşınma ve yüzey deformasyonu görülmüş.

Choi ve ark. (2018) tarafından yapılan çalışmanın bulgularında, implantların birbirine paralel yerleştirildiği grupta, CM-LOC PEKK/çok düşük tutucu sistem için başlangıç tutuculuk kuvvet değeri 12,45 N ve 1 yılı simüle eden siklus testi sonrası tutuculuk kuvvet değeri 12,83 N; PEKK/düşük tutucu sistem için başlangıç tutuculuk kuvvet değeri 17,79 N ve 1 yılı simüle eden siklus testi sonrası tutuculuk kuvvet değeri 21,48N; PEKK/orta tutucu sistem için başlangıç tutuculuk kuvvet değeri 39,35 N ve 1 yılı simüle eden siklus testi sonrası tutuculuk kuvvet değeri 36,99 N; PEKK/yüksek tutucu sistem için başlangıç tutuculuk kuvvet değeri 44,07 N ve 1 yılı simüle eden siklus testi sonrası tutuculuk kuvvet değeri 43,80 N'dur. 0° ve 20° açılı örneklerde, en yüksek başlangıç tutuculuk kuvvet değerlerini naylon/yüksek tutucu parça (0°, 69,86 N ve 20°, 56,87 N), en düşük başlangıç tutuculuk kuvvet değerlerini ise PEKK/çok düşük tutucu parça (0°, 12,45 N ve 20°, 12,11 N) sergiler. 1 yıllık okluzal yükleme ve takma/çıkarma siklusları sonrasında, 0° açılı örneklerde en yüksek tutuculuk kuvvet değerine (43,80 N) PEKK/yüksek tutucu parça ve 20° açılı olan örneklerde ise en yüksek tutuculuk kuvvet değerine (43,84 N) PEKK/orta tutucu parça sahiptir. 1 yıllık okluzal yükleme ve takma/çıkarma siklusları sonrasında, 0° ve 20° açılı örneklerde, en düşük tutuculuk kuvvet değerine, PEKK/çok düşük tutucu parça (0°, 12,83 N ve 20°, 15,52 N) sahiptir. Çalışmanın sonucunda, klinik olarak açılı implantların yerleştirildiği vakalarda PEKK tutucu parçaların kullanımı önerilir. Ayrıca, test edilen tutucu sistemlerin tutuculuk kuvvet değerlerinin 12,11 N ve 69,87 N arasında olduğu ve bu değerlerin klinik olarak kabul edilebilir oranda olduğu belirtilir (Choi ve ark., 2018).

Bu tez çalışmasında kullanılan Novaloc tutucu sisteme ait matriks yapı, PEEK yapıdadır ve PEEK materyali ile PEKK materyali benzer özelliklere sahiptir. Literatürde Novaloc tutucu sistemin kullanıldığı çalışmalar oldukça sınırlıdır. Bu nedenle mekanik özellikleri ve tasarımları yakın olan CM-LOC ile benzer özellikler gösterdiği düşünülerek değerlendirme yapıldı. Bu tez çalışmasında, Choi ve ark. (2018) tarafından yapılan çalışmaya benzer şekilde, implantların paralel yerleştirildiği CM-LOC tutucu sistemin başlangıç tutuculuk kuvvet değerlerine yakın değerler, implantların 22 mm mesafe ile yerleştirildiği durumda elde edildi ve Novaloc/yeşil PEEK matriks grubunun başlangıç tutuculuk kuvvet değeri **48 N**, Novaloc/sarı PEEK matriks grubunun başlangıç tutuculuk kuvvet değeri **32,12 N** ve Novaloc/beyaz PEEK matriks grubunun başlangıç tutuculuk kuvvet değeri ise **18,15 N** olarak tespit edildi. Choi ve ark. (2018) tarafından yapılan çalışmada, 1 yıllık okluzal yükleme ve takma/çıkarma siklusları sonrasında, 0° ve 20° açılı olan iki gruptaki örneklerde sırası ile 12,83 N ve 15,52 N tutuculuk kuvvet değerleri ile, PEKK/çok düşük tutucu parça en düşük tutuculuğa sahiptir. Aynı tutucu sisteme ait, farklı tutuculuk kuvvet değerlerine sahip tutucu parçaların, farklı mesafe ve sürelerde tutuculuklarının değerlendirildiği bu tez çalışmasının bulgularına göre; 11 mm ve 22 mm implantlar arası mesafeye sahip gruplarda, başlangıç (11 mm, **10,92 N** ve 22 mm, **18,15 N**) ve 2 yıllık takma/çıkarma siklusu sonrasında (11 mm, **4,4 N** ve 22 mm, **6,92 N**) en düşük tutuculuk kuvvet değerlerine Novaloc/beyaz PEEK matriks tutucu sistem sahiptir. Choi ve ark. (2018) tarafından yapılan çalışmada en yüksek başlangıç tutuculuk kuvvet değerine ise, 0° ve 20° açılı örneklerde, sırası ile 69,86 N ve 56,87 N kuvvet değerleri ile, Locator naylon/yüksek tutucu sistem sahiptir. Bu tez çalışmasında, 11 mm ve 22 mm implantlar arası mesafeye sahip gruplarda, en yüksek başlangıç tutuculuk kuvvet değerine ise, **48 N** tutuculuk kuvvet değeri ile, Novaloc/yeşil PEEK matriks grubu sahiptir.

Kullanılan implant sayısı, açıları, tutucu sistem tasarımı ve üretildiği materyal, dayanak yükseklikleri, tutucular arasındaki mesafe, testlerin yapıldığı *in-vitro* şartlardaki farklılık, ortam koşulları, kullanılan makinelerin cinsi ve kullanılan yöntem çalışmaların sonuçlarında farklılıklara sebep olmaktadır. Bu değişkenler

dikkate alındığında, benzer tutucu sistemlerde bile, farklı sonuçlar elde edilebilir. Bu nedenle, bu tez çalışmasında kullanılan tutucu sistemlerin farklı olması, test için farklı cihazların kullanılması ve diğer *in-vitro* şartlardaki farklılıkların, sonuçların farklı olmasına neden olduğu düşünülmektedir.

Maniewicz ve ark. (2020) tarafından yapılan *in-vitro* çalışmada, dört farklı açı ile yerleştirilen, üç yeni splintlenmeyen tutucu sistemin (Novaloc, Locator R-Tx ve CM-LOC/CM-LOC FLEX) tutuculuk kuvvet değerleri karşılaştırılmış. İmplantlar polivinil klorürden (PVC) hazırlanan bloklara, aralarında 20 mm mesafe ve 0°, 20°, 40° ve 60° açı ile yerleştirilmiş (n=10). Örneklere, Universal Test Cihazında 10000 siklus uygulanmış ve ortalama tutuculuk kuvvetleri 10, 100, 1000, 5000 ve 10000 siklusları için hesaplanmış. Çalışmada 1 mm ve 2 mm dişeti yüksekliğine sahip Novaloc tutucu sistem için, klinikte yaygın olarak tercih edilen, kuvvet değeri “orta” (sarı, 1200 g) PEEK matriks, 1 mm dişeti yüksekliğine sahip Locator R-Tx tutucu sistem için ‘pembe’ renk kodlu tutucu parça ve 1 mm dişeti yüksekliğine sahip CM-LOC FLEX tutucu sistem için kuvvet değeri “düşük” (kırmızı, 1200 g,) tutucu parça tercih edilmiş. Çalışma sırasında, Locator R-Tx ve CM-LOC tutucu sistemlerde ciddi bir komplikasyon gözlenmediği, Novaloc tutucu sistemde ise örneklerin iki tanesinde keplerin gevşediği ve üç örnekte de tutucu parçaların test sırasında bükülmesi sonucu hasar gördüğü belirtilmiş. Çalışmada değerlendirilen Novaloc ve CM-LOC tutucu sistemlerin başlangıç tutuculuk kuvvetleri, üreticiler tarafından belirtilen kuvvet (1200 g = 11,78 N) ile karşılaştırılmış ve paralel implantlar için, başlangıç tutuculuk kuvvet değerleri ile firma tarafından belirtilen değerler arasındaki fark, Novaloc ve CM-LOC için sırasıyla $+17,06 \text{ N} \pm 15,5 \text{ N}$ ve $+29,14 \text{ N} \pm 9,2 \text{ N}$ olarak tespit edilmiş. Locator R-Tx için tutuculuk kuvveti değerleri üretici firma tarafından belirtilmediği için Locator R-Tx için karşılaştırma yapılamadığı belirtilmiş. Çalışmada test edilen Locator R-Tx, şu anda Locator Legacy olarak adlandırılan ve birçok çalışmada kapsamlı şekilde incelenen önceki Locator sistemi ile benzer bir davranışa sahip olduğu görülür. İmplantların paralel yerleştirildiği örneklerde, Locator R-Tx 10000 siklustan sonra tutuculuk kuvvetinde önemli ölçüde azalma göstermediği ve implantların açılı yerleştirildiği örneklerde, 5000 siklustan önce tutuculuk kuvvetinde

önemli bir düşüş kaydedilmediği belirtilmiş. Çalışmadaki diğer bulgulara göre, 10000 takma/çıkarma sikluslarından sonra, hem Locator R-Tx hem de Novaloc tutucu sistemleri için ölçülen en düşük tutuculuk kuvvetleri, sırasıyla 11,8 N ve 29,1 N ile 60° açılı grupta, CM-LOC tutucu sistemde ise en düşük tutuculuk kuvvet değeri, 25,8 N ile 40° açılı grupta bulunmuş. Test edilen üç tutucu sistemin tamamının, çok açılı implant yerleştirmesinin olduğu durumlarda ve yaklaşık 10 yılı simüle eden klinik kullanımda bile yeterli tutuculuğu sağladığı belirtilmiş. Yapılan çalışmada test edilen üç tutucu sistemden Novaloc tutucu sistemin, en yüksek tutuculuk kuvvet değeri 1000 siklus sonra ortaya çıktığı ve tüm test süresi boyunca başlangıç seviyesinde veya daha yüksek tutuculuk kuvvetlerine sahip olduğu gözlenmiş. Çok açılı implantların test edildiği örneklerde bile, test edilen üç tutucu sistem içinde CM-LOC, en tutarlı tutuculuk kuvvetleri sergilemiş ve tutuculuk kuvvet değerleri ancak çok fazla sayıda siklustan sonra etkilenmiş.

Bu tez çalışmasında, Maniewicz ve ark. (2020) tarafından yapılan çalışmaya benzer şekilde 2 mm dişeti yüksekliğine sahip, splintlenmeyen, Novaloc/sarı PEEK matriks tutucu sistem kullanıldı; buna ilaveten, Novaloc/beyaz ve Novaloc/yeşil renk matriks gruplarının da tutuculuk kuvvetleri değerlendirildi. Bu tez çalışmasında, Maniewicz ve ark. (2020) tarafından yapılan çalışmanın bulgularına benzer şekilde, Novaloc/sarı PEEK matriksin başlangıç tutuculuk kuvvet değerleri, firma tarafından belirtilen yaklaşık tutuculuk kuvveti değerinden (1200 g = 11,78 N) daha yüksek bulundu (11 mm, **18 N** ve 22 mm, **32,12 N**). Maniewicz ve ark. (2020) tarafından yapılan çalışmada simüle edilen yaklaşık 10 yıllık klinik kullanım sonrasında, Novaloc tutucu sistemin başlangıç tutuculuk kuvvet değerinde belirgin tutuculuk/retansiyon kaybı olmadığı rapor edilir. Bu tez çalışmasında ise tüm gruplar için, en yüksek tutuculuk kuvvet değerleri başlangıçta elde edildi ve farklı olarak, 2 yılı simüle eden kullanım sonrası meydana gelen tutuculuk kaybı, istatistiksel anlamlı bulundu. Sonuçlardaki farklılık, *in-vitro* şartların farklı olması ve test için kullanılan cihazların farklı olması ile açıklanabilir.

Passia ve ark. (2016) tarafından yapılan çalışmada, overdenture uygulamalarında rezin matrikse sahip tutucu sistemlerin (PEKK matrikse sahip CM-LOC ve polietilen matrikse sahip Locator tutucu sistem) tutuculuk kuvvetleri değerlendirilmiş. Her iki tutucu sistemde, benzer tutucu kuvvet değerine (18 N, üretici firmaya göre) sahip matriks kullanılmış. Hazırlanan örneklerle, 30000 takma/çıkarma siklusu, bilgisayar kontrollü çift eksenli çiğneme simülatöründe gerçekleştirilmiş. Testlerin, ağız içi koşulları simüle etmesi için, oda sıcaklığında ($20^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$) su içinde gerçekleştirilmiş. Her takma hareketinden sonra, çiğneme kuvvetlerinin simüle edilmesi için, tutucu sistemden 12 mm uzaklıktan, örneklerle 100 N ile eksentrik okluzal yükleme yapılmış. 10, 100, 200, 500, 1000, 2000, 5000, 10000, 20000 ve 30000 siklustan sonra örneklerin tutuculuk kuvvetleri analiz edilmiş.

Passia ve ark. (2016) tarafından yapılan çalışmanın sonuçlarına göre, tutucu sistemlerin başlangıçtaki tutuculuk kuvvet değerleri, 0° açılı gruplarda 22,5 N (PEKK) ve 21,5 N (PE) ve 20° açılı gruplar ise, daha yüksek kuvvet değerlerine 27,4 N (PEEK) ve 24,4 N (PE) sahiptir. 30000 takma/çıkarma siklusundan sonra, 0° açılı grupta PEKK matriksin başlangıç tutuculuk kuvvet değerinin %32'sini ve 20° açılı grupta ise %44'ünü kaybettiği tespit edilmiş. PE matriksinin olduğu gruplarda ise, başlangıç tutuculuk kuvvet değerine göre, 0° açı ile yerleştirilen grupta yaklaşık %66, 20° açı ile yerleştirilen grupta %75 oranında tutuculuk kaybı olduğu belirtilmiş. Her iki tutucu sistemde de zamanla 20° açılı gruplarda, 0° açılı gruplara göre daha erken meydana gelen, belirgin tutuculuk kaybı gözlenmiş. Bu tez çalışmasında, Passia ve ark. (2016) tarafından yapılan çalışma ile benzer şekilde takma/çıkarma siklusları çiğneme simülatöründe yapıldı, farklı olarak okluzal yükleme yapılmadı. Ayrıca, Passia ve ark. (2016) tarafından yapılan çalışma ile benzer şekilde, 2 yılı simüle eden takma/çıkarma siklus testi sonrası meydana gelen tutuculuk kaybı, istatistiksel anlamlı bulundu.

Arnold ve ark. (2020) tarafından yapılan *in-vitro* çalışmada, 3 mm dişeti yüksekliğine sahip, biri Locator diğeri Novaloc, iki farklı splintlenmeyen tutucu

sistem, 5 farklı açı (0° , 5° , 10° , 15° , 20°) ile yerleştirildikten sonra, 10000 takma/çıkarma ve 5000 ısısal değişim testi (5°C ile 55°C) sonucu elde edilen tutuculuk kuvvet değerleri karşılaştırılmış. Locator tutucu sistem söz konusu olduğunda, standart dayanak (0°), 5 farklı açı ($0^\circ/0^\circ$, $0^\circ/5^\circ$, $0^\circ/10^\circ$, $0^\circ/15^\circ$, $0^\circ/20^\circ$) ile yerleştirilmiş; $0^\circ/0^\circ$, $0^\circ/5^\circ$, $0^\circ/10^\circ$ ile yerleştirilen grupta pembe renk kodlu, $0^\circ/15^\circ$, $0^\circ/20^\circ$ ile yerleştirilen grupta turuncu renk kodlu tutucu üst yapı kullanılmış. Novaloc tutucu sistem söz konusu olduğunda, standart dayanak (0°), 5 farklı açı ($0^\circ/0^\circ$, $0^\circ/5^\circ$, $0^\circ/10^\circ$, $0^\circ/15^\circ$, $0^\circ/20^\circ$) ile; 15° açılı dayanak, 2 farklı açı ($15^\circ/15^\circ$, $15^\circ/20^\circ$) ile yerleştirilmiş ve tüm test gruplarında ($n=8$), sarı renk kodlu tutucu üst yapı kullanılmış. Test gruplarının başlangıç tutuculuk kuvvet değerleri elde edildikten sonra, test gruplarına biri takma/çıkarma diğeri ısısal değişim testi olan iki farklı yapay yaşlandırma işlemi uygulanmış. Çiğneme simülöründe, 10000 takma/çıkarma siklusu uygulama sırasında her 100, 200, 500, 1000, 5000 ve 10000 siklus sonunda örnekler çiğneme simülöründen uzaklaştırılmış ve Universal Test Cihazında tutuculuk kuvvet değerleri ölçülmüş.

Çalışmanın bulgularına göre, tutucu sistemlerin (Locator ve Novaloc), yerleştirme açılarından bağımsız olarak renk kodlarına göre, en yüksek ve en düşük başlangıç tutuculuk kuvvet değeri sırasıyla Locator/pembe ($19,39 \text{ N} \pm 8,10 \text{ N}$) ve Novaloc/sarı ($8,57 \text{ N} \pm 0,99 \text{ N}$) tutucu sistemde tespit edilmiş. Locator/pembe tutucu sistem için, üretici firma tarafından belirtilen başlangıç tutuculuk kuvvet değeri $13,34 \text{ N}$ iken, araştırmada elde edilen değer, %45,35 daha yüksek, $19,39 \text{ N}$ 'dur. Locator/turuncu tutucu sistem için, üretici firma tarafından belirtilen başlangıç tutuculuk kuvvet değeri $8,90 \text{ N}$ iken, araştırmada elde edilen değer, birbirine benzer, $8,8 \text{ N}$ 'dur. Novaloc/sarı tutucu sistem için, üretici firma tarafından belirtilen tutuculuk kuvvet değeri $12,01 \text{ N}$ iken, araştırmada elde edilen değer, %28,64 daha düşük, $8,57 \text{ N}$ 'dur. Tutucu sistemin yerleştirildiği açılardan bağımsız, 10000 takma/çıkarma işlemi sonrasında, en yüksek ve en düşük tutuculuk kuvvet değerleri sırasıyla Locator/pembe ($6,46 \text{ N} \pm 2,62 \text{ N}$) ve Locator/turuncu ($0,96 \text{ N} \pm 1,03 \text{ N}$) tutucu sistemde tespit edilmiş ve Novaloc/sarı tutucu sistem için tutuculuk kuvvet değeri $6,33 \text{ N} \pm 0,74 \text{ N}$ saptanmış. Başlangıç tutuculuk kuvvet değerlerindeki azalma

oranı (%); Locator/pembe, Locator/turuncu ve Novaloc/sarı tutucu sistemler için sırasıyla %66, %89 ve %26 bulunmuş.

Ayrıca, Novaloc/sarı düz dayanakların 0°, 5°, 10°, 15°, 20° açı ile yerleştirildiği gruplarda, 10000 takma/çıkarma siklusundan sonra elde edilen tutuculuk kuvvet değerleri sırasıyla; 7,06 N, 6,73 N, 6,48 N, 5,95 N ve 5,89 N'dur. Novaloc/sarı 15° açılı dayanakların 15° ve 20° açı ile yerleştirildiği gruplarda ise, 10000 takma/çıkarma siklusundan sonra elde edilen tutuculuk kuvvet değerleri sırasıyla; 6,15 N ve 6,07 N'dur. Locator/pembe düz dayanakların 0°, 5°, 10° açı ile yerleştirildiği gruplarda, 10000 takma/çıkarma siklusundan sonra elde edilen tutuculuk kuvvet değerleri sırasıyla; 7,83 N, 4,42 N ve 7,11 N'dur. Locator/turuncu düz dayanakların 15° ve 20° açı ile yerleştirildiği gruplarda ise, 10000 takma/çıkarma siklusundan sonra elde edilen tutuculuk kuvvet değerleri sırasıyla; 1,52 N ve 0,39 N'dur. Çalışma, 9 yıldan daha fazla klinik kullanım süresinin simüle etmekte ve test edilen tüm tutucu sistemlerde zaman bağlı aşınma gözlenmektedir.

Bu tez çalışmasında, 2 mm dişeti yüksekliğine sahip düz dayanak, 2 farklı mesafe (11 mm ve 22 mm) ile yerleştirilen, 3 farklı renk kodu (Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı ve Novaloc/yeşil) ile tutuculuk sağlayan üst yapıların tutuculuk kuvvet değerleri incelendi. Arnold ve ark. (2020) tarafından yapılan çalışmada, Novaloc/sarı PEEK matriks grubunda başlangıç tutuculuk kuvvet değeri ($8,57 \text{ N} \pm 0,99 \text{ N}$), bu tez çalışmasında Novaloc/sarı PEEK matriks sonuçları ile karşılaştırıldı. Tez çalışmasında Novaloc/sarı PEEK matriksin başlangıç tutuculuk kuvvet değerleri (11 mm, **$18,00 \text{ N} \pm 0,59 \text{ N}$** ve 22 mm, **$32,12 \text{ N} \pm 0,35 \text{ N}$**), Arnold ve ark. (2020) tarafından yapılan çalışmada tespit edilen başlangıç tutuculuk kuvvet değerinden ($8,57 \text{ N} \pm 0,99 \text{ N}$) ve firma tarafından belirtilen yaklaşık tutuculuk kuvveti değerinden (1200 g~12 N) daha yüksek bulundu. Üretici firma tarafından belirtilen tutuculuk kuvvet değerleri rehber değerlerdir ve test parametrelerine bağlı olarak önemli ölçüde değişebilir. Tez çalışmasında elde edilen yüksek başlangıç tutuculuk kuvvet değerlerinin nedeni, farklı mesafede yerleştirilen iki adet implant analoğu ile açıklanabilir. Arnold ve ark. (2020) tek implant analoğu üzerinde çalışmışlardır.

Wichmann ve ark. (2020) tarafından yapılan *in-vitro* çalışmada, iki farklı açı ile (0°, 15°) yerleştirilen, 3 farklı splintlenmeyen tutucu sistem (Novaloc, CM-LOC ve Locator R-Tx) tutuculuk kuvvet değerleri karşılaştırılmış. Test grupları; Locator R-Tx 0°/0°, Locator R-Tx 0°/15°, CM LOC 0°/0°, CM LOC 0°/15°, Novaloc 0°/0°, Novaloc 0°/15°, Novaloc 15°/15° şeklinde belirlenmiş (n=8). Tüm gruplara, 8 üniteli çiğneme simülatöründe 30000 takma/çıkarma siklusu uygulanmış. Test edilen tutucu sistemlerin tutuculuk kuvvet değerlerinin karşılaştırılabilmesi için, üretici firma tarafından ~12 N olarak belirtilen tutucu parçalar (Novaloc/sarı PEEK, CM-LOC/kırmızı PEKK ve Locator R-Tx/pembe naylon tutucu parça) tercih edilmiş ve Novaloc tutucu sistemde düz ve 15° açılı; CM-LOC ve Locator R-Tx tutucu sistemlerde düz dayanaklar kullanılmış. Örneklere, çiğneme simülatöründe dikey olarak paralel hareketler gerçekleştirilerek, posterior çiğneme kuvvetlerini simüle etmek için, oda sıcaklığında (20°C ± 2°C) su içinde 12 mm'lik bir mesafede 100 N ile eksantrik yükleme yapılmış. Veriler, 10, 100, 200, 500, 1000, 2000, 5000, 10000, 20000 ve 30000 takma/çıkarma sikluslarından sonra analiz edilmiş. Çalışmadan elde edilen bulgulara göre, 30000 takma/çıkarma siklusu sonunda Novaloc/PEEK 0°/0°, 0°/15° ve 15°/15° grupları için sırasıyla; 11,9 N, 12,0 N ve 12,3 N; CM-LOC/PEKK 0°/0° ve 0°/15° grupları için sırasıyla; 10,3 N, 9,0 N ve Locator R-Tx/naylon 0°/0° ve 0°/15° grupları için sırasıyla; 3,5 N ve 5,2 N'dur. Buna göre, 30000 takma/çıkarma siklusu sonunda, Novaloc/PEEK 0°/0° ve 15°/15° grupları dışında, tüm tutucu sistemlerin başlangıç tutuculuk kuvvet değerlerindeki azalma istatistiksel anlamlı bulunmuş. 30000 takma/çıkarma siklusu sonunda, başlangıç tutuculuk kuvvet değerine göre Locator R-Tx/naylon 0°/0° tutucu sistemde %71 azalma oranı ile en fazla azalma görülürken; Novaloc/PEEK 0°/0° tutucu sistemde %29 azalma oranı ile en düşük azalma tespit edilmiş. İmplantların dik veya 15° açı ile yerleştirilmesinin, test edilen üç tutucu sistemden herhangi birinin tutuculuk kuvvet değerine etkisi, istatistiksel anlamlı fark yaratmamış. Ayrıca, okluzal yükleme ve takma/çıkarma siklusları sonrasında, tutucu sisteme ait patriks ve matriks parçalarında meydana gelen aşınma ve deformasyonlar yüzey tarama elektron mikroskopunda (Scannig Electron Microscope=SEM) görüntülenmiş. İncelenen görüntülerde, patriks

parçalarda aşınma izlenmezken, matriks yüzeylerinde daha fazla aşınma ve yüzey deformasyonu görülmüş.

Bu tez çalışmasında, Wichmann ve ark. (2020) tarafından yapılan çalışmaya benzer şekilde kullanıma yeni sunulan ve sınırlı sayıda çalışma bulunan, splintlenmeyen, Novaloc tutucu sistem üzerinde gerçekleştirildi. Çalışmada benzer şekilde Novaloc/sarı PEEK matriks kullanıldı ve farklı olarak Novaloc/beyaz ve Novaloc/yeşil renk matriks gruplarının da tutuculuk kuvvetleri değerlendirildi. Bu tez çalışmasında, sadece Novaloc düz dayanaklar (2 mm dişeti yüksekliği) kullanıldı ve akrilik bloklara, 2 farklı mesafede (11 mm ve 22 mm), paralel şekilde yerleştirildi. Örneklere, Wichmann ve ark. (2020) tarafından yapılan çalışmaya benzer şekilde çiğneme simülatöründe takma/çıkarma siklusu uygulandı ancak, farklı olarak okluzal yükleme yapılmadı. Wichmann ve ark. (2020) tarafından yapılan çalışmada, yaklaşık 30 yıllık klinik kullanım simüle edilmiş, bu tez çalışmasında ise 2 yıl klinik kullanım simüle edildi. Wichmann ve ark. (2020) tarafından yapılan çalışmada simüle edilen yaklaşık 30 yıllık klinik kullanım sonrasında, Novaloc/PEEK 0°/0° tutucu sistemde başlangıç tutuculuk kuvvet değerinde %29 oranında tutuculuk/retansiyon kaybı olduğu, ancak bu azalmanın istatistiksel anlamlı olmadığı görülür. Bu tez çalışmasında ise, 2 yıl *in-vitro* klinik kullanım (2880 takma/çıkarma siklusu) sonunda tutuculuk kuvvet değerlerinin (11 mm, **5,05 N ± 0,23 N** ve 22 mm, **11,12 N ± 0,50 N**), başlangıç tutuculuk kuvvet değerlerine (11 mm, **18,00 N ± 0,59 N** ve 22 mm, **32,12 N ± 0,35 N**) göre azalma oranı, implantlar arası mesafe 11 mm ve 22 mm Novaloc/sarı renk matriks grupları için sırasıyla **%71,94** ve **%65,87**'dir. Bu azalmalar istatistiksel anlamlıdır. Sonuçlardaki bu farklılık, her iki çalışmadaki test parametrelerinin farklı olması ile açıklanabilir.

İmplant destekli overdenture uygulamalarında, tutucu sistemlerin *in-vivo* ve *in-vitro* şartlarda değerlendirildiği çok sayıda çalışma mevcuttur. Çalışma yapılan ortamın şartları, çalışma sonuçlarında farklılıklara neden olabilmektedir. Çiğneme sırasında ve parafonksiyonel hareketler sonucu oluşan, horizontal ve oblik kuvvetler *in-vitro* şartlarda tam olarak taklit edilemez. Ağız ortamında, tutucu sistemlerin

tutuculuk kuvvet değerlerinin, ekstra yüklere neden olabilecek yumuşak doku esnekliğinden etkilendiği belirtilir (Evtimovska ve ark., 2009). Ağız içi ortamın tam olarak simüle edilememesi, tükürük, sıcaklık gibi faktörlerin de sağlanamaması *in-vitro* şartların sınırlılıklarıdır (Botega ve ark., 2004). Ağız içi ortamın simüle edilebilmesi için, Choi ve ark. (2018) tarafından yapılan çalışmada, 37°C sıcaklığında deiyonize su, Doukas ve ark. (2008) ve Fromentin ve ark. (2010) tarafından yapılan çalışmalarda, 37°C sıcaklığında distile su, Rutkunas ve ark. (2007) tarafından yapılan çalışmada, 37°C sıcaklığında demineralize su, Botega ve ark. (2004) tarafından 37°C sıcaklığında yapay tükürük, Kobayashi ve ark. (2014) tarafından yapılan çalışmada, 22°C sıcaklığında %0,9 izotonik NaCl içeren yapay tükürük kullanıldığı görülür. Yapay tükürük solüsyonlarının farklı bileşimlerinin kullanıldığı *in-vitro* deneylerde, farklı sonuçlar görüldüğü (Bayer ve ark., 2011) ve *in-vitro* deneyler için uygun yapay tükürük bileşiminin henüz standardize edilmediği belirtilir (Kobayashi ve ark., 2014). Yapılan çalışmalarda, protez temizleme solüsyonlarının tutucu sistemlerin tutuculuğunu etkilediği bildirilir (Varghese ve ark., 2007). Varghese ve ark. (2007) tarafından yapılan çalışmada, protez temizliği için kullanılan sodyum hipoklorit solüsyonunun, Hader bar tutucu sistemde klipslerin tutuculuğunu etkilediği belirtilir. *In-vitro* şartlarda gerçekleştirilen bu tez çalışmasının sınırlılıkları, tükürük, çiğneme kuvveti ve dişsiz arkın anatomisi gibi ağız içi koşulların simüle edilememesidir. Ayrıca, örneklere çiğneme simülatöründe okluzal yükleme yapılmadan, kuru ortamda takma/çıkarma siklusları yapıldı ve protezin düzenli temizlenmesinin, tutucu sistemler üzerindeki etkisi dikkate alınmadı.

Overdenture uygulamalarında fonksiyon sırasında, protezin stabilizasyonu için gerekli minimum tutuculuk kuvvetinin 5-7 N olması önerilir (Abi Nader ve ark., 2011; Salehi ve ark., 2019 ve Turk ve ark., 2014). Scherer ve ark. (2013) protez için uygun tutuculuk kuvvet değerinin 8-10 N olduğunu belirtir. Sadig (2009) ve Trakas ve ark. (2006) tarafından hasta memnuniyeti için gerekli minimum tutuculuk kuvvetinin 8-20 N arasında değiştiği bildirilir. Overdenture uygulamalarında, tutucu sistemlerin değerlendirildiği çalışmalar ile ilgili sonuçlarda, değerlendirilen tutucu

sistemlerin aşınma ve tutuculuk kuvvet değerleri farklılıklar gösterdiği gibi, birçok çalışmada aynı tutucu sistem için başlangıç tutuculuk kuvvet değerinde bile farklılıklar olduğu görülür. Çalışmalarda kullanılan implant sayısı, implantların birbiriyle olan açılanmaları, implantlar arası mesafe, tutucu sistemin çapı, yüksekliği ve hacmi, tutucu sistemin yapıldığı materyal, tutucu sistem tasarımı, çalışmanın yapıldığı makinelerin cinsi, uygulanan kuvvetlerin yönü, deneyin yapıldığı *in-vitro* şartlar ve deneyin yöntemi yapılan çalışmalarda pek çok farklılığa sebep olmaktadır.

Bu tez çalışmasında elde edilen bulgulara göre, implantlar arası mesafenin 11 mm olduğu Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı, Novaloc/yeşil PEEK matriks grupların, başlangıç değerleri sırası ile **10,92 N $\pm$ 0,30 N, 18,00 N $\pm$ 0,59 N, 30,27 N $\pm$ 0,43 N** ve implantlar arası mesafenin 22 mm olduğu Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı, Novaloc/yeşil PEEK matriks gruplarında, başlangıç tutuculuk kuvvet değerleri, sırası ile **18,15 N $\pm$ 1,07 N, 32,12 N $\pm$ 0,35 N, 48,00 N $\pm$ 0,30 N**'dur ve protezin stabilizasyonu için gerekli olan, Abi Nader ve ark. (2011), Turk ve ark. (2014), Salehi ve ark. (2019) tarafından belirtilen 5-7 N'luk minimum tutuculuk kuvvetinden daha yüksektir. Sadece implantlar arası mesafenin 11 mm olduğu Novaloc/beyaz renk PEEK matriks grubunun, 2 yılı simüle eden siklus testi sonunda sahip olduğu **4,44 N $\pm$ 0,22 N** tutuculuk kuvvet değerinin, gerekli minimum 5-7 N olan tutuculuk kuvvetinden az olduğu görülür. Diğer tüm grupların, 2 yıl sonunda sahip olduğu tutuculuk kuvvet değerleri, tutuculuk için gerekli minimum değerin (5-7 N) üzerinde olduğu görülür. İmplantların 11 mm mesafe ile yerleştirildiği Novaloc/sarı ve Novaloc/yeşil renk PEEK matriks gruplarında 2 yıl sonunda elde edilen tutuculuk kuvvet değerleri sırasıyla; **5,05 N $\pm$ 0,23 N** ve **11,35 N $\pm$ 0,59 N** ve implantların 22 mm mesafe ile yerleştirildiği Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı ve Novaloc/yeşil renk PEEK matriks gruplarında ise, 2 yıl sonunda elde edilen tutuculuk kuvvet değerleri, implantların 11 mm ile yerleştirildiği grupların tutuculuk kuvvet değerlerinden daha büyüktür ve sırası ile **6,92 N $\pm$ 0,27 N, 11,12 N $\pm$ 0,50 N** ve **21,09 N $\pm$ 0,45 N**'dur.

İmplant destekli overdenture uygulamalarında, tutuculuk kuvveti değerleri hasta memnuniyeti ile yakından ilişkilidir. Bundan dolayı tutuculuk kuvvetleri,

protezin stabilitesi için gerekli tutuculuk kuvvetine sahip olmalıdır. İmplant destekli overdenture uygulamaları için tutucu seçimi oldukça önemlidir ve seçilen tutucu sistem, ağız ortamında tutuculuğunu uzun süre korumalı, hem hekim hem de hasta açısından memnun edici olmalıdır.



5. SONUÇ ve ÖNERİLER

Alt çene iki implant destekli hareketli protez (overdenture) uygulamalarında, implantlar arası mesafenin, tutuculuğa etkisinin, farklı sürelerde ve farklı tutuculuk özelliklerinde değerlendirildiği bu tez çalışmasına göre:

1. Alt çene iki implant destekli overdenture uygulamalarında, implantlar arası mesafe, tutucu sistemlerin tutuculuk kuvvetlerine etki eder. İmplantlar arası mesafe 11 mm'den 22 mm'ye arttırıldığında, tutuculuk kuvvet değerlerindeki artış istatistiksel anlamlıdır. İmplantlar arası mesafenin 22 mm olduğu durumda, renk kodlarına bağlı farklı tutuculuk kuvvet değerlerine sahip Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı, Novaloc/yeşil matriks gruplarında başlangıç tutuculuk kuvvet değerleri, sırasıyla; **18,15 N**, **32,12 N** ve **48 N** tespit edildi. İmplantlar arası mesafenin 11 mm olduğu durumda, renk kodlarına bağlı farklı tutuculuk kuvvet değerlerine sahip Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı, Novaloc/yeşil matriks gruplarında, başlangıç tutuculuk kuvvet değerleri sırasıyla; **10,92 N**, **18 N** ve **30,27 N** tespit edildi. Bu nedenle, implant destekli overdenture uygulamalarında yüksek tutuculuk elde edilmesi için, implantlar arası mesafenin, interforaminal mesafenin imkan verdiği ölçüde geniş olması önerilir.
2. Alt çene, anterior bölgede aşırı kemik kaybı gibi anatomik sınırlılıkların olduğu klinik durumda, implantlar arası mesafe 22 mm ile yerleştirilemediğinde, implantlar arası mesafe 11 mm ile yerleştirilebilir. Bu durumda, hastaya implantlar uygulanmadan önce protez tutuculuk kuvvet değerinin yüksek olmayacağı bildirilmelidir. Diş hekimi ve hastanın protezden tutuculuk beklentisine göre tutucu matriks yapıya karar verilmelidir. Diş hekimi ve hastanın protezden tutuculuk beklentisi yüksek değil ise, en düşük tutuculuk kuvvet değerine sahip Novaloc/beyaz matriks yapı ile protez kullanımına başlanmalıdır. Hastanın protezden tutuculuk

beklentisi fazla ise en yüksek tutuculuk kuvvetine sahip Novaloc/yeşil matriks yapı tercih edilir.

3. İki implant destekli overdenture tasarımının, takma/çıkarma işlemine bağlı, 2 yıllık klinik kullanım süresi söz konusu olduğunda:

a. İmplantlar arası mesafenin 22 mm olduğu durumda, renk kodlarına bağlı farklı tutuculuk kuvvet değerlerine sahip Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı, Novaloc/yeşil matriks gruplarında, 2 yıl klinik kullanım sonunda tutuculuk kuvvet değerleri sırasıyla; **6,92 N**, **11,12 N** ve **21,09 N** tespit edildi. 2 yıl klinik kullanım sonunda, en yüksek tutuculuk kuvvet değeri, Novaloc/yeşil renk matriks grubuna aittir. Hastaların periyodik randevularına gelemeyeceği ve uzun süreli tutuculuk istenilen durumlarda, tutuculuk kuvvet değeri en yüksek olan Novaloc/yeşil renk matriks grubu tercih edilmelidir. Ancak, hasta periyodik kontrol randevularına gelebilecek ise en düşük tutuculuk kuvvet değerine sahip Novaloc/beyaz matriks yapı ile protez kullanımına başlanmalıdır. Diş hekimi ve hastanın beklentisine göre veya protez tutuculuk kuvvet değerinin kademeli olarak artırılması için, sırasıyla tutuculuğu yüksek ve daha yüksek olan Novaloc/sarı ve Novaloc/yeşil matriks yapılar uygulanmalıdır.

b. İmplantlar arası mesafenin 11 mm olduğu durumda, renk kodlarına bağlı farklı tutuculuk kuvvet değerlerine sahip Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı, Novaloc/yeşil matriks gruplarında, tutuculuk kuvvet değerleri sırasıyla; **4,44 N**, **5,05 N** ve **11,35 N** tespit edildi. 2 yıl klinik kullanım sonunda, en yüksek tutuculuk kuvvet değeri, Novaloc/yeşil renk matriks grubuna aittir. Hastaların periyodik kontrol randevularına gelemeyeceği ve uzun süreli tutuculuk istenilen durumlarda, tutuculuk kuvvet değeri en yüksek olan Novaloc/yeşil renk matriks grubu tercih edilmelidir. Ancak, hasta periyodik kontrol randevularına gelebilecek ise en düşük tutuculuk kuvvet değerine sahip Novaloc/beyaz matriks yapı ile protez kullanımına başlanmalıdır. Diş hekiminin ve hastanın beklentisine göre veya protez

tutuculuk kuvvet değerin kademeli arttırılması için, sırasıyla tutuculuğu yüksek ve daha yüksek olan Novaloc/sarı ve Novaloc/yeşil matriks yapılar uygulanmalıdır.

4. Alt çene iki implant destekli overdenture uygulamalarında implantlar arası mesafe 11 mm veya 22 mm olmasına bağlı olmaksızın, farklı renk kodlarına sahip matriks grupları farklı tutuculuk kuvvet değerlerine sahiptir. Tutuculuk kuvvet değerleri bakımından istatistiksel anlamlı derecede fark vardır. Buna göre, Novaloc/yeşil renk matriks gruplarının başlangıç, 3.ay, 6.ay, 9.ay, 1.yıl ve 2.yıl tutuculuk kuvvet değerleri, Novaloc/beyaz ve Novaloc/sarı renk matriks gruplarına göre; Novaloc/sarı renk matriks gruplarının tutuculuk kuvvet değerleri ise beyaz renk matriks gruplarına göre daha yüksektir. Hastanın protez tutuculuk beklentisinin karşılanması için, protez kullanımına en düşük tutuculuk kuvvet değerine sahip Novaloc/beyaz matriks yapı grubu ile başlanmalı, kullanım süresine bağlı matriks yapının tutuculuk kuvvet değerini kaybettiği durumlarda ve protez tutuculuk kuvvet değerinin kademeli olarak arttırılması için tutuculuğu yüksek ve daha yüksek olan Novaloc/sarı ve Novaloc/yeşil matriks yapı uygulamalarına geçilmelidir.
5. Gerçekleştirilen daha önceki çalışmaların sonuçlarına göre, protez tutuculuğu için gerekli olan minimum tutuculuk kuvvet değeri 5-7 N arasında olmalıdır. Hasta memnuniyeti referans alındığında, tüm grupların başlangıç tutuculuk kuvvet değerleri, gerekli olan 5-7 N minimum tutuculuk kuvvet değerinin üzerindedir. İki implant destekli overdenture tasarımının, takma/çıkarma işlemine bağlı, iki yıllık klinik kullanım süresi söz konusu olduğunda:
 - a. İmplantlar arası mesafenin 22 mm olduğu beyaz, sarı, yeşil renk kodlu matriks grupları için 2 yıl klinik kullanım sonrası tutuculuk kuvvet değerleri sırasıyla; **6,92 N**, **11,12 N** ve **21,09 N** tespit edildi. Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı ve Novaloc/yeşil renk matriks gruplarında 2 yıl klinik kullanıma denk gelen takma/çıkarma siklusu sonrasında elde edilen tutuculuk kuvvet değerleri, gerekli olan 5-7 N minimum tutuculuk

kuvvet değerinin üzerinde olduğu için, proteze bağlı hasta memnuniyeti aısından yeterlidir.

- b. İmplantlar arası mesafenin 11 mm olduğu beyaz, sarı, yeşil renk kodlu matriks grupları için 2 yıl klinik kullanım sonrası tutuculuk kuvvet değerleri sırasıyla; **4,44 N**, **5,05 N** ve **11,35 N** tespit edildi. Novaloc/beyaz renk matriks grubu, gerekli olan 5-7 N minimum tutuculuk kuvvet değerinin altında, Novaloc/sarı matriks grubu 5-7 N minimum tutuculuk kuvvet değeri sınırında, Novaloc/yeşil renk matriks grubu, gerekli olan 5-7 N minimum tutuculuk kuvvet değerinin üzerinde olduğu saptandı. İmplantlar arası mesafenin 11 mm olduğu durumda, uzun süre klinik kullanım ve hasta memnuniyeti söz konusu olduğunda, tutuculuk için Novaloc/yeşil renk matriks grubunun kullanılması daha güvenlidir.
6. Her ne kadar, takma/çıkarma işlemine bağlı 2 yıl klinik kullanım sonrası gerekli 5-7 N minimum tutuculuk kuvvetine yakın değerler elde edilse de tüm renk kodlu matrikslerin başlangıç tutuculuk kuvvet değerleri daha yüksektir. Bu nedenle, 2 yıl kullanım sonunda, titanyum başlık içerisine yerleştirilen Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı ve Novaloc/yeşil renk kodlu matrikslerin değiştirilmesi gereklidir.
7. Diş hekimi ve hastanın protezden tutuculuk beklentisine göre tutucu matriks yapıya karar verilmelidir. Diş hekimi ve hastanın protezden tutuculuk beklentisi yüksek değil ise, en düşük tutuculuk kuvvetine sahip Novaloc/beyaz matriks yapı ile protez kullanımına başlanmalıdır. Matriks yapının kullanımına bağlı tutuculuk kuvvet değerini kaybettiğinde, tutucu matriks yapının değiştirilmesi gerektiğinde ya aynı kuvvete sahip tutucu Novaloc/beyaz ile değiştirilmeli ya da protezin tutuculuğunu arttırılması için daha fazla tutucu kuvvete sahip Novaloc/sarı tutucu matriks yapı uygulanmalıdır. Tutuculuk kuvvet değeri en yüksek olan Novaloc/yeşil tutucu matriks yapı, daha düşük tutuculuk kuvvet değerine sahip diğer iki

Novaloc/beyaz, Novaloc/sarı tutucu matriks yapıların tutuculuğundan memnun olmayan hastaların protezlerine uygulanmalıdır.

8. Overdenture uygulamalarında tutucu sistemlerin aşınmasında, hastaların protezi takıp çıkarmasına ilave olarak tükürüğün kalitesi, miktarı ve pH'ı, ağız hijyeni, ısı değişiklikleri, hastanın beslenme alışkanlıkları, çiğneme fonksiyonu ve parafonksiyonel alışkanlıklar gibi birçok faktör etkili olduğu için, tutucu sistemlerin klinik kullanım süresinin, *in-vitro* deneylere göre daha kısa olması beklenir. Bu nedenle, tutucu sistemlerin güvenilirliği için her tutucu sistem ile ilgili kapsamlı *in-vitro* çalışmaların yanı sıra uzun süreli klinik takip/*in-vivo* çalışma sonuçlarına ihtiyaç vardır.

ÖZET

Alt Çene İki İmplant Destekli Hareketli Protez (Overdenture) Uygulamalarında, İmplantlar Arası Mesafenin, Tutuculuğa Etkisinin, Farklı Sürelerde ve Farklı Tutuculuk Özelliklerinde Değerlendirilmesi

İmplant destekli hareketli protez (overdenture) uygulamaları, estetik, çiğneme etkinliği, tutuculuk ve stabilite açısından, geleneksel tam protezler ile karşılaştırıldığında, daha memnun edici sonuçları ile yüksek hasta memnuniyetine sahiptir. İmplant destekli overdenture uygulamalarının uzun dönem başarısında tutuculuk, anahtar faktördür ve implantlar arası mesafe, tutucu sistem tipi, takma/çıkarma siklusu tutuculuğu etkileyen faktörlerdir. Bu çalışmanın amacı, implantlar arası mesafenin ve takma/çıkarma işlemine bağlı klinik kullanım süresinin, kullanıma yeni sunulan Novaloc tutucu sistemin tutuculuk özelliğine etkisinin değerlendirilmesidir.

Bu çalışmada 24 adet implant analogu, 24 adet Novaloc dayanak, 72 adet tutucu üst yapı (24 adet beyaz, 24 adet sarı, 24 adet yeşil PEEK matriks), 12 adet implant analoglarının yerleştirileceği akrilik blok ve 12 adet protezi simüle eden akrilik blok hazırlandı. İmplantlar arası 11 mm ve 22 mm mesafeye bağlı test grupları sırasıyla, Grup 1 (n=18) ve Grup 2 (n=18) olarak belirlendi. Daha sonra her test grubu, tutucu sisteme ait farklı renk kodunda matriks gruplarına göre, Novaloc/beyaz (n=6), Novaloc/sarı (n=6) ve Novaloc/yeşil (n=6) olmak üzere 3 alt gruba ayrıldı. Ayrıca, her alt gruba, çiğneme simülatöründe, 3 ay, 6 ay, 9 ay, 12 ay ve 24 ay klinik kullanıma karşılık gelen, 360, 720, 1080, 1440 ve 2880 takma/çıkarma siklusu uygulandı. Tutuculuk testi, Universal Test Cihazında (LRX, Lloyd Instruments Ltd, West Sussex, UK) gerçekleştirildi. Elde edilen veriler, IBM SPSS Statistics 23 programına aktarıldı. İki grup arasında fark olup olmadığı, bağımsız örneklem t testi ile, ikiden fazla grup arasında fark olup olmadığı tek yönlü varyans analizi (One Way ANOVA) ile incelendi. “Tek yönlü varyans analizi” (ANOVA) sonucunda, öncelikle varyans homojenliği için Levene testi, ardından farklılığın hangi grup ya da gruplardan kaynaklandığı “çoklu karşılaştırma testi” (Bonferroni ya da Tamhane’s T2) ile tespit edildi.

Tutuculuk kaybı, hem 2 farklı implantlar arası mesafe hem de takma/çıkarma işlemine bağlı 2 yıl klinik kullanım süresi ile ilişkili tespit edildi ($p<0,05$). Farklı renk kodlarına bağlı olmaksızın, implantlar arası 22 mm mesafe olan grupların tutuculuk kuvvet değerleri, implantlar arası 11 mm mesafe olan gruplara göre daha yüksek tespit edildi ($p<0,05$). Test edilen tüm gruplarda, Novaloc/beyaz ve Novaloc/yeşil renk kodlu tutucu sistemler, sırasıyla en düşük ve en yüksek tutuculuk kuvvet değerleri sergiledi.

Anahtar Kelimeler: İmplantlar Arası Mesafe, Novaloc, Overdenture, PEEK, Tutuculuk

SUMMARY

Evaluation of Retention Effects of Interimplant Distance on Two Implant Supported Mandibular Removable Protheses (Overdenture) by Means of Different Retention Properties and Time Periods

Implant supported removable protheses (overdenture) have higher patient satisfaction with more satisfying results compared to conventional complete dentures in terms of aesthetics, chewing efficiency, retention and stability. Retention is the key factor in the long-term success of implant-supported overdentures and the interimplant distance, retention system type, and insertion/removal cycle are factors that affect retention. The aim of this study was to evaluate the retention feature of the novel attachment system Novaloc depending on the effect of the interimplant distance and the duration of clinical use by means of insertion/removal cycle for the retention of the Novaloc retention system.

In this study 24 implant analogues, 24 Novaloc abutments, 72 retention superstructure (24 white, 24 yellow, 24 green PEEK matrix), 12 acrylic block where implant analogues were placed and 12 acrylic blocks simulating the prosthesis were used. Considering interimplant distance, 11 mm and 22 mm distance were determined as Group 1 (n=18) and Group 2 (n=18), respectively. Then each test group was subdivided into 3 groups depending on color code of retention systems as Novaloc/white (n=6), Novaloc/yellow (n=6) and Novaloc/green (n=6). Additionally, insertion/removal cycles were applied using chewing simulator as 360-cycle, 720 cycle, 1080-cycle, 2880-cycle which were correspond 3-month, 6-month, 9-month, 12-month, 24-month clinical insertion/removal regime. Retention test was performed using Universal Test Machine (LRX, Lloyd Instruments Ltd, West Sussex, UK). The obtained data were transferred to IBM SPSS Statistics 23 program. Whether there was a difference between the tested groups was examined with the independent sample t test. If there was a difference between more than two groups one-way analysis of variance (One Way ANOVA) were used. After taking result of "one-way analysis of variance" (ANOVA), firstly the Levene test for variance homogeneity, then "multiple comparison test" (Bonferroni or Tamhane's T2) were used to determine the groups for the difference originated.

Loss of retention was related with both 2-different interimplant distances and 2-year after clinical insertion/removal regime ($p<0,05$). Retention values were obtained from 22 mm interimplant distance higher than 11 mm interimplant distance notwithstanding color coded of different retention systems ($p<0,05$). All tested regime, Novaloc/white and Novaloc/green color coded retention systems had lowest and highest retention values, respectively.

Keywords: Interimplant Distance, Novaloc, Overdenture, PEEK, Retention

KAYNAKLAR

- ABI NADER S, de SOUZA RF, FORTIN D, DE KONINCK L, FROMENTIN O, ALBUQUERQUE JUNIOR RF (2011). Effect of simulated masticatory loading on the retention of stud attachments for implant overdentures. *J Oral Rehabil*, **38(3)**: 157-164.
- AL-GHAFLI SA, MICHALAKIS KX, HIRAYAMA H, KANG K (2009). The in vitro effect of different implant angulations and cyclic dislodgement on the retentive properties of an overdenture attachment system. *J Prosthet Dent*, **102(3)**: 140-147.
- ALLEN PF, MCMILLAN AS (2003). A longitudinal study of quality of life outcomes in older adults requesting implant prostheses and complete removable dentures. *Clin Oral Implants Res*, **14(2)**: 173-179.
- ALSABEEHA N, ATIEH M, SWAIN M, PAYNE A (2010). Attachment systems for mandibular single-implant overdentures: An in vitro retention force investigation on different designs. *Int J Prosthodont*, **23(2)**: 160-166.
- ALSABEEHA NH, PAYNE AG, SWAIN MV (2009). Attachment systems for mandibular two-implant overdentures: A review of in vitro investigations on retention and wear features. *Int J Prosthodont*, **22(5)**: 429-440.
- ANAS EL-WEGUOD M, FAYYAD A, KADDAH A, NABHAN A (2017). Bar versus ball attachments for implant-supported overdentures in complete edentulism: A systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res*, **20(2)**: 243-250.
- ARNOLD C, STAMPA C, SCHWEYEN R, HEY J, BOECKLER A (2020). Retentive characteristics of a new attachment system for hybrid dentures. *Materials (Basel)*, **13(15)**: 3434.
- ASSAF A, DAAS M, BOITTIN A, EID N, POSTAIRE M (2018). Prosthetic maintenance of different mandibular implant overdentures: A systematic review. *J Prosthet Dent*, **118(2)**: 144-152.
- AWAD MA, LOCKER D, KORNER-BITENSKY N, FEINE JS (2000). Measuring the effect of intra-oral implant rehabilitation on health-related quality of life in a randomized controlled clinical trial. *J Dent Res*, **79(9)**: 1659-1663.
- AWAD MA, LUND JP, DUFRESNE E (2003a). Comparing the efficacy of mandibular implant retained overdentures and conventional dentures among middle-aged edentulous patients: Satisfaction and functional assessment. *Int J Prosthodont*, **16(2)**: 117-122.

- AWAD MA, LUND JP, SHAPIRO SH, LOCKER D, KLEMETTI E, CHEHADE A (2003b). Oral health status and treatment satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional dentures: A randomized clinical trial in a senior population. *Int J Prosthodont*, **16(4)**: 390-396.
- BARAO VAR, DELBENA JA, LIMA J, CABRAL T, ASSUNCAOA WG (2013). Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible-a computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *J Biomech*, **46(7)**: 1312-1320.
- BATHALA L, MAJETI V, RACHURI N, SINGH N, GEDELA S (2019). The role of polyether ether ketone (peek) in dentistry- a review. *J Med Life*, **12(1)**: 5-9.
- BAYER S, STEINHEUSER D, GRUNER M, KEILIG L, ENKLING N, STARK H, MUES S (2009). Comparative study of four retentive anchor systems for implant supported overdentures retention force changes. *Gerodontology*, **26(4)**: 268–272.
- BAYER S, KEILIG L, KRAUS D, GRUNER M, STARK H, MUES S, ENKLING N (2011). Influence of the lubricant and the alloy on the wear behaviour of attachments. *Gerodontology*, **28(3)**: 221–226.
- BESIMO CE, GUARNERI A (2003). In vitro retention force changes of prefabricated attachments for overdentures. *J Oral Rehabil*, **30(7)**: 671-678.
- BOTEGA DM, MESQUITA MF, HENRIQUES GE, VAZ LG (2004). Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems. *J Oral Rehabil*, **31(9)**: 884-889.
- BRANCHI R, VANGI D, VIRGA A, GUERTIN G, FAZI G (2010). Resistance to wear of four matrices with ball attachments for implant overdentures: A fatigue study. *J Prosthodont*, **19(8)**: 614-619.
- BURNS DR (2000). Mandibular implant overdenture treatment: Consensus and controversy. *J Prosthodont*, **9(1)**: 37–46.
- BUTTEL AE, BUHLER NM, MARINELLO CP (2009). Locator or ball attachment: A guide for clinical decision making. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, **119(9)**: 901-918.
- CARLSSON GE (2014). Implant and root supported overdentures- a literature review and some data on bone loss in edentulous jaws. *J Adv Prosthodont*, **6(4)**: 245-252.
- CENDRES+METAUX MEDTECH (2020). CM LOC® The anchor system. Erişim: [<https://www.cmsa.ch/en/medtech/products/prostheticline/implantology/cm-locr/>]. Erişim tarihi: 20.03.2020.

- CHOI JW, BAE JH, JEONG CM, HUH JB (2017). Retention and wear behaviors of two implant overdenture stud-type attachments at different implant angulations. *J Prosthet Dent*, **117**(5): 628-635.
- CHOI JW, YUN BH, JEONG CM, HUH JB (2018). Retentive properties of two stud attachments with polyetherketoneketone or nylon insert in mandibular implant overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **33**(5): 1079-1088.
- CHUNG KH, CHUNG CY, CAGNA DR, CRONIN RJ (2004). Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *J Prosthodont*, **13**(4): 221-226.
- CICCIU M, BERETTA M, RISITANO G, MAIORANA C (2008). "Cemented-retained vs screw-retained implant restorations: An investigation on 1939 dental implants," *Minerva Stomatol*, **57**(4): 167-179.
- CUNE M, BURGERS M, KAMPEN F, PUTTER C, BILT A (2010). Mandibular overdentures retained by two implants: 10-year results from a crossover clinical trial comparing ball-socket and bar-clip attachments. *Int J Prosthodont*, **23**(4): 310-317.
- CUNE M, VAN KAMPEN F, VAN DER BILT A, BOSMAN F (2005). Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures: A cross-over clinical trial. *Int J Prosthodont*, **18**(2): 99-105.
- DAOUEE (2015). Biomaterial aspects: A key factor in the longevity of implant overdenture attachment systems. *J Int Soc Prev Community Dent*, **5**(4): 255-262.
- de la ROSA CASTOLO G, GUEVARA PEREZ SV, ARNOUX PJ, BADIH L, BONNET F, BEHR M (2019). Implant-supported overdentures with different clinical configurations: Mechanical resistance using a numerical approach. *J Prosthet Dent*, **121**(3): 546-546.
- de SOUZA RF, BEDOS C, ESFANDIARI S, MAKHOUL NM, DAGDEVIREN D, NADER SA, JABBAR AA, FEINE JS (2018). Single-implant overdentures retained by the Novaloc attachment system: Study protocol for a mixed-methods randomized cross-over trial. *Trials*, **19**(1): 243.
- DOUKAS D, MICHELINAKIS G, SMITH PW, BARCLAY CW (2008). The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: 6-month fatigue retention values. *Int J Prosthodont*, **21**(2): 152-154.
- DOUNDOULAKIS JH, ECKERT SE, LINDQUIST CC, JEFFCOAT MK (2003). The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture *J Am Dent Assoc*, **134**(11): 1455-1458.

- ELLIS JS, THOMASON JM, JEPSON NJ, NOHL F, SMITH DG, ALLEN PF (2008). A randomized-controlled trial of food choices made by edentulous adults. *Clin Oral Implants Res*, **19(4)**: 356-361.
- ELSYAD MA, DAYEKH MA, KHALIFA AK (2019a). Locator versus bar attachment effect on the retention and stability of implant-retained maxillary overdenture: An in vitro study. *J Prosthodont*, **28(2)**: 627-636.
- ELSYAD MA, EMERA RM, ASHMAWY TM (2019b). Effect of distal implant inclination on dislodging forces of different locator attachments used for mandibular overdentures: An in vitro study. *J Prosthodont*, **28(2)**: 666-674.
- ELSYAD MA, ERRABTI HM, MUSTAFA AZ (2016). Mandibular denture base deformation with Locator and ball attachments of implant-retained overdentures. *J Prosthodont*, **25(8)**: 656-664.
- ELSYAD MA, KHIRALLAH AS (2016). Circumferential bone loss around splinted and nonsplinted immediately loaded implants retaining mandibular overdentures: A randomized controlled clinical trial using cone beam computed tomography. *J Prosthet Dent*, **116(5)**: 741-748.
- EVTIMOVSKA E, MASRI R, DRISCOLL CF, ROMBERG E (2009). The change in retentive values of locator attachments and hader clips over time. *J Prosthodont*, **18(6)**: 479-483.
- FEINE JS, CARLSSON GE, AWAD MA, CHEHADE A, DUNCAN WJ, GIZANI S, HEAD T, LUND JP, MACENTEE M, MERICSKE-STERN R, MOJON P, MORAIS J, NAERT I, PAYNE AGT, PENROD J, STOKER GT, JR, TAWSE-SMITH A, TAYLOR TD, THOMASON JM, THOMSON WM, WISMEIJER D (2002). The McGill Consensus Statement on Overdentures. Montreal, Quebec, Canada May 24-25, 2002. *Int J Prosthodont*, **15(4)**: 413-414.
- FEINE JS, CARLSSON GE (2003). Implant overdentures. The Standard of Care For Edentulous Patients. Chicago; Quintessence.
- FONTIJN-TEKAMP FA, SLAGTER AP, VAN DER BILT A, VAN'T HOF MA, WITTER DJ, KALK W, JANSEN JA (2000). Biting and chewing in overdentures, full dentures and natural dentitions. *J Dent Res*, **79(7)**: 1519-1524.
- FORD TG (2003). The heat-activated solderless passivation (HASP) technique for correcting nonpassive fitting bars without soldering. *Implant Dent*, **12(1)**: 11-17.
- FROMENTIN O, LASSAUZAY C, ABI NADER S, FEINE J, DE ALBUQUERQUE JUNIOR RF (2010). Testing the retention of attachments for implant overdentures validation of an original force measurement system. *J Oral Rehabil*, **37(1)**: 54-62.

- FU CC, HSU YT (2009). A comparison of retention characteristics in prefabricated and custom-cast dental attachments. *J Prosthodont*, **18(5)**: 388–392.
- FUHRMANN G, STEINER M, WOLF SF, KERN M (2014). Resin bonding to three types of polyaryletherketones (paeks)-durability and influence of surface conditioning. *Dent Mater*, **30(3)**: 357-63.
- Glossary of Oral and Maxillofacial Implants (2007). Quintessence Publishing Co, Berlin.
- GOODACRE CJ, GOODACRE BJ (2017). Fixed vs removable complete arch implant prostheses: A literature review of prosthodontic outcomes. *Eur J Oral Implantol*, **10(1)**: 13-34.
- GOODACRE BJ, GOODACRE SE, GOODACRE CJ (2018). Prosthetic complications with implant prostheses (2001-2017). *Eur J Oral Implantol*, **11(1)**: 27-36.
- GONCALVES F, CAMPESTRINI VLL, RIGO-RODRIGUES MA, ZANARDI PR (2020). Effect of the attachment system on the biomechanical and clinical performance of overdentures: A systematic review. *J Prosthet Dent*, **123(4)** :589-594.
- GOTFREDSEN K, HOLM B (2000). Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or bar attachments: a randomized prospective 5-year study. *Int J Prosthodont*, **13(2)**: 125-130.
- GOTFREDSEN K, WALLS AW (2007). What dentition assures oral function? *Clin Oral Implants Res*, **18(3)**: 34-45.
- GULIZIO MP, AGAR JR, KELLY JR, TAYLOR TD (2005). Effect of implant angulation upon retention of overdenture attachments. *J Prosthodont*, **14(1)**: 3-11.
- HASHIMOTO M, YAMANAKA K, SHIMOSATO T, OZAWA A, TAKIGAWA T, HIDAKA S, SAKAI T, NOGUCHI T (2006). Oral condition and health status of elderly 8020 achievers in Aichi Prefecture. *Bull Tokyo Dent Coll*, **47(2)**: 37–43.
- HECKMANN SM, SCHROTT A, GRAEF F, WICHMANN MG, WEBER HP (2004). Mandibular two-implant telescopic overdentures. *Clin Oral Implants Res*, **15(5)**: 560-569.
- HECKMANN SM, WINTER W, MEYER M, WEBER HP, WICHMANN MG (2001). Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 2: A methodical study using five types of attachment. *Clin Oral Implants Res*, **12(6)**: 640–647.

- HYLAND RM, ELLIS J, THOMASON M, EL-FEKY A, MOYNIHAN PJ (2009). A qualitative study on patient perspectives of how conventional and implant-supported dentures affect eating. *J Dent*, **37(9)**: 718–723.
- INSTRON TENSILE TESTING (2020). Erişim, [<https://www.instron.com.tr/tr-tr/our-company/library/test-types/tensile-test>]. Erişim tarihi: 25.04.2020.
- JOFRE J, CENDOYA P, MUNOZ P (2010). Effect of splinting mini-implants on marginal bone loss: a biomechanical model and clinical randomized study with mandibular overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **25(6)**: 1137-1144.
- KARABUDA C, YALTIRIK M, BAYRAKTAR M (2008). A clinical comparison of prosthetic complications of implant-supported overdentures with different attachment systems. *Implant Dent*, **17(1)**: 74-81.
- KESHK AM, ALQUTAIBI AY, ALGABRI RS, SWEDAN MS, KADDAH A (2017). Prosthodontic maintenance and peri-implant tissue conditions for telescopic attachment-retained mandibular implant overdenture: Systematic review and meta-analysis of randomized clinical trials. *Eur J Dent*, **11(4)**: 559-568.
- KIM HY, LEE JY, SHIN SW, BRYANT SR (2012). Attachment systems for mandibular implant overdentures: A systematic review. *J Adv Prosthodont*, **4(4)**: 197-203.
- KLEMETTI E, CHEHADE A, TAKANASHI Y, FEINE JS (2003). Two-implant mandibular overdentures: Simple to fabricate and easy to wear. *J Can Dent Assoc*, **69(1)**: 29–33.
- KOBAYASHI M, SRINIVASAN M, AMMANN P, PERRIARD J, OHKUBO C, MULLER F (2014). Effects of in vitro cyclic dislodging on retentive force and removal torque of three overdenture attachment systems. *Clin Oral Implants Res*, **25(4)**: 426-434.
- KRENNMAIR G, SUTO D, SEEMANN R, PIEHSLINGER E (2012). Removable four implant-supported mandibular overdentures rigidly retained with telescopic crowns or milled bars: A 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res*, **23(4)**: 481-488.
- LANDA LS, CHO SC, FROUM SJ, ELIAN N, TARNOW DP (2001). A prospective 2-year clinical evaluation of overdentures attached to nonsplinted implants utilizing ERA attachments. *Pract Proced Aesthet Dent*, **13(2)**: 151-157.
- LANGER Y, LANGER A (2000). Tooth-supported telescopic prosthesis in compromised dentitions: A clinical report, *J Prosthet Dent*, **84(2)**: 129-132.
- LAURITANO F, RUNCI M, CERVINO G, FIORILLO L, BRAMANTI E, CICCIO M (2016). Three-dimensional evaluation of different prosthesis retention systems using finite element analysis and the Von Mises stress test. *Minerva Stomatol*, **65(6)**: 353–367.

- LAVERTY DP, GREEN D, MARRISON D, ADDY L, THOMAS MBM (2017). Implant retention systems for implant-retained overdentures. *Br Dent J*, **222(5)**: 347-359.
- LEAO RS, MORAES SLD, VASCONCELOS BCE, LEMOS CAA, PELLIZZER EP (2018). Splinted and unsplinted overdenture attachment systems: A systematic review and meta-analysis. *J Oral Rehabil*, **45(8)**: 647-656.
- LEE JS, WEYANT RJ, CORBY P, KRITCHEVSKY SB, HARRIS TB, ROOKS R, RUBIN SM, NEWMAN AB (2004). Edentulism and nutritional status in a biracial sample of well-functioning, community-dwelling elderly: The health, aging, and body composition study. *Am J Clin Nutr*, **79(2)**: 295-302.
- LEE JY, KIM HY, SHIN SW, BRYANT SR (2012). Number of implants for mandibular implant overdentures: A systematic review. *J Adv Prosthodont*, **4(4)**: 204-209.
- LEE DJ, SAPONARO PC (2019). Management of edentulous patients. *Dent Clin North Am*, **63(2)**: 249-261.
- LEE E, SHIN SY (2017). The influence of the number and the type of magnetic attachment on the retention of mandibular mini implant overdenture. *J Adv Prosthodont*, **9(1)**: 14-21.
- LIU W, ZHANG X, QING H, WANG J (2020). Effect of locator attachments with different retentive forces on the stability of 2-implant-retained mandibular overdenture. *J Prosthet Dent*, **124(2)**: 224-229.
- MANIEWICZ S, BADOUD I, HERRMANN FR, CHEBIB N, AMMANN P, SCHIMMEL M, MULLER F, SRINIVASAN M (2020). In vitro retention force changes during cyclic dislodging of three novel attachment systems for implant overdentures with different implant angulations. *Clin Oral Implants Res*, **31(4)**: 315-327.
- MARIN DOM, LEITE ARP, OLIVEIRA JUNIOR NM, PALEARI AG, PERO AC, COMPAGNONI MA (2018). Retention force and wear characteristics of three attachment systems after dislodging cycles. *Braz Dent J*, **29(6)**: 576-582.
- MARTIN S, MILTIADIS EM, KLAUS L, MATTHIAS K (2009). In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dent Mater*, **25(4)**: 494-499.
- MCKEEN L (2012). Film Properties of Plastics and Elastomers. 3rd Ed. United States of America: Elsevier, pp. 157-188.
- MEMARIAN M, ZARRATI S, KARIMI S, BAHRAMI M (2018). Comparative evaluation of retentive properties of two compatible ball attachments in mandibular implant retained overdentures: An in vitro study. *J Dent*, **15(2)**: 106-115.

- MERICSKÉ-STERN RD, TAYLOR TD, BELSER U (2000). Management of the edentulous patient. *Clin Oral Implants Res*, **11(1)**: 108–125.
- MILER AMQP, CORREIA ARM, DE CASTRO ROCHA JM, CAMPOS JCR, DA SILVA MHGF (2017). Locator® attachment system for implant overdentures: A systematic review. *Stomatologija*, **19(4)**: 124-129.
- MINGUEZ-TOMAS N, ALONSO-PEREZ-BARQUERO J, FERNANDEZ-ESTEVA L, VICENTE-ESCUDE A, SELVA-OTAOLAURRUCHIE J (2018). In vitro retention capacity of two overdenture attachment systems: Locator® and Equator®. *J Clin Exp Dent*, **10(7)**: 681-686.
- MISCH CE (2005). Dental Implant Prosthetics. 1st Ed. St. Louis: Mosby Inc.
- MICHELINAKIS G, BARCLAY CW, SMITH PW (2006). The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: initial retention values. *Int J Prosthodont*, **19(5)**: 507-512.
- MOJON P, THOMASON JM, WALLS AW (2004). The impact of falling rates of edentulism. *Int J Prosthodont*, **17(4)**: 434-440.
- MULLER F (2014). Interventions for edentate elders--what is the evidence? *Gerodontology*, **31(1)**: 44-51.
- NAERT I, ALSAADI G, STEENBERGHE D, QUIRYNEN M (2004a). A 10-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining mandibular overdentures: Peri-implant outcome. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **19(5)**: 695–702.
- NAERT I, ALSAADIG, QUIRYNEN M (2004b). Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: A 10-year randomized clinical study. *Int J Prosthodont*, **17(4)**: 401-410.
- NAGUIB AA, EL KHOURAZATY NS, EL MONAEM AA (2019). Cost-effectiveness of CM-LOC attachment versus ball attachment retaining single implant mandibular overdentures. *Maced J Med Sci*, **7(21)**: 3655-3658.
- NARHI TO, HEVINGA M, VOORSMIT RA, KALK W (2008). Maxillary overdentures retained by splinted and unsplinted implants: A retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **16(2)**: 259–266.
- NEDIR R, BISCHOF M, SZMUKLER-MONCLER S, BELSER UC, SAMSON J (2005). Prosthetic complications with dental implants: From an up-to-8-year experience in private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **21(6)**: 919-928.

O'BRIEN WJ (2009). Dental Materials and Their Selection. 4th Ed. Quintessence Pub Co.

ORTEGON SM, THOMPSON GA, AGAR JR, TAYLOR TD, PERDIKIS D (2009). Retention forces of spherical attachments as a function of implant and matrix angulation in mandibular overdentures: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, **101(4)**: 231-238.

PASSIA N, GHAZAL M, KERN M (2016). Long-term retention behaviour of resin matrix attachment systems for overdentures. *J Mech Behav Biomed Mater*, **57**: 88-94.

PAYNE AG, SOLOMONS YF, TAWSE-SMITH A, LOWNIE JF (2001). Interabutment and peri-abutment mucosal enlargement with mandibular implant overdentures. *Clin Oral Implants Res*, **12(2)**: 179-187.

PETERSEN P, YAMAMOTO T (2005). Improving the oral health of older people: the approach of the WHO Global Oral Health Programme. *Community Dent Oral Epidemiol*, **33(2)**: 81-92.

PETERSEN P, BOURGEOIS D, OGAWA H, ESTUPINAN-DAY S, NDIAYE C (2005). The global burden of oral diseases and risks to oral health. *Bull World Health Organ*, **83(9)**: 661-669.

PETROPOULOS VC, MANTE FK (2011). Comparison of retention and strain energies of stud attachments for implant overdentures. *J Prosthodont*, **20(4)**: 286-293.

PETROPOULOS VC, SMITH W (2002). Maximum dislodging forces of implant overdenture stud attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **17(4)**: 526-535.

PIGOZZO MN, MESQUITA MF, HENRIQUES GEP, VAZ LG (2009). The service life of implant-retained overdenture attachment systems. *J Prosthet Dent*, **102(2)**: 74-80.

PREISKEL HW (2004). Magnetic Applications in Clinical Dentistry, In: New Magnetic Applications in Clinical Dentistry, Chicago, Quintessence Pub Co.

RABBANI S, JUSZCZYK AS, CLARK RK, RADFORD DR (2015). Investigation of retentive force reduction and wear of the locator attachment system with different implant angulations. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **30(3)**: 556-563.

RAJPUT R, CHOUHAN Z, SINDHU M, SUNDARARAJAN S, RAJ R, CHOUHAN S (2016). A brief chronological review of dental implant history. *Int Dent J Students Res*, **4(3)**: 105-107.

REDA KM, EL-TORKY IR, EL-GENDY MN (2016) In vitro retention force measurement for three different attachment systems for implant-retained overdenture. *J Indian Prosthodont Soc*, **16(4)**: 380-385.

- RHEIN'83 (2020). OT Equator castable. Erişim: [<https://www.rhein83.com/en/portfolio/ot-equator-castable/>]. Erişim tarihi: 20.03.2020.
- ROMANOS GE, MAY S, MAY D (2011). Treatment concept of the edentulous mandible with prefabricated telescopic abutments and immediate functional loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **26(3)**: 593-597.
- ROMERO GG, ENGELMEIER R, POWERS JM, CANTERBURY AA (2000). Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J Prosthet Dent*, **84(6)**: 602–607.
- RUTKUNAS V, MIZUTANI H, TAKAHASHI H (2005). Evaluation of stable retentive properties of overdenture attachments. *Stomatologija*, **7(4)**: 115–120.
- RUTKUNAS V, MIZUTANI H, TAKAHASHI H (2007). Influence of attachment wear on retention of mandibular overdenture. *J Oral Rehabil*, **34(1)**: 41–51.
- RUTKUNAS V, MIZUTANI H, TAKAHASHI H, IWASAKI N (2011). Wear simulation effects on overdenture stud attachments. *Dent Mater J*, **30(6)**: 845-853.
- SADIG W (2009). A comparative in vitro study on the retention and stability of implant-supported overdentures. *Quintessence Int*, **40(4)**: 313-319.
- SALEHI R, SHAYEGH SS, JOHNSTON WM, HAKIMANEH SMR (2019). Effects of interimplant distance and cyclic dislodgement on retention of Locator and ball attachments: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, **122(6)**: 550-556.
- SAVABI O, NEJATIDANESH F, YORDSHAHIAN F (2013). Retention of implant supported overdenture with bar/clip and stud attachment designs. *J Oral Implantol*, **39(2)**: 140-147.
- SCHERER MD, MCGLUMPHY EA, SEGHI RR, CAMPAGNI WV (2013). Comparison of retention and stability of implant-retained overdentures based upon implant number and distribution. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **28(6)**: 1619-1628.
- SCHERER MD, MCGLUMPHY EA, SEGHI RR, CAMPAGNI WV (2014). Comparison of retention and stability of two implant-retained overdentures based on implant location. *J Prosthet Dent*, **112(3)**: 515-521.
- SHAFIE HR (2007). Clinical & Laboratory Manual of Implant Overdentures. 1st Ed. Blackwell, Oxford.
- SHASTRY T, ANUPAMA NM, SHETTY S, NALINAKSHAMMA M (2016). An in vitro comparative study to evaluate the retention of different attachment systems used in implant-retained overdentures. *J Indian Prosthodont Soc*, **16(2)**: 159-66.

- SHAYEGH SS, HAKIMANEH SMR, BAGHANI MT, SHIDFAR S, KASHI FK, ZAMANIAN A (2017). Effect of inter implant distance and cyclic loading on the retention of overdenture attachments. *J Contemp Dent Pract*, **18(11)**: 1078-1084.
- SIA PKS, MASRI R, DRISCOLL CF, ROMBERG E (2017). Effect of locator abutment height on the retentive values of pink locator attachments: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, **117(2)**: 283-288.
- SRINIVASAN M, SCHIMMEL M, BADOUD I, AMMANN P, HERRMANN FR, MULLER F (2016). Influence of implant angulation and cyclic dislodging on the retentive force of two different overdenture attachments- an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*, **27(5)**: 604-611.
- STEPHENS GJ, DI VITALE N, O'SULLIVAN E, MCDONALD A (2014). The influence of interimplant divergence on the retention characteristics of locator attachments, a laboratory study. *J Prosthodont*, **23(6)**: 467-475.
- STOCK C, JURGES H, SHEN J, BOZORGMEHR K, LISTL S (2016). A comparison of tooth retention and replacement across 15 countries in the over-50s. *Community Dent Oral Epidemiol*, **44(3)**: 223-231.
- STOKER G, VAN WAAS R, WISMEIJER D (2012). Long-term outcomes of three types of implant-supported mandibular overdentures in smokers. *Clin Oral Implants Res*, **23(8)**: 925-929.
- STOUMPIS C, KOHAL RJ (2011). To splint or not to splint oral implants in the implant-supported overdenture therapy? A systematic literature review. *J Oral Rehabil*, **38(11)**: 857-869.
- STRAUMANN (2020). Straumann Novaloc downloads, documents. Erişim: [https://www.straumann.com/content/dam/mediacenter/straumann/en/documents/catalog/product-catalog/452.200-en_interactive.pdf]. Erişim tarihi: 21.03. 2020.
- SULTANA N, BARTLETT DW, SULEIMAN M (2017). Retention of implant-supported overdentures at different implant angulations: Comparing Locator and ball attachments. *Clin Oral Implants Res*, **28(11)**: 1406-1410.
- TABATABAIAN F, SABOURY A, SOBHANI ZS, PETROPOULOS VC (2014). The effect of inter-implant distance on retention and resistance to dislodging forces for mandibular implant-tissue-supported overdentures. *J Dent*, **11(5)**: 506- 515.
- TAKAHASHI T, GONDA T, TOMITA A, MAEDA Y (2018). Effect of attachment type on implant strain in maxillary implant overdentures: comparison of ball, locator and magnet attachments. Part 2: palateless dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **33(2)**: 357-364.

- TAKANASHI Y, PENROD JR, LUND JP, FEINE JS (2004). A cost comparison of mandibular two-implant overdenture and conventional denture treatment. *Int J Prosthodont*, **17(2)**: 181-186.
- TEHINI G, BABA NZ, MAJZOUN Z, NAHAS P, BERBERI A, RIFAI K (2018). In vitro effect of mastication on the retention and wear of locator attachments in a flat mandibular ridge model. *J Prosthodont*, **28(2)**: 744-751.
- The Glossary of Prosthodontic Terms (2017). *J Prosthet Dent*, **117(5)**: 29-75.
- THOMASON JM, LUND JP, CHEHADE A, FEINE JS (2003). Patient satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional dentures 6 months after delivery. *Int J Prosthodont*, **16(5)**: 467-473.
- THOMASON JM, FEINE J, EXLEY C, MOYNIHAN P, MULLER F, NAERT I, ELLIS JS, BARCLAY C, BUTTERWORTH C, SCOTT B, LYNCH C, STEWARDSON D, SMITH P, WELFARE R, HYDE P, MCANDREW R, FENLON M, BARCLAY S, BARKER D (2009). Mandibular two implant-supported overdentures as the first choice standard of care for edentulous patients – the York Consensus Statement. *Br Dent J*, **207(4)**: 185-186.
- THOMASON JM, KELLY SAM, BENDKOWSKI A, ELLIS JS (2012). Two implant retained overdentures: A review of the literature supporting the McGill and York consensus statements. *J Dent*, **40(1)**: 22-34.
- TIMMERMAN R, STOKER GT, WISMEIJER D, OOSTERVELD P, VERMEEREN JI, VAN WAAS MA (2004). An eight-year follow-up to a randomized clinical trial of participant satisfaction with three types of mandibular implant-retained overdentures. *J Dent Res*, **83(3)**: 630–633.
- TRAKAS T, MICHALAKIS K, KANG K, HIRAYAMA H (2006). Attachment systems for implant retained overdentures: A literature review. *Implant Dent*, **15(1)**: 24-34.
- TOKAR E, ULUDAG B (2018). Effects of low-profile stud attachment configurations on stress distribution characteristics of implant-retained overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **33(4)**: 754-763.
- TURK P, GECKILI O, TURK Y, GUNAY V, BILGIN T (2014). In vitro comparison of the retentive properties of ball and Locator attachments for implant overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **29(5)**: 1106-1113.
- TURKYILMAZ I, COMPANY AM, MCGLUMPHY EA (2010). Should edentulous patients be constrained to removable complete dentures? The use of dental implants to improve the quality of life for edentulous patients. *Gerodontology*, **27(1)**: 3-10.

- TOKUHISA M, MATSUSHITA Y, KOYANO K (2003). In vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball magnet, or bar attachments: Comparison of load transfer and denture stability. *Int J Prosthodont*, **16(2)**: 128-134.
- VAEZI M, YANG S (2015). A novel bioactive PEEK/HA composite with controlled 3D interconnected HA network. *Int J Bioprint*, **1(1)**: 66-76.
- VARGHESE RM, MASRI R, DRISCOLL CF, ROMBERG E (2007). The effect of denture cleansing solutions on the retention of yellow Hader clips: An in vitro study. *J Prosthodont*, **16(3)**: 165–171.
- van KAMPEN FM, van der BILT A, CUNE MS, FONTIJN-TEKAMP FA, BOSMAN F (2004). Masticatory function with implant-supported overdentures. *J Dent Res*, **83(9)**: 708-711.
- VERE J, BHAKTA S, PATEL R (2012a). Implant-retained overdentures: A review. *Dent Update*, **39(5)**: 370-375.
- VERE J, HALL D, PATEL R, WRAGG P (2012b). Prosthodontic maintenance requirements of implant-retained overdentures using the locator attachment system. *Int J Prosthodont*, **25(4)**: 392–394.
- VISWAMBARAN M, ARORA V, GUPTA SH, DHIMAN RK, THIRUVALLUVAN N (2015). A clinico radiographic study of immediate loading implants in rehabilitation of mandibular ridges. *Med J Armed Forces India*, **71(2)**: 346-354.
- WARRETH A, ALKADHIMI AF, SULTAN A, BYRNE C, WOODS E (2015). Mandibular implant-supported overdentures: attachment systems, and number and locations of implants Part II. *J Ir Dent Assoc*, **61(3)**: 93-97.
- WICHMANN N, KERN M, TAYLOR T, WILLE S, PASSIA N (2020). Retention and wear of resin matrix attachments for implant overdentures. *J Mech Behav Biomed Mater*, **110(1)**:103901.
- WIEMEYER AS, AGAR JR, KAZEMI RB (2001). Orientation of retentive matrices on spherical attachments independent of implant parallelism. *J Prosthet Dent*, **86(4)**: 434–437.
- YANG TC, MAEDA Y, GONDA T, KOTECHA S (2011). Attachment systems for implant overdenture: influence of implant inclination on retentive and lateral forces. *Clin Oral Implants Res*, **22(11)**: 1315-1319.
- ZARB G, BOLENDER C, ECKERT S, JACOB R, FENTON A, MERICSKE-STERN R (2003). Prosthodontic treatment for edentulous patients: Complete dentures and implant-supported prostheses. 12th Ed. St. Louis: Mosby.

ZEST ANCHORS LLC (2020a). Locator implant attachment system. Erişim: [https://www.zestdent.com/index.php/locator-implant-attachment-system.html]. Erişim tarihi: 20.03.2020.

ZEST ANCHORS LLC (2020b). Locator R-Tx removable attachment system. Erişim: [https://www.zestdent.com/index.php/locator-r-tx-removable-attachmentsystem.html]. Erişim tarihi: 20.03.2020.

ZOU D, WU Y, HUANG W, WANG F, WANG S, ZHANG Z (2013). A 3-year prospective clinical study of telescopic crown, bar, and Locator attachments for removable four implant-supported maxillary overdentures. *Int J Prosthodont*, **26(6)**: 566–573.



ÖZGEÇMİŞ

I- Bireysel Bilgiler

Adı Soyadı : Hacer ERTÜRK AKYEL
Doğum yeri ve tarihi : Erzincan, 1990
Medeni durumu : Evli
Uyruğu : T.C.
İletişim adresi : Ankara Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi,
Beşevler, Ankara
Telefon No : 0505 641 54 30
E-Posta : hacer_erturk_9055@hotmail.com

II- Eğitimi

Lise : Amasya Anadolu Öğretmen Lisesi (2008)
Üniversite : Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2016)
Uzmanlık : Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş
Tedavisi Anabilim Dalı (2020)
Yabancı Dil : İngilizce

III- Ünvanları

2016 Diş Hekimi

IV- Mesleki Deneyimi

2017- Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş
Tedavisi Anabilim Dalı, Araştırma Görevlisi

Katıldığı Seminer, Sempozyum ve Kongreler

- Planmed Implantology Education Group (PIEG) 10th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology Symposium.
10-13 Mayıs 2018, Antalya-TÜRKİYE.
- Türk Diş Hekimleri Birliği 24. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi.
27-30 Eylül 2018, Ankara-TÜRKİYE.
- Dentimplant 15. Yıl Büyük Buluşması Bilimsel Etkinlik Programı.
13-15 Ekim 2018, Antalya-TÜRKİYE.
- Nobel Biocare Türkiye Sempozyumu “Hasta Serüveni, Sanat ve Bilim”.
9-10 Kasım 2018, Antalya-TÜRKİYE.
- Nobel Biocare ‘Total Dişsizlik Çözümleri’.
6 Nisan 2019, Ankara-TÜRKİYE.
- Nobel Biocare User Day, Prof. Dr. Paulo Malo, “Total Dişsiz ve Dişsiz Kalmaya Aday Hastalar İçin All-On-4 Tedavi Konsepti”.
2 Kasım 2019, Girne-KIBRIS.
- Advanced Implantology Academy, Dr. Haşmet Gökdeniz, “Güncel Dental implantolojide neyi, nereye kadar yapabiliriz? Kurallar ve Çözümler”.
7 Aralık 2019, Ankara-TÜRKİYE.
- Aim Academy Ankara Çalışma Kulübü Toplantısı, Prof. Dr. Atilla Sertgöz, “Tam Dişsiz Vakalarda Sabit ve Hareketli İmplant Protezler”.
11 Aralık 2019, Ankara-TÜRKİYE.

Bildiriler

• Poster Sunumu

1. **Ertürk Akyel H**, Üçtaşlı S, Erdoğan M.

Implant Supported Fixed Partial Prosthesis For Edentulous Maxilla.

Planned Implantology Education Group (PIEG) 10th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology.

10-13 Mayıs 2018, Antalya- TÜRKİYE.

2. **Ertürk Akyel H**, Üçtaşlı S.

Tamamen Dişsiz Hastaların İki-İmplant Destekli Overdenture Uygulamalarına Yaklaşımı.

Türk Diş Hekimleri Birliği 24. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi.

27-30 Eylül 2018, Ankara-TÜRKİYE.

3. Tad KN, **Ertürk Akyel H**, Üçtaşlı S, Bozkaya S.

Üst Çenenin Tek Taraflı Dişsizlik Durumunda Cerrahi ve Protetik Yaklaşım.

Türk Diş Hekimleri Birliği 24. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi.

27-30 Eylül 2018, Ankara-TÜRKİYE.

• Sözlü Sunum

1. Üçtaşlı S, Çiçekci G, **Ertürk Akyel H**, Hwidi M.

Seramik Laminat Veneer Restorasyonla Tedavi Sonrasında Klinisyen Memnuniyetlerinin Değerlendirilmesi: Pilot Çalışma.

Türk Diş Hekimleri Birliği 23. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi.

21-24 Eylül 2017, İstanbul-TÜRKİYE.

2. Üçtaşlı S, Karaer O, **Ertürk Akyel H**, Terzioğlu H.

Tek Seansta Seramik Laminat Veneer Restorasyon Uygulamaları.

Türk Diş Hekimleri Birliği 23. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi.

21-24 Eylül 2017, İstanbul-TÜRKİYE.

Diğer Akademik Faaliyetler

- Ankara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü'nün 19L0234002 proje numaralı uzmanlık tezi projesi tamamlandı.

